



HAL
open science

Analyse de l'effet d'un élément de stimulation plantaire, l'EMI, sur la posture et la locomotion

Carole Puil

► **To cite this version:**

Carole Puil. Analyse de l'effet d'un élément de stimulation plantaire, l'EMI, sur la posture et la locomotion. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-01647725

HAL Id: dumas-01647725

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01647725v1>

Submitted on 24 Nov 2017

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License



UNIVERSITÉ RENNES 2 – HAUTE BRETAGNE
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et
Sportives
Master 2 Mouvement Sport Santé



Analyse de l'effet d'un élément de stimulation plantaire, l'EMI, sur la posture et la locomotion

Mémoire présenté par :

PUIL Carole

Tuteur universitaire : Anne-Hélène Olivier

Tuteur Professionnel : Armel Crétual

Année universitaire 2016-2017

Remerciements

Anne-Hélène et Armel, merci pour tout. Pour la bonne humeur, les précieux conseils et connaissances, le temps passé, les digressions. Et puis surtout pour l'ouverture d'esprit, parce que tester un EMI ce n'était pas « Descartien » au fond...

Flo et Alex et Antoine, merci pour votre aide pendant les manip.

Aux 22 sujets, merci d'avoir bousculer vos plannings pour venir (2 fois en plus...), et particulièrement ceux venus de loin.

Aux collègues de promo, et autres personnages du M2S : merci pour la bonne humeur et les gâteaux !

A Basile et Adèle pour avoir géré le cabinet comme des chefs. Vous n'imaginez pas à quel point votre travail à rendu le mien possible.

Sommaire

Remerciements	
Sommaire	
Introduction	1
Etat de l'art	3
I. L'examen clinique podologique : évaluation et traitement	3
1.1. L'évaluation subjective : l'œil du praticien	3
1.2. L'évaluation objective	5
1.3. Le traitement par stimulation plantaire.....	7
II. Lois de contrôle de la locomotion	9
2.1. Génération de la trajectoire locomotrice.....	9
2.2. Contrôle locomoteur et système podal.....	11
Synthèse et objectifs	14
Méthodologie générale	16
I. Participants	16
II. Matériel	16
2.1. Environnement	16
2.2. Chaussons et stimulations.....	17
2.3. Systèmes de mesures	18
III. Protocole	18
3.1. Tâche statique	19
3.2. Tâche locomotrice	20
IV. Analyse	20
4.1. Paramètres calculés.....	21
4.1.1. En statique	21
4.1.2. Durant la tâche locomotrice.....	22
4.2. Statistiques.....	24
4.2.1. Statique.....	24
4.2.2. Locomotion.....	24
Résultats	25
I. Statique	25
1.1. Position moyenne médio-latérale du CoP.....	25
1.2. Ecart-type inter-essais et intra-sujet de la position moyenne médio-latérale du CoP	26
1.3. Ecart-type intra-essai intra-sujet de la position médio-latérale du CoP	28
II. Locomotion	30
Discussion	32
Conclusion	36
Références bibliographiques	38
Annexes	41
Résumés	43

Introduction

Le cadre général de ce mémoire est la podologie. Le métier de podologue consiste, entre autres, à ré-harmoniser une posture dérégulée. Via un appareillage orthétique (les semelles), il tend à corriger les déséquilibres posturaux observés lors de l'examen clinique et à stopper ou diminuer l'apparition de lésions ou de douleurs dues à ces déséquilibres. Le mémoire de première année de Master s'était attaché à synthétiser la littérature concernant l'évaluation du patient par le podologue. Nous avons pu mettre en évidence le manque de documentation scientifique sur la pratique podologique et la validation des tests utilisés en routine. En effet, la plupart des tests cliniques utilisés par le praticien ne sont pas validés et les tests proposés sont réalisés dans le cadre d'une tâche statique. Pourtant, c'est bien majoritairement en mouvement que nos pieds vont être stimulés par l'appareillage orthétique, lors de nos déplacements quotidiens comme se rendre en marchant au bureau voisin ou à la cafétéria pour manger, ou lorsque nous pratiquons des activités physiques et sportives. Dans ce contexte, aucun des tests dits « dynamiques », au sens qu'ils sont réalisés en mouvement, ne permettent de tester l'appareillage proposé lors du bilan initial et de le valider. Le suivi du patient et l'interprétation des tests utilisés en routine sont donc soumis à l'analyse personnelle et subjective du praticien, n'ayant à sa disposition pas ou peu d'outils objectifs. Il se pose alors la question de l'objectivité des mesures observées à l'œil nu et de leur reproductibilité (intra et inter-praticien), ce qui ne facilite pas le suivi du patient dans de telles conditions.

L'objectif de ce mémoire de recherche vise ainsi à comprendre quel est l'effet d'une stimulation orthétique dans une tâche dynamique, dans notre cas d'étude la locomotion. Cet objectif est la première étape vers un projet plus ambitieux à plus long terme qui cherche à proposer de nouveaux tests pour le praticien podologue, tests impliquant une tâche locomotrice qui devra être adaptée à une évaluation en cabinet.

La première partie de ce mémoire présentera la littérature scientifique liée à notre question de recherche, en détaillant dans un premier temps le versant du podologue et plus précisément l'évaluation et les traitements proposés, et dans un second temps les études scientifiques s'intéressant au contrôle de la locomotion, en particulier en faisant un focus sur le

contrôle par les pieds. Dans une seconde partie, nous ferons une synthèse de la littérature et présenterons l'objectif de ce travail de master et le projet plus global dans lequel il s'inscrit. Dans une troisième partie, nous détaillerons le protocole expérimental mis en place pour répondre à notre question de recherche et l'analyse qui a été mise en place. Dans une quatrième partie, nous détaillerons les résultats et les discuterons dans une dernière partie avant de conclure sur les implications de nos résultats pour le podologue.

Etat de l'art

I. L'examen clinique podologique : évaluation et traitement.

La podologie est une discipline qui s'appuie sur les principes scientifiques de la biomécanique et du contrôle postural. L'analyse posturale de l'individu en pratique combine à la fois une étude des différentes entrées posturales (c'est-à-dire podale, visuelle, vestibulaire, dentaire), et leurs influences relatives.

1.1. L'évaluation subjective : l'œil du praticien

Pour choisir et valider son traitement, le praticien se base sur son expertise clinique et sur une série de tests. Un nombre non négligeable de tests coexistent. Cependant leur validité n'est pas confirmée et l'objectivité de la mesure peut être discutée. Ces tests se réalisent généralement « à vide » renseignant ainsi le praticien sur « l'état physiologique » du patient. Puis ils sont à nouveau réalisés avec les stimulations choisies comme appareillage. Ces stimulations doivent évidemment améliorer les résultats du test initial.

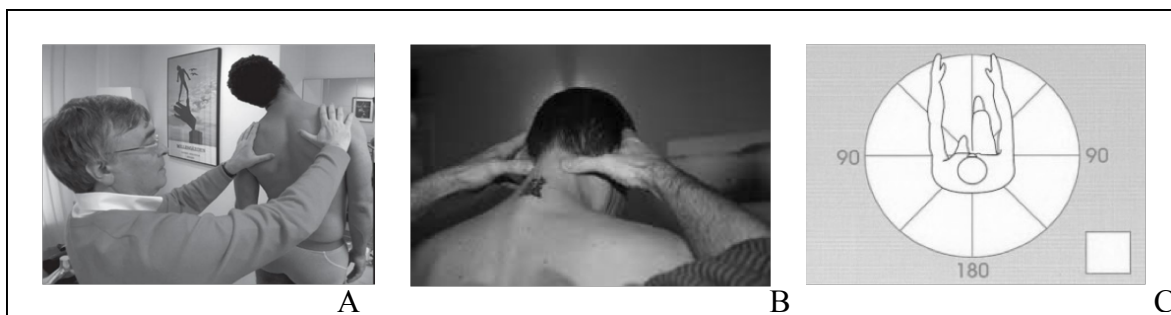


Figure 1 : Test posturodynamique (A), Test de Fournier (B) et Test de Fukuda (C)

Parmi les tests usuels, on peut citer le test posturodynamique (Villeneuve, 1996) (Figure 1A). Il considère les étages, lombaires, dorsaux et cervicaux. Le posturologue observe le tonus musculaire via l'inclinaison latérale du patient. En traduisant les conditions toniques du sujet à un instant t , ce test permet au praticien de ré-harmoniser cette tonicité musculaire avec l'appareillage. On considère qu'il possède une bonne reproductibilité intra-professionnelle

(84%) mais moins bonne interprofessionnelle. L'observation et l'estimation d'un angle de rotation à l'œil nu peut créer des conclusions différentes entre 2 praticiens et donc influencer le traitement final.

Le test de Fournier (ou test des pouces montants) (Fournier, 1993) (Figure 1B) consiste à observer la modification du tonus musculaire local. Le patient effectue une antéflexion de la tête puis du buste. Le praticien en positionnant ces pouces au niveau de certains repères anatomiques observe l'ascension de ces derniers. S'il y a dissymétrie ascensionnelle entre les pouces, le test signe une tonicité différente. Le but du traitement (via les stimulations) étant, ici aussi, de ré-harmoniser le tonus du patient et redonner la physiologie au test : une ascension symétrique. Ce test est validé, mais les observations obtenues sont opérateurs-dépendantes.

Enfin nous pouvons citer le test de Fukuda (Fukuda, 1961) (Figure 1C), et plus particulièrement le test de Fukuda postural (Gagey, 1983). Ce dernier est en fait une adaptation pour la pratique des posturologues en cabinet. Le patient réalise comme dans le test original un piétinement sur place (50 pas de piétinement en levant les genoux). Ce test doit se faire dans le silence et le calme. Il est long et très peu utilisé en pratique car plus difficile à mettre en place. Du plus, il est impossible de tester une association de stimulation ou une stimulation si elle n'est pas incluse dans une chaussure, puisqu'elle ne resterait évidemment pas sous le pied avec le mouvement de piétinement. Il peut donc être réalisé en première intention puis à la remise des semelles ou lors d'une visite de contrôle avec le port de semelles. Ce test n'est donc pas un test de décision primaire de traitement. Il est cependant l'unique test avec une « locomotion » podale, même si le mouvement réalisé n'est pas proche du quotidien des patients.

La dominance podale est également un paramètre analysé en cabinet. Le praticien dispose de tests comme « le shoot dans un ballon » pour déterminer quelle est la jambe dominante du patient. Schneiders (2010) explique que pour déterminer cette dominance, une série de tâches doit être demandée au sujet. Ainsi la combinaison des résultats indique le côté dominant ou sa tendance. Il précise qu'il faut au minimum la réalisation de 4 tâches (par exemple : shooter dans un ballon, bêcher, éteindre un feu avec le pied, se rattraper après avoir été déstabiliser...) pour obtenir un résultat fiable.

Les praticiens disposent donc d'outils de diagnostic et de suivi via ces tests. Certains possèdent également des plateformes podobarométriques, permettant d'objectiver les observations précédentes.

1.2. L'évaluation objective

Pour obtenir cette évaluation objective, le praticien dispose d'outils de mesures comme les plateformes podobarométriques. Souvent utilisées avec le patient en position statique, certaines permettent cependant un enregistrement en dynamique (le plus souvent de marche). Ces plateformes enregistrent les pressions des appuis plantaires. Il existe une plateforme couplant podobarométrie et plateforme de force (Fusyo®). Lors du diagnostic et du choix de traitement, ces outils ne sont pas exploités en dynamique pour les mêmes raisons précédemment expliquées. Il sera toutefois possible de tester l'appareillage lors de sa remise ou lors d'une visite de contrôle.

Les normes physiologiques (AFP, 1985) des plateformes podobarométriques et stabilométriques ont été définies à partir des normes de la littérature. Les paramètres classiquement étudiés lors de tests statiques sont les suivants :

- La position moyenne du centre de pression (CoP) sur l'axe antéropostérieur et médio-latéral (Duarte, 2002)
- L'écart type par rapport à ces positions moyennes (Takagi et al, 1985),
- La vitesse de déplacement du CoP (Baloh, 1994),
- La répartition des pressions plantaires (Rosenbaum, 1997)
- Les amplitudes des oscillations posturales via la surface de l'ellipse de confiance à 95% (Gagey & Toupet, 1999) et la surface du statokinésigramme (Rochi, 2005)
- Le quotient de Romberg (Njiokiktjien & Van Parys, 1976),
- La LFS (Longueur Fonction Surface) qui correspond au rapport entre la longueur totale des déplacements du CoP et la surface de l'ellipse de confiance.

Il faut noter que certaines plateformes de force intégrées dans des salles permettent, de par leurs dimensions, une analyse de la locomotion du sujet. Il est rare qu'un cabinet libéral dispose d'une telle superficie. Une des solutions serait d'utiliser des plateformes de force intégrées à un tapis de course (White 1998). De tels dispositifs ne sont financièrement pas accessibles en libéral.

De nombreuses études ont analysé l'évolution de ces paramètres en fonction de l'âge, et de diverses conditions comme la nature du sol. En 2008, Abrahamova a testé la stabilité debout via le déplacement du centre de pression sur une population mixte adulte. Il effectue les enregistrements sur plateforme de forces (50s). Les 4 conditions utilisées sont : yeux ouverts,

yeux fermés, yeux ouverts sur mousse et yeux fermés sur mousse. Les sujets sont pieds nus, en position anatomique de référence (talon joints, ouverture de pieds de 30°, les bras le long du corps, le regard droit). Dans l'étude, afin d'étudier le facteur de l'âge sur la posture, les sujets sont classés en 3 groupes (junior de 20 à 40 ans, âge moyen de 40 à 60 et senior de 60 à plus). Ils observent l'évolution des oscillations du corps en étudiant l'amplitude du déplacement du CoP dans les plans antéro-postérieur et médio-latéral, la vitesse de déplacement du CoP dans ces mêmes plans, la racine des écarts au carré à la moyenne (Root Mean Square), la « line integral » qui représente la vitesse moyenne de déplacement du CoP en divisant la distance totale parcourue par le CoP par le temps et la surface du statokinésigramme. On constate que l'âge augmente la surface du statokinésigramme (qui est l'ensemble des différentes positions prises par le CoP lors de l'enregistrement). Il conclue la valeur de chacun de ces paramètres est amplifiées avec l'âge, l'absence d'entrée visuelle ainsi que l'altération des capteurs plantaires (via la mousse). L'addition de ces conditions amplifient l'instabilité traduite par ces augmentations de variables. L'inclusion de mousse de 6mm (Janin, 2016) entre les pieds et le sol permet également d'objectiver la présence d'épines irritatives d'appui plantaires (EIAP). Elles correspondent à « des zones nociceptives podales, conscientes ou non, qui lors de la mise en contact avec l'environnement entraînent une modification de la posture et de l'équilibre de l'homme debout » (Leporck & Villeneuve, 1996). Le Quotient plantaire (QP) permet d'objectiver cette pathologie. Il est calculé par la formule suivante :

$$QP = S_M/S_D \times 100$$

(Avec S_M = surface du statokinésigramme sur mousse et S_D = surface du statokinésigramme sur sol dur).

Physiologiquement égal à 200% en moyenne (on est donc 2 fois plus instable sur mousse que sur sol dur), une valeur inférieure à 200 met en évidence la présence d'EIAP et traduit une instabilité plus importante sur sol dur que sur mousse.

Les plateformes aident au diagnostic, à la validation du traitement par le praticien et au suivi du patient dans le temps. Nous allons détailler à présent les principales études s'intéressant à l'influence de la stimulation plantaire sur le contrôle postural ainsi que sur les moyens de corrections du podologue pour soigner son patient.

1.3. Le traitement par stimulation plantaire

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'influence de différents types de stimulation plantaire sur le contrôle postural, à l'image de l'anesthésie par le froid (Perry, 2006 ; Eils, 2004), des supports de sol différents (Lord, 1991), des systèmes de vibrations pour stimuler les capteurs podaux (Roll, 2002), ou des stimulations plantaires (Janin, 2009).

En modifiant la surface du sol, Lord (1991) montre que la mousse provoque une modification dans la posture de l'individu. On considère que l'utilisation de mousse provoque une « anesthésie » partielle des informations extéroceptives perçues par la peau.

On retrouvera d'ailleurs l'utilisation de mousse dans les tests posturaux podologiques. Quantifier la perte d'information semble cependant difficile (Teasdale, 1991). On remarque également que la réaction de l'individu n'est pas linéaire. On distingue 3 façons de s'adapter : (Isableu et Vuillerme, 2006) : 1) le sujet augmente ses oscillations sur la mousse, 2) le sujet diminue ses oscillations sur la mousse et semble donc augmenter sa stabilité, 3) le support mousse et sol dur n'influence pas l'individu. Il apparaît que des stratégies se mettent en place suivant les capacités individuelles. Le 1^{er} groupe peut être considéré « dépendant » des informations sensorielles podales quant à son équilibre, le 2^{ème} groupe semble se stabiliser par les entrées dites hautes (vestibule, proprioception des niveaux supérieurs) et le 3^{ème} groupe qui, en l'absence de la vision et de la proprioception podale montre une capacité de stabilité du corps, traduit le travail synergique des capteurs sensoriels pour maintenir l'équilibre de l'individu.

D'autres manipulations ont été réalisées avec des billes de plomb (Okudo et Watanabe, 1990). En les plaçant sous le pied à des distances de 1 à 2 cm, ils notent des modifications de la surface et de la vitesse moyenne de déplacement du CoP.

D'autres études ont été réalisées avec des systèmes de vibration. Roll en 2002 stimule une zone du pied (Figure 2A) qui est perçue comme une augmentation de la pression sur cette zone et provoque une perception altérée de la réalité (Kavanoudias & al., 1998). Le sujet perçoit une inclinaison de son corps du côté stimulé et provoque donc une contre inclinaison du côté opposé.

Janin et Dupui (2009) ont travaillé sur les stimulations plantaires type éléments de semelles posturales. Ils ont testé l'effet d'un élément médio interne (EMI) de 3 mm sur la posture de jeunes gymnastes (Figure 2B). Si on stimule la sole plantaire du pied droit, l'individu pense s'incliner à droite et compense en s'inclinant à gauche. (Janin et Dupui 2009) (Figure

2C). Ils ont ainsi montré dans leur étude la similitude entre une stimulation plantaire par vibration et une stimulation orthétique sans pour autant déterminer le seuil vibratoire équivalent à 3mm. Cette étude fournit un argument au praticien posturologue de modifier l'entrée podale par ce type de stimulations. Les mécanorécepteurs sont mis en jeu avec les semelles et permettent donc de réajuster la posture du patient.

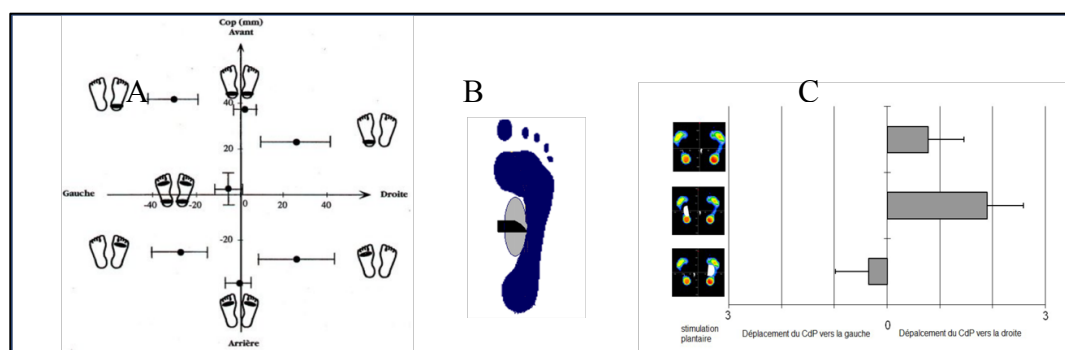


Figure 2 : (A) Comparaison des réponses posturales induites par la stimulation isolée et combinée des différentes zones tactiles plantaires (Kavanoudias & Roll, 2002). (B) Position et forme de l'Elément Médio Latéral (Janin, 2009). (C) Position relative du CoP en mm sans stimulation EMI (haut), avec stimulation gauche (milieu) et stimulation droite (bas) (Janin et Dupui, 2009)

Le traitement orthétique postural (Figure 3A) s'inspire ainsi de l'ensemble de ces recherches. Il est composé d'une semelle ou paire de semelles (Le Normand & al., 2001 ; Le Normand 2012). Il tente de ré-harmoniser la tonicité musculaire en permettant au corps humain de se réajuster (Dedieu, 2011). Depuis les travaux de Martin et Roll (1990), on sait qu'une stimulation par vibration plantaire entraîne une modification de la posture du sujet. La semelle va agir comme ces stimulations via les éléments placés sous le pied (Janin, 2009). Généralement les hauteurs des éléments des semelles prescrites sont inférieures à 4mm. Lors de la stimulation par un élément (choisi en fonction des tests et observations) (Figure 3B), le système postural transmet l'information au SNC qui l'intègre et corrige cette impression d'hyperpression. Les chaînes musculaires en lien avec la correction de « l'hyperpression » se mettent en activité. La semelle posturale est donc un moyen de travailler sur le capteur podal et de modifier les informations reçues par les mécanorécepteurs cutanés plantaires.

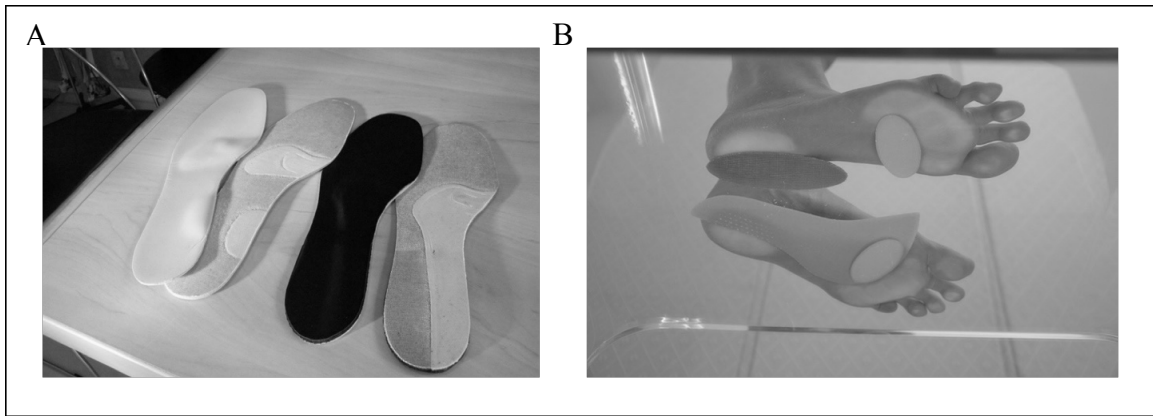


Figure 3 : (A) Semelles posturales. (B) Eléments orthétiques positionnés sous le pied afin de les tester.

Le praticien trouve les limites de son analyse au quotidien : La fiabilité et l'interprétation des tests et données cliniques est loin d'être évident. On peut par exemple se demander quel serait l'impact de nos stimulations posturales podales sur un individu en dynamique. Leur efficacité n'est pas testée dans les protocoles cliniques. C'est pourquoi cette deuxième partie de la revue de littérature va chercher à mettre en avant les caractéristiques majeures de la trajectoire locomotrice et d'expliquer les théories quant à son contrôle. Ceci nous permettra d'avoir des éléments de référence pour la mise en place de notre protocole et pour la discussion de nos résultats.

II. Lois de contrôle de la locomotion

2.1. Génération de la trajectoire locomotrice

La marche est le moyen de déplacement le plus usuel pour l'homme bipède. Elle est caractérisée par la répétition d'un mouvement cyclique, le pas. Lors de ce mouvement le marcheur va successivement alterner des phases de simple et de double appui, générant une instabilité de la marche qu'il faudra maîtriser par le maintien de l'équilibre (Capaday, 2002). La vitesse de marche naturellement adoptée est appelée vitesse de confort. Cette vitesse est d'environ 1.4m/s chez le jeune adulte (Bohannon 1997) et correspond à la vitesse qui minimise le coût énergétique de la marche (Cavagna, 1963).

Les successions d'appuis droits et gauches vont entraîner des oscillations médio-latérales naturelles du centre de masse, dont la projection au sol va évoluer à l'intérieur de la surface

délimitée par les appuis plantaires, oscillant autour de l'axe de marche (dans le cas d'une marche rectiligne) (Winter, 1995) (Figure 4A). Courtine et Schieppati (2003) ont également travaillé sur le déplacement de ce centre de masse mais sous diverses conditions durant la locomotion : trajectoire rectiligne, virage, yeux ouverts et yeux fermés. Il semble que, peu importe la condition de vision, la trajectoire du centre de masse s'effectue de part et d'autre de la trajectoire à suivre, à l'intérieur de la base décrite par les appuis (Figure 4B).

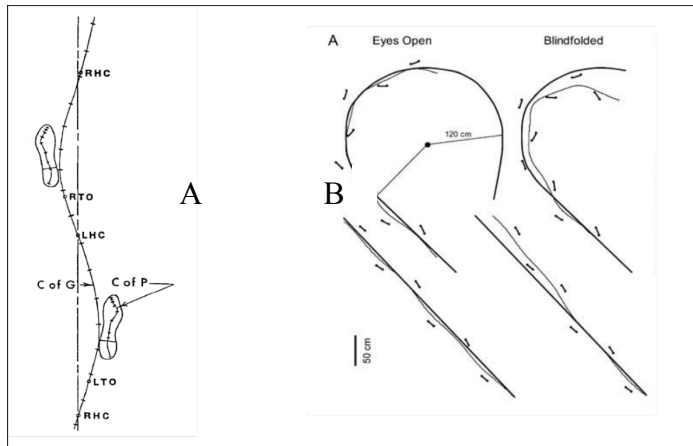


Figure 4 : (A) Trajectoire du centre de Masse lors de la marche (Winter, 1991). (B) Trajectoires locomotrices suivant des chemins rectilignes ou en virage. (Trait noir épais : trajet au sol, trait noir fin : trajet réalisé, bâtonnets : empreintes des pieds) (Courtine et al., 2003)

Les auteurs notent cependant une possibilité de déviation de la trajectoire globale lors de la condition les yeux fermés. Les caractéristiques des appuis plantaires (vitesse, longueur de pas) sont identiques pour les 2 pieds dans la condition de marche en ligne droite. Pour la condition virage, il existe une asymétrie notamment pour la longueur du pas externe qui est plus longue dans le virage. Pour la distance entre les appuis plantaires et la trajectoire locomotrice de marche (projection au sol du CoM), la distance au milieu ou entre 2 pas est la même pour les 2 côtés, dans le cas de la tâche en ligne droite. Cependant, lors des virages, on note de nettes différences entre les 2 appuis : la distance entre l'appui et la trajectoire locomotrice est supérieure pour le pied externe (Figure 5C).

La reproductibilité de la trajectoire demandée, toutes orientations confondues, les yeux ouverts, est validée avec une déviation de 6cm ($\pm 1,6$) (Figure 5B). La variabilité dans les trajectoires augmente de manière significative lorsque la vision est retirée (Figure 5A). La marche les yeux fermés en ligne droite engendre une déviation par rapport à la trajectoire à suivre peu importe les conditions (contrôle ou perturbation) (Vuillerme, 2002).

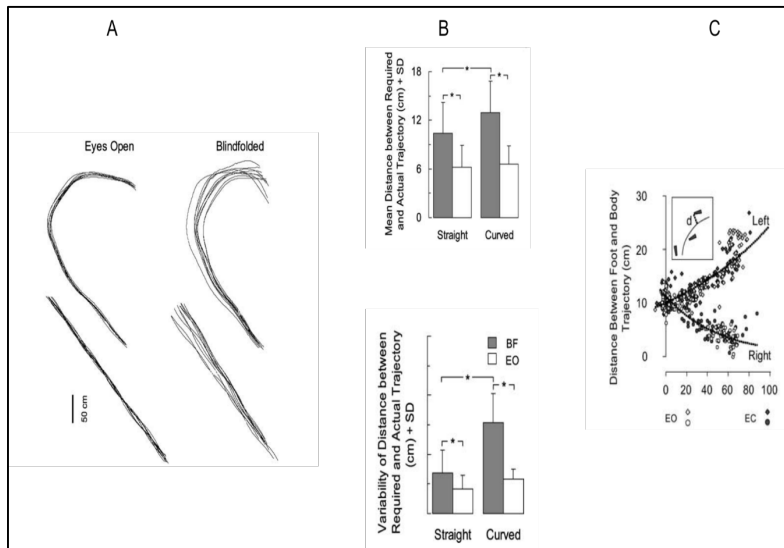


Figure 5 : (A) répétition d'essais dans les mêmes conditions (tout droit, virage, Yeux fermés et yeux ouverts). (B) Distance moyenne entre trajectoire demandée et trajectoire effectuée et variabilité de distance entre ces 2 trajectoires. (C) Distance entre la projection du CoM et l'appui plantaire (Courtine, 2003)

De nombreuses expériences ont montré la stéréotypie, de la trajectoire de marche, c'est-à-dire la reproductibilité de la trajectoire générée pour aller d'un point A à un point B avec une orientation donnée, pour l'ensemble des marcheurs, que ce soit avec la condition yeux fermés ou ouverts, ainsi qu'avec différentes vitesses et sur des trajets différents (Hicheur 2007, Pham 2011). La condition yeux fermés crée une stéréotypie moins précise avec une erreur par rapport à la trajectoire tracée (Courtine 2003).

Pour expliquer comment ce contrôle se fait, nous allons décrire les stratégies utilisées et notamment celle exercée par le système podal.

2.2. Contrôle locomoteur et système podal

Deux grandes stratégies concernant le contrôle de la locomotion ont été décrites dans la littérature à savoir la stratégie de type bottom-up et la stratégie de type Top-down. La littérature concernant la stratégie de type top-down est sans doute celle la plus développée, mettant en avant le rôle important de la tête dans le contrôle du mouvement (Courtine 2003, Prévost 2003, Grasso 1998). Par rapport au sujet de ce mémoire, nous allons développer la théorie du contrôle moteur bottom-up afin de voir l'implication de l'information podale.

Quelques chercheurs se sont intéressés au contrôle bottom-up en cherchant à quantifier d'une stimulation plantaire sur la dynamique de l'individu. Earhart et son équipe réalisent dans les années 2000 une série d'expérimentations mettant en évidence un contrôle moteur via le

système podal. Elle fait marcher des sujets sur un disque de rotation de façon unilatérale (Figure 6A), pendant 30 minutes. Lorsqu'elle leur demande par la suite de marcher en ligne droite les yeux fermés, ils dévient de cette trajectoire (Figure 6B), mettant en avant les effets de la stimulation 30 minutes après l'arrêt de cette dernière. Elle conclue ainsi sur la traduction de cette stimulation plantaire sur la dynamique de la marche et également sur le contrôle moteur inhérent.

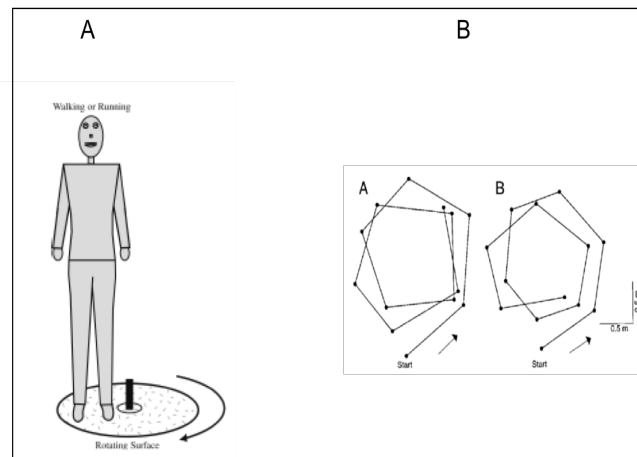


Figure 6 : (A) disque en rotation (tiré de Earhart, 2006)

(B) : Trajectoires marche pour un sujet en marche en avant (A) et marche en arrière (B), 10 minutes après stimulation podocinétique. Les ronds indiquent la position des pieds toutes les 10s. Les chemins sont identiques en que ce soit pour la distance parcourue ou son état, et les sujets ont tourné dans le sens horaire pour les 2 essais. (Earhart, 2001)

L'information podale contrôlerait ainsi le mouvement dans certaines conditions : on parle de « processus adaptatif caractérisé par une acquisition, une rétention et un transfert » de la stimulation (Earhart, 2001). Dans les travaux menés par cette équipe, une attention a aussi été portée sur les stimulations bilatérales (2002). Il est ainsi montré qu'une stimulation différente de chaque côté engendre une réponse adaptative différente. Lors d'une stimulation unilatérale, l'adaptation est, au début, latéralisée sur la jambe stimulée puis rapidement (13 pas) une adaptation du membre non stimulé intervient et permet « d'unifier » le mouvement, même si une modification se maintient par rapport aux conditions à vide dites de contrôle. Il semble donc que la posture du sujet soit une analyse globale du système et prenne en compte toutes les informations afin de les sommer pour répondre au stimulus. La stimulation unilatérale est donc intéressante à observer sur 2 temps afin de voir sa rétroactivité mais également des 2 côtés puisque l'adaptation semble être différente suivant le membre stimulé.

Earhart en 2006 exprime le fait que « la trajectoire locomotrice pendant la marche et la course est gouvernée par des mécanismes de contrôle moteur généraux, non spécifiques de la direction du mouvement ». Peu importe l'orientation de la trajectoire, la réponse à une stimulation podocinétique (définie ici comme une stimulation de mouvement locomoteur en rotation) sera équivalente suivant les différentes conditions de parcours. Les observations traduisent

également que le podocinétisme après rotation lors d'une marche volontaire stimulée et lors d'une marche involontairement stimulée utilisent les mêmes circuits neuronaux.

L'incidence de la stimulation à distance est forte (Earhart, 2006). Des effets de la stimulation sont en effet retrouvés après la fin de la manipulation mais s'estompent petit à petit pour retrouver les valeurs initiales d'orientation et de vitesse après 30 minutes.

Scott et Earhart, en 2011, ont travaillé sur la relation entre la tâche réalisée en statique et en dynamique via le pointage au laser. Les sujets pointent ce qu'ils pensent être tout droit, puis après stimulation via le disque rotatif ils doivent re-pointer le tout droit. Ils ont réalisé cette tâche dans 3 conditions : debout, assis sur une chaise avec dossier et sur une chaise sans dossier. La déviation sur le pointage est dépendante du sens de stimulation. Les informations de stimulations sont transférées entre tâches sans mouvement et celles avec mouvements puisque les sujets sont déviés déjà avant le pointage dans la position debout.

Osler et Reynolds (2012) observent une rotation plus importante après une stimulation podocinétique en rotation (podo kinetik after rotation : PKAR) que lors d'une stimulation par twist entre tronc et membres inférieurs en statique. Pour un même « mouvement » l'intégration est différente en statique et en dynamique. La stimulation plantaire sera donc à tester en statique et en dynamique afin de vérifier son intégration et les différences entre ces 2 conditions.

Le système podal est un fournisseur d'informations du contrôle moteur : il permet d'intégrer une partie du milieu extérieur et intérieur à l'adaptation posturale demandée en cas de déséquilibre.

Synthèse et objectifs

La revue de la littérature nous a permis de montrer que l'analyse clinique en podologie présente des manques dans la validation de ses tests. Quelques études montrent l'impact d'un élément de semelle orthopédique sur la statique du sujet. L'élément le plus référencé dans la littérature scientifique est l'EMI. Il déporte le CoP sur un axe médio latéral en fonction du pied sous lequel il est appliqué. Cette observation a été réalisée sur des individus en posture immobile, sur plateforme de force. Sur ces analyses statiques, on observe également une influence du revêtement utilisé : plus le sol est mou (comme avec l'insertion de mousse entre le sol et les pieds), plus l'instabilité augmente. L'âge des sujets affecte également les paramètres enregistrés et augmente aussi cette instabilité.

Si on considère le quotidien et les déplacements des individus, la marche est le moyen de locomotion préférentiel. Elle implique des trajectoires rectilignes et des changements de directions comme lors de virages. C'est pourquoi les scientifiques travaillant sur le contrôle moteur ont réalisé des expériences avec une tâche locomotrice. En effet au travers des différents travaux réalisés par Earhart notamment, nous pouvons voir que la locomotion de l'individu est la tâche principale de l'analyse. Différents paramètres la modifiant sont pris en compte : les stimulations plantaires via le plateau rotatif de marche, la vue, l'ouïe... L'effet d'une stimulation est majoré lors de la marche les yeux fermés empêchant ainsi au contrôle de la vision de corriger l'éventuelle déviation sur la tâche réalisée. La stimulation possède également un effet rétroactif.

Alors que la littérature des sciences biologiques exprime les paramètres influençant le contrôle moteur en utilisant une tâche locomotrice, les études en podologie travaillent sur l'effet des éléments sur la statique des individus. Quel est donc l'impact des éléments de semelles orthopédiques sur la tâche locomotrice et comment peut-il être évalué ? Si l'effet de l'EMI sur le sujet immobile semble bien décrit (déportation du CoP sur un axe médio-latéral), comment se traduit cette déviation latérale sur la locomotion ? L'objectif de ce master est ainsi d'évaluer l'effet de l'EMI sur une tâche locomotrice. Plus précisément, nous souhaitons nous intéresser à cet effet potentiel sur le contrôle de la trajectoire locomotrice en s'intéressant aux déviations de

cette dernière en virage et en ligne droite, après avoir évalué l'impact de l'EMI sur une tâche statique afin de comparer nos résultats aux données scientifiques.

Alors que ce mémoire a pour objectif de quantifier l'effet de l'EMI sur la locomotion dans des conditions de laboratoire, l'objectif à long terme est, si un effet est observé, de développer un test utilisable en routine par le podologue au cabinet, dans le but d'objectiver au mieux sa pratique.

Méthodologie générale

I. Participants

20 volontaires (9 hommes et 11 femmes), âgés de 28,25 ans (+- 6,76) ont participé à cette étude. Ils mesuraient 173,5 cm +- 11,62, pesaient 69,7 kg +- 15,51 et leurs pointures de pieds étaient comprises entre 36 et 47. Chaque participant a été informé du déroulement de l'étude et a signé un consentement éclairé. L'ensemble des données a été recueilli de façon anonyme.

Les critères d'exclusion à l'expérimentation étaient les suivants :

- Pieds plats du 3^{ème} degré
- Pieds creux du 3^{ème} degré
- Traumatisme / blessure récente (moins de 3 mois) des membres inférieurs
- Rééducation en cours ou membres douloureux
- Pathologie neurologique

II. Matériel

2.1. Environnement

L'expérience a été réalisée dans le gymnase de capture du mouvement du laboratoire M2S sur le campus de Ker Lann (Bruz) au sein de l'ENS (Figure 7).

La surface de marche représente un carré de 9x9m. A chaque coin ont été positionné des plots de couleurs (bleu, blanc, rouge et jaune) désignant les points de départ et d'arrivée des participants tout au long de l'expérience. Des couloirs de marche de 2m de long dans la direction de la diagonale du carré ont été dessinés au sol (via des scotchs) pour standardiser la position et orientation de départ et d'arrivée des participants.

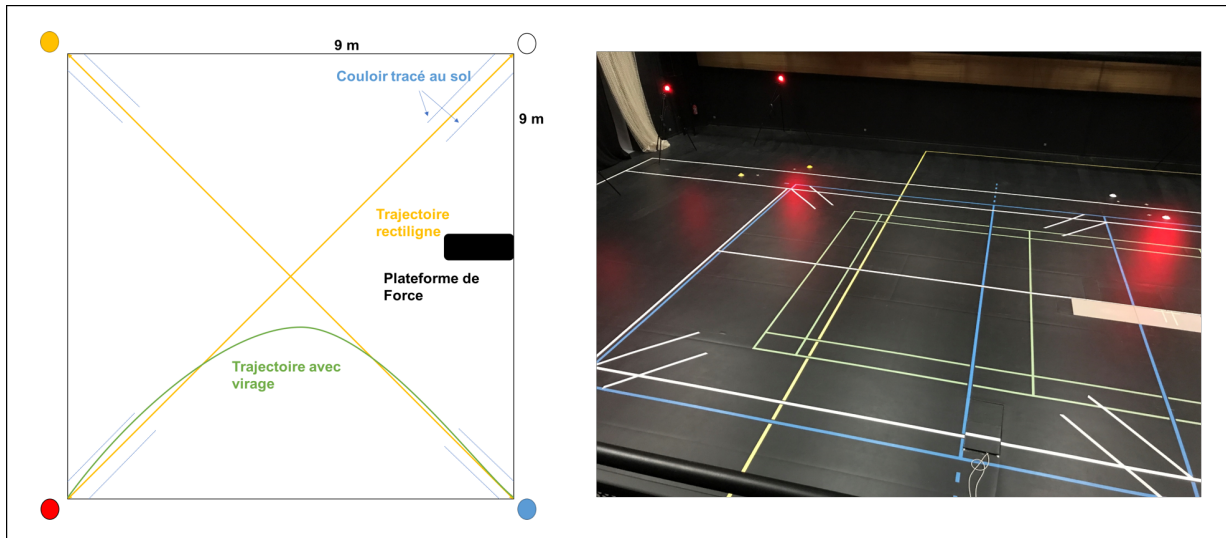


Figure 7 : Schéma (gauche) et photo (droite) de la surface de marche (carré bleu de 9x9m avec couloirs de départ et d'arrivée). Les participants devaient marcher les yeux ouverts ou les yeux fermés d'un coin à un autre du carré, ce qui générant des trajectoires de marche en ligne droite ou en virage à droite et à gauche.

2.2. Chaussons et stimulations

Les enregistrements ont été réalisés avec des chaussons de gymnastiques (Décathlon®) (Figure 8A). Les stimulations plantaires EMI (en résine Crispinflex® 1mm de chez Crispin) de 3mm d'épaisseur ont été thermosoudées dans une résine de 1,2mm (Podiaflex® de chez SIDAS). Trois couches de résine Crispinflex ont été superposées et thermosoudées créant ainsi un EMI de 3mm. La semelle est thermosoudée à vide (à 90°C pendant 4 minutes suivies d'une phase de refroidissement) avec son élément via la Vitropress® de chez Capron.

Chaque pointure comprenait une paire de chausson, une paire de semelles (Figure 8B) avec l'élément positionné sur la semelle droite et une semelle gauche neutre, et une paire avec l'élément à gauche et la droite neutre (Figures 8C, 8D et 8E)

Après chaque utilisation les appareillages (semelles et chaussons) ont été désinfectés.

Afin de s'assurer qu'aucun syndrome lié à une épine calcanéenne n'affectait les sujet une mousse de polyuréthane de 6mm (shore 18 et 240 kg/m³) a été utilisée.

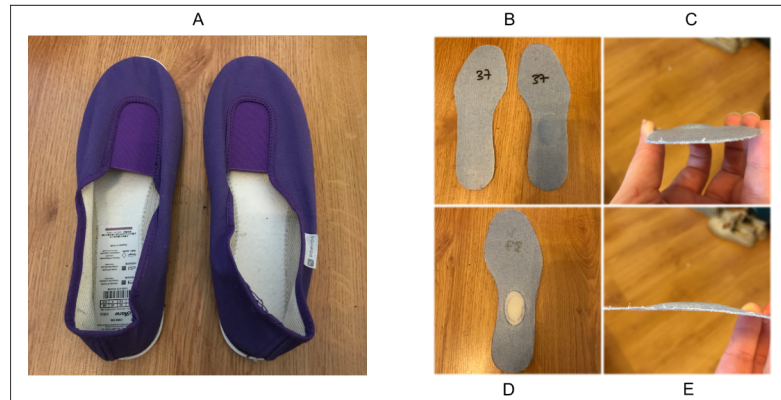


Figure 8 : (A) chaussons de gymnastiques. (B) paire de semelles avec EMI droit. (C) Semelle droite avec EMI vu de profil arrière. (D) semelle droite vu du dessous. (E) semelle droite avec EMI vu de profil latéral

2.3. Systemes de mesures

Les mesures statiques ont été réalisées sur une plateforme de force ATMI® de dimension : 600 x 1200 mm, avec une fréquence d'acquisition de 960 Hz. Le mouvement des participants lors de la tâche locomotrice a été enregistré par le système optoélectronique Vicon® (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK). Le système dispose de 24 caméras infrarouge haute résolution (4 mégapixels) cadencées à 120 Hz. Afin de garantir au mieux la précision des données, chaque participant était vêtu d'une tenue « près du corps ». 40 marqueurs réfléchissants ont été placés sur des endroits anatomiques standardisés selon les normes IBS (Wu, 2002, 2005). Le même opérateur a réalisé tous les placements de marqueur afin de minimiser les différences de position sur le même sujet entre les 2 sessions.

III. Protocole

Les expériences se sont déroulées sur 2 semaines pendant lesquelles chaque participant est venu sur 2 sessions de 2 h, soit un total de 4h par sujet. Chaque session comportait deux phases d'analyse pendant lesquelles une situation avec EMI sous un pied et une situation contrôle sans EMI étaient testées. Lors de la session suivante, on testait la situation avec un EMI sous l'autre pied et une situation contrôle. L'ordre entre la situation contrôle et la situation EMI ainsi que l'ordre de test entre l'EMI sous le pied droit et le pied gauche ont été randomisés. 4 combinaisons étaient ainsi possibles, comme illustré dans le tableau suivant :

STIMULATIONS			
1 ^{er} créneau		2 ^{ème} créneau	
1 ^{ère} session	2 ^{ème} session	3 ^{ème} session	4 ^{ème} session
EMI DROIT	CONTROLE	CONTROLE	EMI GAUCHE
CONTROLE	EMI DROIT	EMI GAUCHE	CONTROLE
EMI GAUCHE	CONTROLE	CONTROLE	EMI GAUCHE
CONTROLE	EMI GAUCHE	EMI GAUCHE	CONTROLE

Dès son arrivée le sujet est appareillé avec les chaussons et la stimulation correspondant à la randomisation. Il est ensuite équipé des marqueurs réfléchissants.

Pour chacune des sessions, chaque participant débute par une stimulation de 30 minutes pendant laquelle il leur est demandé de rester debout et marcher. Puis, les participants se dirigent vers la plateforme de force pour le test statique et enfin réalisent le test concernant la tâche locomotrice.

3.1. Tâche statique

Afin de comparer les données observées avec la littérature et pour vérifier l'effet de l'EMI utilisé sur la statique des sujets, les participants réalisent une tâche statique en position debout immobile. Pour se faire, les participants devaient placer leurs pieds de part et d'autre du centre de la plateforme de forces (Figure 9A). Deux orientations des pieds qui sont classiquement utilisés dans la littérature a été retenue : les pieds parallèles (distants de 15 cm) (Figure 9C) et les pieds à 30° (angle de Fick, avec l'aide d'une cale) (Figure 9B). A chaque fois, l'expérimentateur prenait soin de vérifier que le participant plaçait au plus précisément ses pieds afin de limiter l'erreur de mesure induite par une variabilité de placement de pieds sur la plateforme de forces.

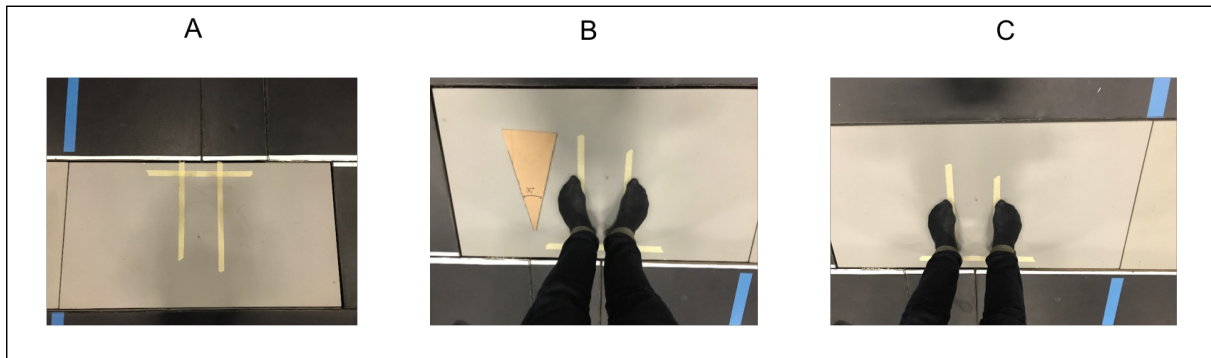


Figure 9 : (A) Plateforme de force avec positionnement pour pieds parallèles et repère position talon. (B) Sujet en position pieds en angle de Fick. (C) Sujet en position pieds parallèles

Les sujets ont réalisé 12 essais de 30 secondes chacun qui consistaient en trois répétitions des conditions suivantes : 2 orientations des pieds (pieds parallèles et pieds en angle de Fick) selon 2 situations visuelles (yeux fermés et yeux ouverts). L'ordre des différentes mesures a été randomisé.

Lorsque la session débute par une situation contrôle (soit une fois par participant) le sujet est amené à retirer ses chaussons pour 2 enregistrements pieds nus, dont un sur mousse, afin d'évaluer la présence ou non d'une épine calcanéenne.

3.2. Tâche locomotrice

Les participants ont marché selon 3 trajets d'environ 12m de longueur (tout droit, virage à droite et virage à gauche) et 2 conditions visuelles (yeux ouverts et fermés). Chaque combinaison a été répétée 5 fois. Chaque session comprend donc 30 essais dont l'ordre a été randomisé. Avant chaque essai, l'expérimentateur indique au sujet une couleur (bleu, rouge, jaune ou blanc) qui lui indique la position d'arrivée (plot coloré situé à chaque coin du carré), et la condition visuelle (yeux fermés ou ouverts).

IV. Analyse

Les données brutes de l'expérimentation ont été traitées grâce au logiciel Vicon Nexus (Oxford Metrics), nous permettant d'obtenir pour les essais statiques la position du centre de pression au cours du temps et pour les essais lors de la tâche locomotrice, la trajectoire de chaque marqueur placé sur le participant. Une phase de labellisation des données a ensuite été effectuée

sur ce même logiciel afin d'associer à chacun de ces marqueurs le nom de la position anatomique correspondante. Nous avons ensuite travaillé sur ces données dans le logiciel Matlab (MathWorks) afin de calculer les différents paramètres concernant la cinématique de la marche et les caractéristiques du centre de pression.

4.1. Paramètres calculés

4.1.1. En statique

Concernant les essais réalisés en statique, nous avons calculé la position moyenne du CoP sur l'axe médio-latéral (ML) (dans notre cas l'axe Y de la plateforme de force) pour chacune des conditions de position de pieds et de vision. En effet, l'EMI est décrit comme un élément « latéralisant » le CoP des sujets (Janin et Dupui, 2009). La présence de l'EMI devrait entraîner une déviation médio-latérale du CoP par rapport à la condition contrôle. Pour chaque enregistrement, nous avons ainsi calculé la position médio-latérale moyenne du CoP. Puis, pour chaque sujet, nous avons moyenné ces positions moyennes pour les trois essais répétés d'une même condition. Nous avons associé à cette moyenne l'écart type correspondant à la moyenne de ces trois moyennes. Nous appellerons cet écart-type de position médio-latérale du CoP, l'écart type inter-essais inter-sujets. Par ailleurs, nous avons caractérisé la variabilité intra-essai en calculant la moyenne des écarts-types observés autour de la position moyenne médio-latérale du CoP pour les trois répétitions d'une même condition. Nous appellerons cette variable l'écart-type intra-essai intra sujet.

La figure 10, ci-après, représente les paramètres calculés pour la tâche statique.

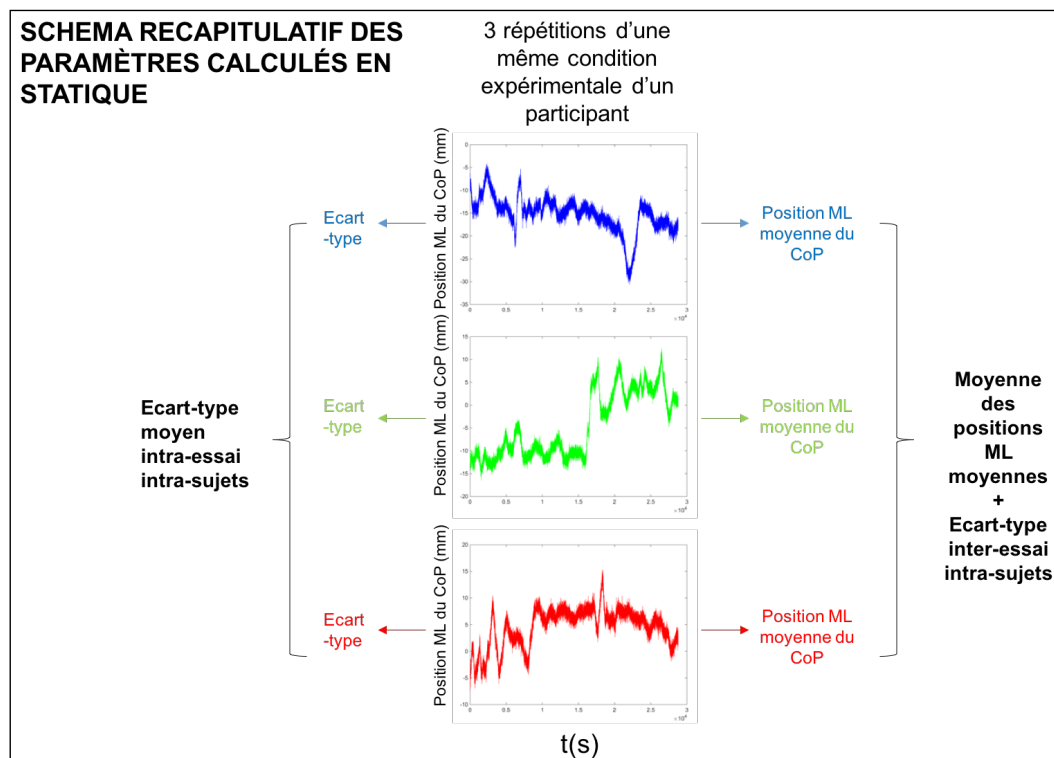


Figure 10 : Schéma bilan des paramètres statiques calculés.

4.1.2. Durant la tâche locomotrice

Afin de comprendre comment l'EMI influence la locomotion d'un sujet sain, nous avons voulu nous intéresser à l'orientation de la trajectoire locomotrice. Les différentes étapes du traitement sont illustrées sur la figure 11 suivante.

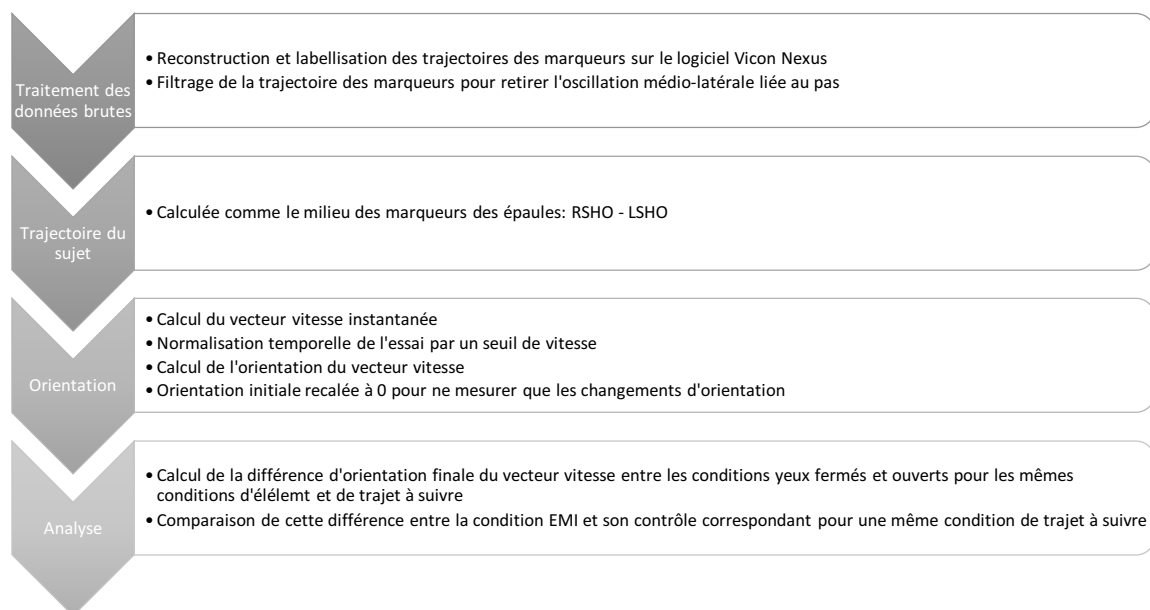


Figure 11 : étapes du traitement des données de la tâche locomotrice.

Nous avons tout d'abord filtré les données brutes grâce à une filtre passe-bas (0,3 Hz) afin de retirer l'influence du pas sur les oscillations médio-latérales de la trajectoire. Puis nous avons approximé la trajectoire du sujet comme la position dans le plan horizontal au cours du temps du milieu des deux marqueurs des épaules (RSHO-LSHO). Ensuite nous avons calculé la vitesse du sujet au cours du temps en dérivant cette trajectoire. Afin d'éliminer les moments d'initiation et de fin de marche qui pourraient perturber notre analyse, un seuil minimal de vitesse a été fixé à 75% de la vitesse maximale du sujet, sur la base d'une analyse préliminaire des fichiers. Ainsi, nous n'avons conservé que les parties de chaque essai pour lesquelles la vitesse était supérieure à ce seuil.

Une fois chaque fichier coupé, nous avons calculé l'orientation du vecteur vitesse au cours du temps. C'est cette dernière variable qui va nous intéresser dans l'analyse car elle rend compte directement des réorientations du sujet au cours de chaque essai, nous informant sur le fait qu'il y ait eu une déviation angulaire entre le début et la fin de l'enregistrement tout en exprimant le caractère constant (évolution linéaire) ou non de la déviation. Pour chaque essai nous procédons à une normalisation temporelle des données entre $t=0\%$ et $t=100\%$. Nous soustrayons également à chaque courbe l'orientation initiale (à $t=0\%$) afin de ne prendre en compte que les réorientations du marcheur. Ces deux étapes nous permettent de moyenniser les orientations du vecteur vitesse pour toutes les essais similaires de chaque sujet (6 conditions par sessions répétées 5 fois, soient douze courbes par sujet).

Afin de comparer les courbes moyennes de réorientation au cours du temps de chaque sujet, nous avons calculé la différence instantanée d'orientation (DO) entre deux conditions expérimentales. Soient A et B deux conditions expérimentales d'un participant, et O l'orientation instantanée, on obtient :

$$DO_{A/B}(t)=O_A(t)-O_B(t)$$

Nous n'avons retenu que la dernière valeur qui correspond à la différence d'orientation finale entre les conditions A et B.

Nous avons calculé ensuite la différence d'orientation finale entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés (YO – YF) pour une même condition de trajectoire et d'élément dans le chausson. Cette différence permet de mettre en évidence l'éventuel impact de l'élément orthétique puisque la condition yeux fermés nécessite une intégration plus importante des informations sensorielles autres que visuelles afin de réaliser l'exercice demandé.

4.2. Statistiques

Les statistiques ont été réalisées avec le logiciel Statistica®. Le seuil de significativité choisi était $p < 0,05$. La normalité des données a été vérifiée pour chacune des conditions expérimentales par le test de Kolmogorov – Smirnov.

4.2.1. Statique

Les variables dépendantes étudiées étaient :

- La position moyenne sur l'axe médio-latéral du CoP.
- L'écart type de position moyenne sur l'axe médio-latéral du CoP inter-essai intra-sujet
- L'écart type de position du CoP sur l'axe médio-latéral intra-essai intra-sujet.

Pour comparer l'effet des différentes conditions sur la position médio-latérale du CoP, nous avons effectué une Anova à mesures répétées à 3 voies : Stimulation (EMID, CTD, EMIG, CTG) * Vision (Yeux Ouverts-Fermés) * Position des pieds (parallèles, angle de Fick). Afin d'identifier où se trouvaient les différences, nous avons utilisé le test post-hoc de Bonferroni.

4.2.2. Locomotion

La variable dépendante étudiée était la différence d'orientation finale de la trajectoire locomotrice entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés pour chacune des conditions d'éléments dans le chausson et de virage lors des différentes conditions.

Pour évaluer l'effet de l'élément, nous avons comparé cette variable pour une même condition de trajectoire entre la condition EMI (droit ou gauche) et la condition contrôle correspondante réalisée durant la même session. Cette comparaison a été effectuée grâce au test de Student apparié si la distribution des données suit une loi normale, et un test de Wilcoxon apparié dans le cas contraire.

Résultats

I. Statique

1.1. Position moyenne médio-latérale du CoP

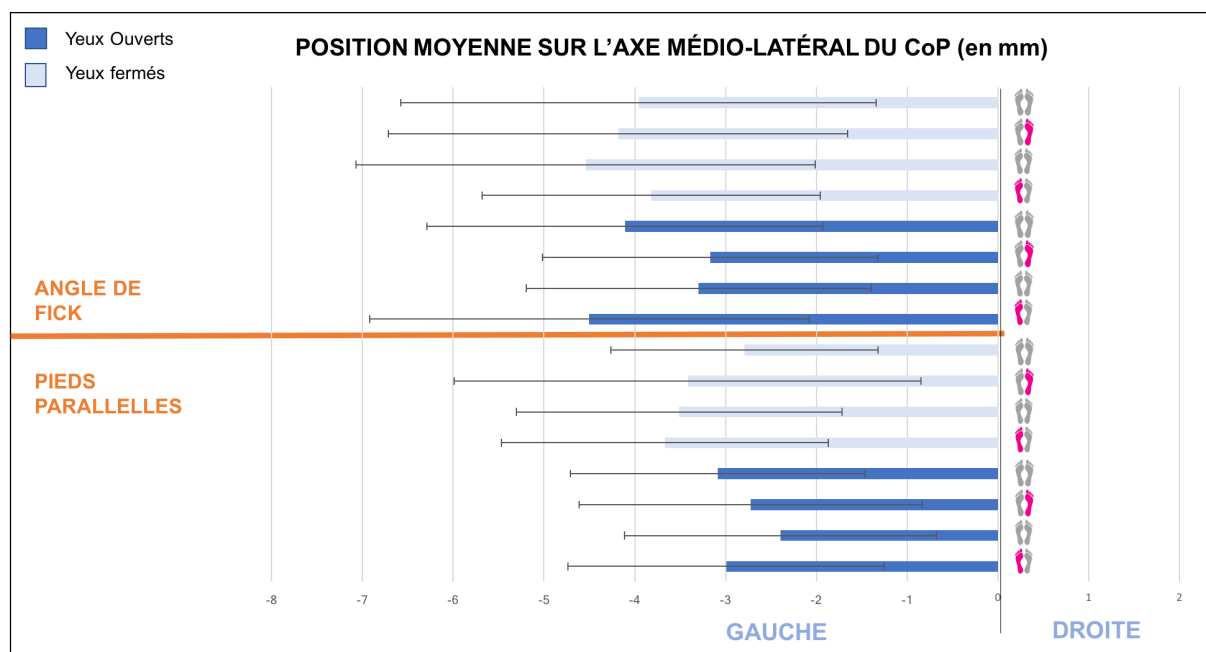


Figure 13 : Position moyenne médio-latérale du CoP (en mm). Une valeur négative correspond à une déviation vers la gauche et une déviation positive correspond à une déviation vers la droite.

La figure 13 illustre les moyennes et écart-types de la position moyenne médio-latérale du CoP des 3 essais, de tous les sujets en fonction de la position des pieds, de la stimulation et de la condition visuelle. Une valeur positive correspond à une déviation à droite et une valeur négative à une déviation à gauche par rapport au centre de la plateforme

On peut noter dans un premier temps que toutes les moyennes sont négatives, ce qui signifie que pour toutes les conditions testées, le CoP des participants était en moyenne toujours décalé vers la gauche. Cette déviation médio-latérale était comprise entre -2,4 et -4,5 mm. Une anova à mesures répétées à 3 voies nous a ensuite permis de regarder plus en détail l'influence des différentes conditions testées. Les tests statistiques ont pu mettre en évidence un effet de de la position des pieds sur la position moyenne médio-latérale du CoP ($F(1,19)=5.55$, $p=0.03$, $\eta^2_p=$

0.23). Les résultats des tests post hoc nous indique que le CoP est déporté de façon plus importante vers la gauche sur l'axe médio-latéral lorsque les pieds sont en angle de Fick (-7.9°) par rapport à une position parallèle (-5,4°), comme illustré sur la figure 14.

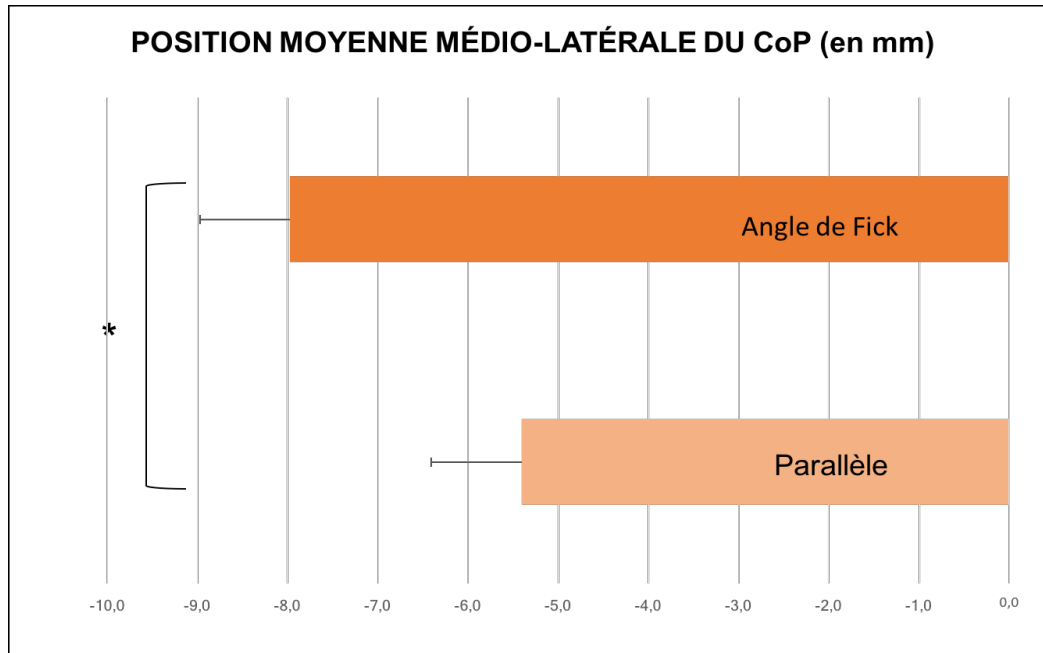


Figure 14 : Moyennes et écart-types de la position médio-latérale du CoP suivant la condition de placement des pieds (en mm)

Nous n'avons pas pu mettre en évidence un effet de l'élément ($F(3,57)=0,73$, $p=0.53$), de la condition visuelle ($F(1,19)=0,72$, $p=0.41$), ni d'effets d'interaction entre les différentes conditions ($p>0.05$)

1.2. Ecart-type inter-essais et intra-sujet de la position moyenne médio-latérale du CoP

Cette valeur quantifie la variabilité de la position moyenne médio-latérale du CoP pour les répétitions du même essai pour le même sujet (Figure 10). Cette variabilité est ainsi illustrée par la figure 15 suivante :

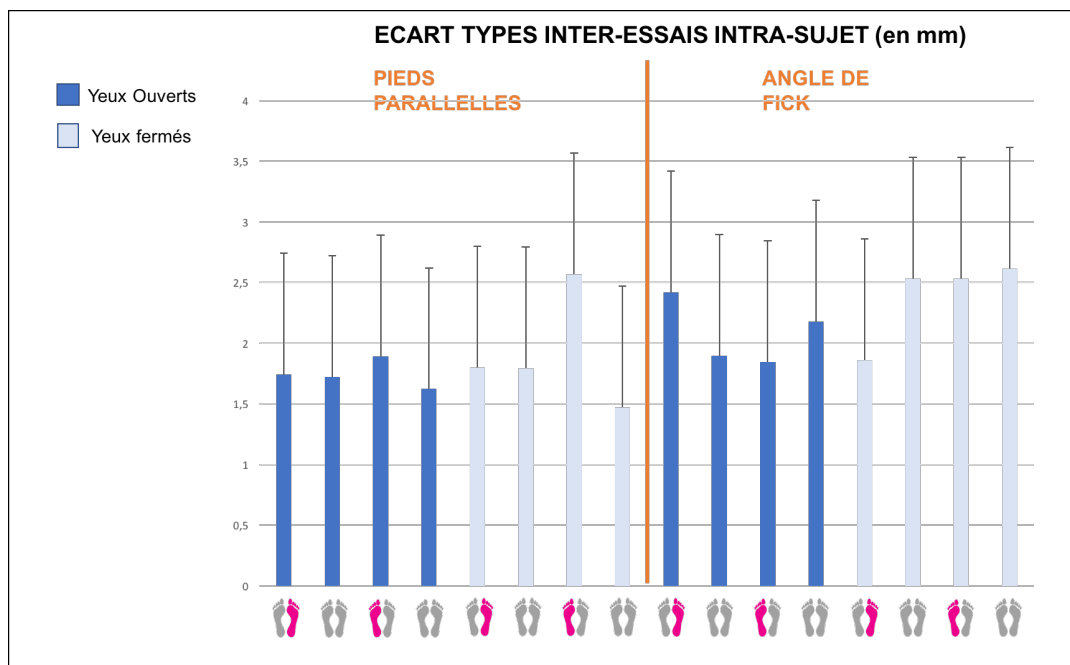


Figure 15 : Moyennes des écart-types de la position moyenne médio-latérale du CoP inter-essais et intra-sujet.

Les tests statistiques n'ont pas mis en évidence un effet de la présence ou non de l'élément sur cet écart-type ($F(3,57)=0,37$, $p=0.75$). En revanche, les résultats montrent un effet de la condition visuelle ($F(1,19)=4,42$, $p=0.05$, $\eta^2_p=0.18$) et de la position des pieds ($F(1,19)=10,29$, $p=0.004$, $\eta^2_p=0.35$). Les résultats des tests post hoc nous indiquent que l'écart-type inter-essai intra-sujet concernant la position moyenne du CoP est plus important lorsque les sujets avaient les yeux fermés (3.74mm) par rapport aux yeux ouverts (3.28mm) (cf. Figure 16)

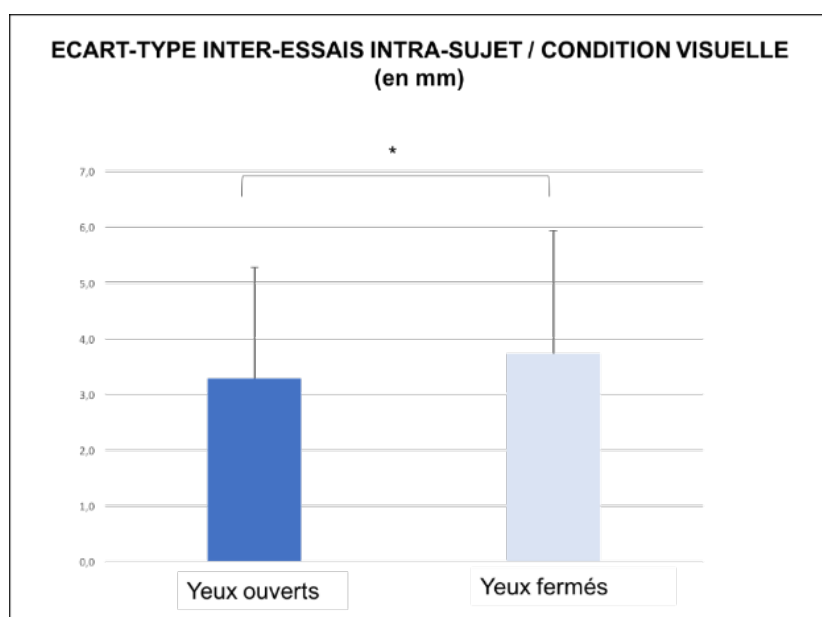


Figure 16 : Moyennes des écart-types inter-essais intra-sujet de la position médio-latérale du CoP selon la condition visuelle.

Concernant la condition du placement des pieds, les résultats des tests post hoc nous indiquent que l'écart type inter-essais intra-sujet est plus important lorsque les pieds sont en angle de Fick (3.94mm) par rapport à une position parallèle (3.07mm) (cf. Figure 17). Il n'y a pas d'effet d'interaction entre les différentes conditions ($p>0.05$)

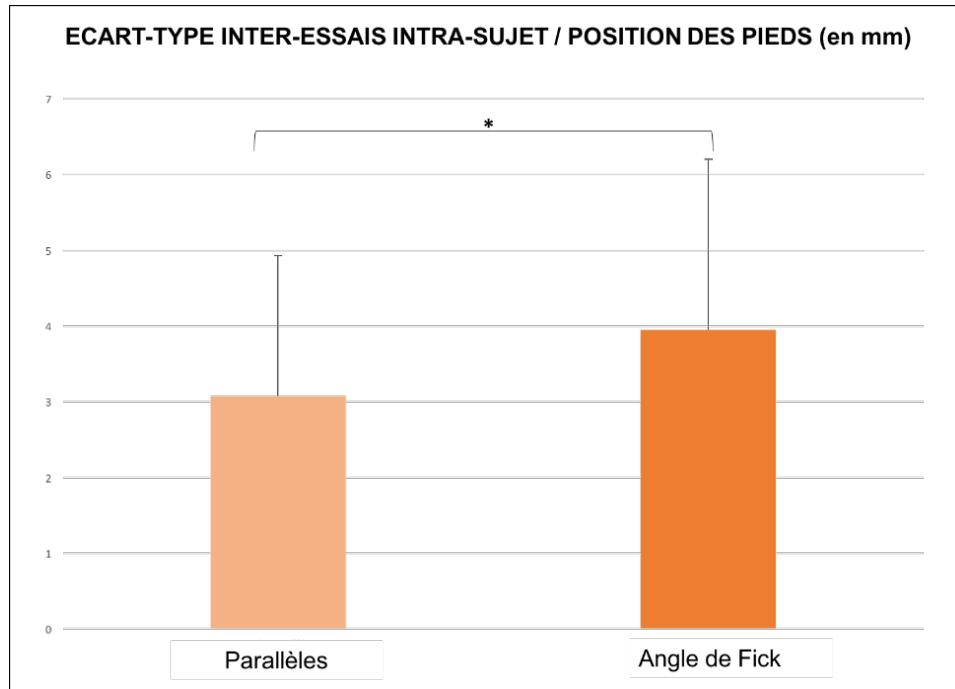


Figure 17 : Moyennes des écart-types inter-essais et intra-sujet de la position médio-latérale du CoP selon la condition de placement des pieds.

1.3. Ecart-type intra-essai intra-sujet de la position médio-latérale du CoP

Cette valeur quantifie la variabilité du déplacement médio-latéral du CoP (Figure 10) durant les 30s de l'essai de chaque sujet. Les valeurs obtenues pour chacune des conditions sont illustrées sur la Figure 15.

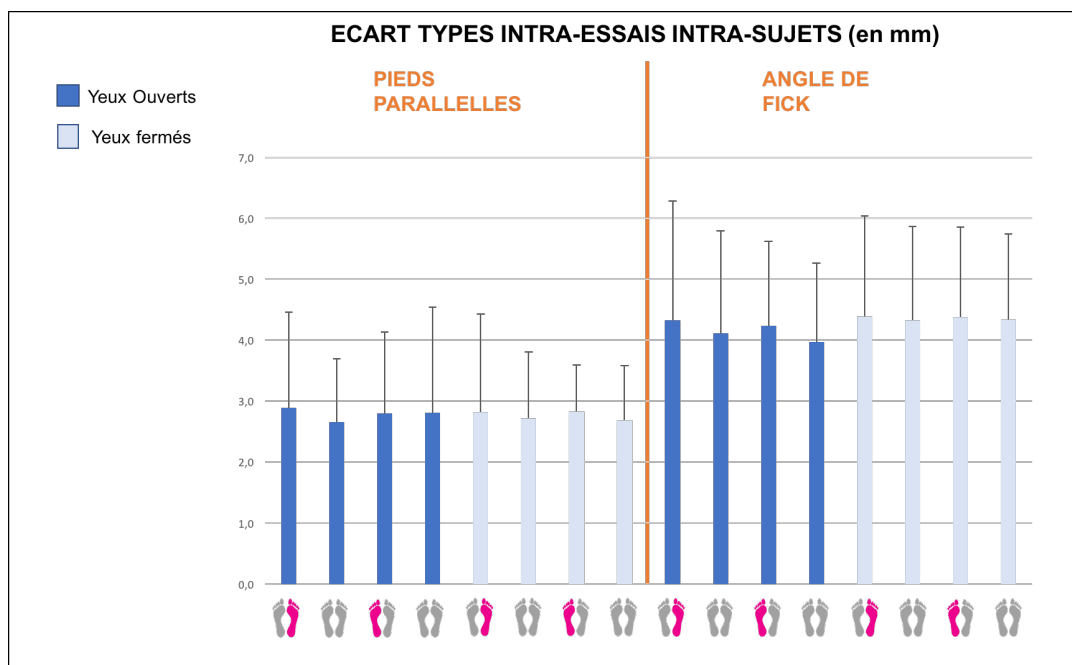


Figure 15 : Moyennes des écart-types de la position médio-latérale du CoP intra-essai et intra-sujet (en mm)

L'analyse statistique n'a pas mis en évidence d'effet de l'élément ($F(3,57)=0,38, p=0.77$) ni de la condition visuelle ($F(1,19)=0,78, p=0.38$). En revanche, on a pu relever une influence importante de la position des pieds ($F(1,19)=136,17, p=0.000000, \eta^2_p= 0.88$). Les résultats des tests post hoc nous indiquent que l'écart type intra-essai intra-sujet est plus important lorsque les pieds sont en angle de Fick (4,26mm) par rapport à une position parallèle (2,77mm) (Figure 16). Il n'y a pas d'interactions entre les conditions.

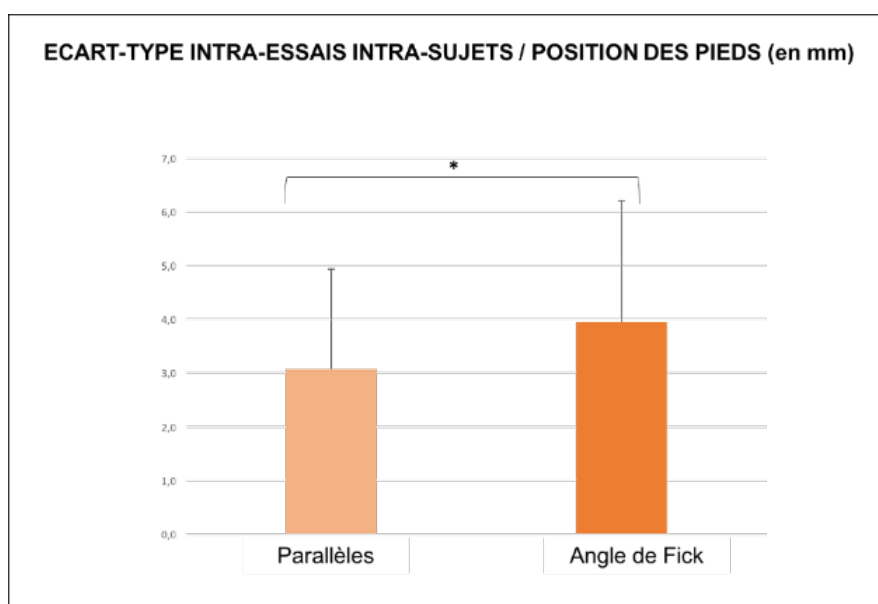


Figure 16 : Moyennes des écart-types intra-essai et intra-sujet de la position médio-latérale du CoP selon le placement des pieds (mm)

Après avoir détaillé les résultats relevés en statique à partir des données de la plateforme de forces, nous allons dans la partie suivante présenter les résultats obtenus après analyse cinématique de la tâche locomotrice.

II. Locomotion

Les déviations finales pour l'ensemble des essais de chacune des conditions sont représentées sur la figure 17. Elles sont regroupées par trajectoires, avec en alternance l'enregistrement yeux fermés puis yeux ouverts correspondant à la même stimulation. On remarque bien sur cette figure que pour les virages à gauche (resp. à droite), la réorientation calculée de la trajectoire est effectivement vers la gauche (resp. à droite). En ligne droite on observe une tendance moyenne des participants à dévier légèrement vers la gauche. La moyenne des orientations finales moyennes des participants est égale à $-1,1^\circ (\pm 1,6^\circ)$.

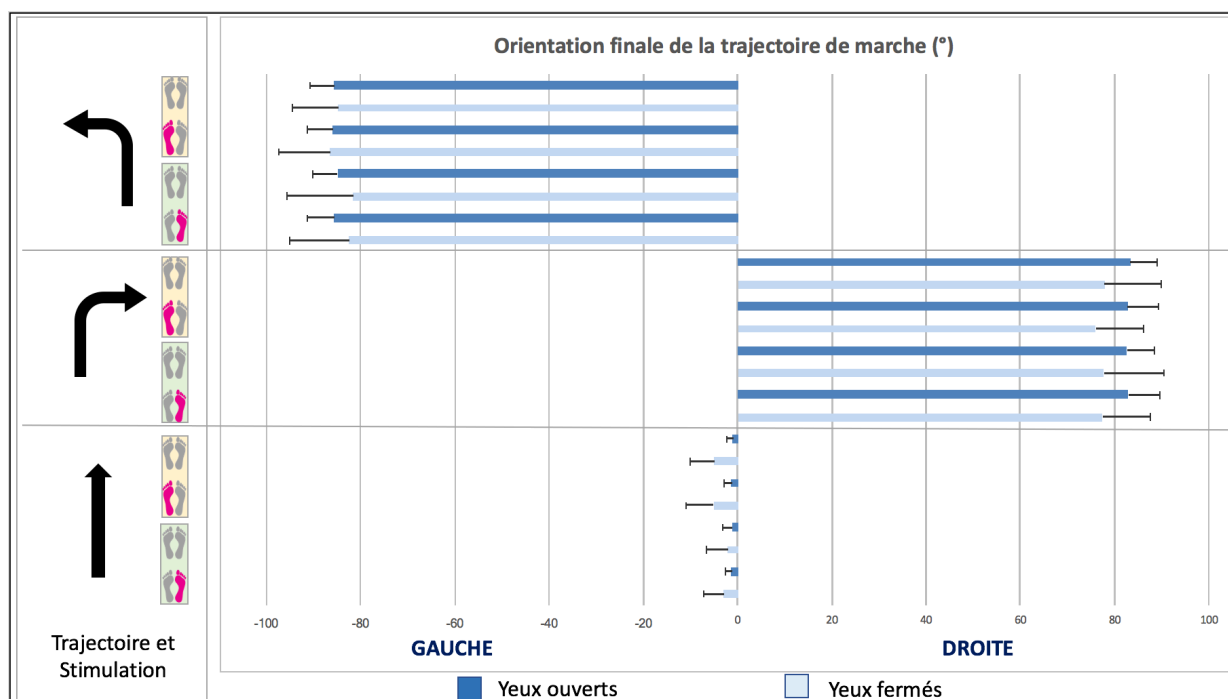


Figure 17 : Orientation finale moyenne de la trajectoire de marche (en degré) (+- écart type) pour l'ensemble des conditions de trajectoire, d'élément (la présence de l'élément est illustrée par la couleur rose sur le pied stimulé) et de vision. Les stimulations sont regroupées avec le contrôle correspondant au même créneau (vert ou jaune). Une déviation à droite présente une valeur positive alors qu'une déviation à gauche présente une valeur négative.

La figure 17 illustre les différences d'orientation finale entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés.

Les résultats montrent une différence yeux ouverts-fermés comprise entre -4° et 6° en moyenne (Figure 18). Les écart-types autour de ces moyennes traduisent une grande variabilité suivant les essais entre les participants.

Contrairement à notre hypothèse de travail, le test de Student apparié n'a montré aucune influence de l'élément par rapport à sa condition contrôle quel que soit le trajet suivi ($p > 0,05$). Les résultats détaillés des tests statistiques sont présentés en annexe (Annexe 2)

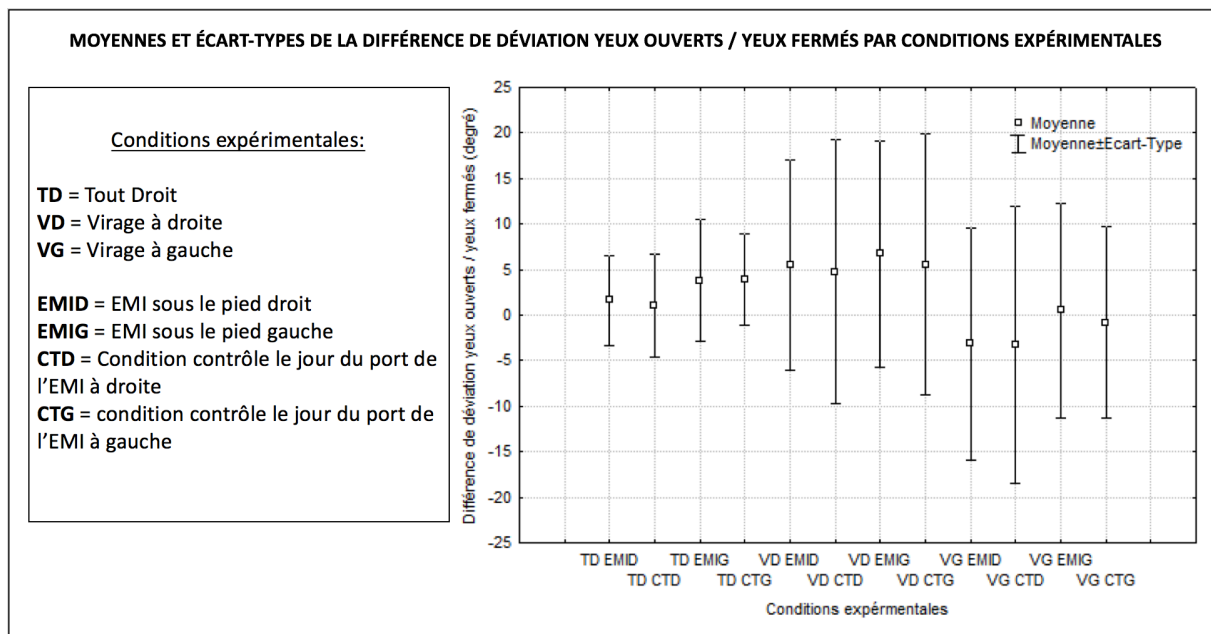


Figure 18 : Moyennes et écart-types de la différence de déviation finale yeux ouverts/yeux fermés par conditions expérimentales (en degrés)

Discussion

Ce mémoire avait pour but d'analyser l'impact de l'EMI sur la posture et la cinématique de sujets sains. Pour y répondre, nous avons mis en place un protocole expérimental qui proposait une tâche statique de 30s et une tâche locomotrice selon 3 chemins différents à parcourir (tout droit, virage à gauche et virage à droite). Afin d'objectiver au maximum l'effet, les participants ont effectué les essais avec stimulation (droite puis gauche) et en situation contrôle. Nous avons couplé aux conditions précédentes la présence ou non de la vision afin de pouvoir laisser s'exprimer au maximum le contrôle par les pieds par suppression de l'afférence visuelle.

Lors des essais en statique, nous n'avons pas retrouvé d'amplification significative de la déviation du CoP sur l'axe médio-latéral en présence d'EMI par rapport à une condition contrôle sans EMI. Ce résultat n'est pas conforme à celui attendu. En effet, il avait été montré dans une étude précédente un effet latéralisant de l'EMI (Janin et Dupui, 2009). Nous nous attendions ainsi à observer une accentuation de la position médio-latérale du CoP en présence de l'EMI du côté controlatéral. Dans un premier temps, nous pourrions expliquer cette différence de résultats par un possible biais dans notre méthodologie, en particulier concernant le placement des participants sur la plateforme de force qui aurait pu être mal centré par rapport à l'axe médian de cette dernière. Tout d'abord, nous souhaitions utiliser les 2 plateformes présentes au laboratoire, en positionnant un pied sur chacune. Nous avons malheureusement observé des résultats aberrants : la force rapportée par chacune des plateformes n'était pas la même pour un même objet inerte. Cette différence de calibration entre les 2 plateformes aurait faussé les résultats. Nous avons donc choisi de n'utiliser qu'une seule des 2 plateformes. Après avoir précisément matérialisé un axe médian sur cette-ci, nous avons vérifié, avec le positionnement de différents poids sur des zones précises, que ce milieu était juste. Nous avons placé des scotchs au sol afin de permettre au sujet de se positionner le plus précisément possible. Dans ce cadre, une erreur de positionnement du participant pourrait être envisageable bien que nous nous soyons efforcé de vérifier visuellement ce placement pour chaque essai. Cependant, lorsqu'on s'intéresse à la valeur de l'écart type inter-essais intra- sujet, qui relate la variabilité de la position médio-latérale moyenne du CoP entre les trois répétitions d'une même condition pour chaque participant, on remarque des valeurs relativement faibles.

Dans un second temps, notons que les résultats de de la littérature podologique (Janin et Dupui, 2009) montrent une amplification de la déviation médio-latérale du CoP par rapport à une condition contrôle de l'ordre du millimètre. On peut alors se questionner sur le sens biologique d'une telle déviation sachant que dans l'étude de Janin et al., l'écart-type à la position moyenne médio-latérale du CoP avec un EMI droit était de 3,94mm et de 4,29mm avec un EMI gauche. Dans notre étude nous avons observé des écarts types inter-essais intra-sujet compris entre 1,5 et 2,5mm et des écarts types intra-essais intra-sujet compris entre 2,6 et 4.3mm.

Afin d'expliquer ces divergences, nous pouvons également relever les différences dans le protocole et matériel utilisés. En effet, nous avons procédé à des enregistrements de 30s après une stimulation de 30 minutes de marche alors que dans leur étude, Janin et Dupui, avaient effectué des enregistrements de 51,2s avec une stimulation instantanée. Le choix de ces 30s a été conditionné par le temps de manipulation. Le besoin de répétition des conditions pour avoir une pertinence statistique a engendré une diminution du temps d'enregistrement. La littérature a confirmé notre choix : en effet au-delà de 20s, on peut observer des mouvements de dérive de la position du CoP (Danion, 2011). En n'enregistrant seulement 30s, nous avons potentiellement limité cet effet. Concernant le temps de stimulation, nous avons basé notre choix méthodologique sur les travaux de Earhart et son équipe. Après avoir échangé avec eux, il est ressorti que 30 minutes était le minimum pour être certain d'avoir une intégration totale de la stimulation podocinétique. Dans leur étude, Janin et Dupui avaient enregistré la position du CoP de leurs participants immédiatement après avoir placé la stimulation sous le pied. Dans ce cadre, nous pouvons nous questionner sur une possible adaptation après 30 minutes de stimulation qui ne permet pas de voir l'effet instantané de l'EMI comme précédemment observé. Il serait alors pertinent que nous refassions des mesures directement après application de la stimulation afin d'apporter plus d'éléments de réponse. Aussi, on peut se demander si le fait de positionner l'élément et de faire la mesure directement pourrait entraîner un mouvement de pied ou un placement légèrement différent qui aurait pu être à l'origine d'une légère déviation. Concernant l'enregistrement des données, il faut enfin noter que nous n'avons pas utilisé le même outil de mesure. Alors que dans l'étude de Janin et Dupui une plateforme podobarométrique Fusyo®, pour laquelle il est difficile d'obtenir les données constructeur concernant l'erreur de mesure, nous avons utilisé une plateforme de force qui s'avère être l'outil de référence. Aucune modification significative de l'ordre du millimètre n'a été observée.

Si nous ne pouvons pas mettre en évidence un effet de l'EMI, nous avons pu montrer que le placement des pieds a quant à lui une influence sur la position médio-latérale du CoP avec une amplification de la déviation lorsque les pieds du participant sont positionnés en angle de Fick. Notons également que cette position augmente également la variabilité de la position médio-latérale du CoP avec des écarts-types plus importants que ce soit en inter ou intra essais pour chaque sujet.

Si on s'intéresse à présent aux résultats de la tâche locomotrice, nous avons émis l'hypothèse que le port de l'EMI provoquerait une déviation plus importante de la trajectoire locomotrice les yeux fermés par rapport aux yeux ouverts en comparaison avec la déviation de trajectoire yeux fermés par rapport aux yeux ouverts en conditions contrôle sans élément. Nous avons basé notre hypothèse sur les travaux de Earhart et son équipe (Earhart, 2000. 2002) qui avaient mis en évidence une déviation de la trajectoire locomotrice les yeux fermés après stimulation podocinétique. Comme pour les essais en statique, aucune influence de l'EMI n'a été observée. Bien que ces résultats ne soient pas ceux attendus, ceux-ci sont en cohérence avec l'absence d'influence observée en statique. Il est ainsi probable que cette stimulation n'ait pas eu d'effet suffisamment important pour être quantifiable par une approche du contrôle moteur bottom-up. Il faudrait alors se poser la question de l'intensité de la stimulation pour que cette dernière soit observable. Aussi, pour approfondir notre analyse, nous pourrions étudier plus en détail la posture en dynamique du participant en quantifiant par exemple comment évolue la projection au sol du CoM par rapport aux appuis. Sans l'évidence nette d'impact sur le déplacement médio-latéral du CoP, il semble également intéressant d'analyser l'interrelation entre contrôle moteur ascendant et descendant, et le possible effet d'un élément orthétique sur ce contrôle.

Plusieurs résultats posent question quant à la pratique podologique. L'absence de déplacement plus prononcé sur l'axe médio-latéral du CoP lors de l'utilisation de l'EMI par rapport à une situation contrôle nécessite de se poser la question de l'assimilation de cette latéralisation aux travaux de Roll (2002) qui observe une réponse du corps à une stimulation électrique plantaire. Le phénomène qui semble être décrit est une action réflexe due à l'hyperpression localisée de barorécepteurs. Si l'activité n'est pas observée, ce peut-il que le mécanisme d'action des semelles soit autre ? Le seuil d'activation de ce phénomène est peut-être différent des 3mm utilisés, et dans ce cas, quel est-il ? De plus, le seul effet observé sur la posture est lié au positionnement des pieds. Cela pose la question de la pratique en cabinet avec mesures répétées, le même jour ou à distance. Si 2 positionnements normalisés entraînent des

différences, peut-on être sûr des enregistrements effectués en cabinet pour établir un suivi du patient. Peut-on comparer des données obtenues chez 2 praticiens différents ? Si la variabilité est plus importante en position angle de Fick, il semble plus pertinent pour le podologue d'analyser ses patients en position parallèle afin d'avoir un résultat plus reproductible.

Conclusion

Ce mémoire avait pour but de confronter la pratique libérale en podologie et l'analyse scientifique de laboratoire. En effet, la littérature scientifique a pu mettre en évidence un effet du contrôle moteur ascendant, c'est-à-dire qui débute par les pieds, sur la statique mais également la dynamique des sujets au quotidien. Les écrits de la littérature podologique montrent l'effet d'éléments orthétique sur le contrôle postural.

Notre protocole visait ainsi à tester un élément (EMI®) décrit comme modifiant le déplacement du CoP sur l'axe médio-latéral en statique. Nous avons donc testé l'EMI, sous différentes conditions, en statique et lors d'une tâche locomotrice. L'idée sous-jacente était de proposer une étude préliminaire qui permettrait à plus long terme de fournir des éléments pour développer de nouveaux tests dont la mise en place serait adaptée à une pratique en cabinet.

Les résultats de l'étude ont montré que l'EMI n'a pas d'influence ni sur le déplacement médio-latéral du CoP lors d'une tâche statique, ni sur le contrôle de la trajectoire de marche. Nous constatons à l'inverse que le placement des pieds sur la plate-forme de force a une influence sur la posture et sa variabilité en statique.

L'absence d'effet dans notre étude de l'EMI, nous interroge sur l'effet réel de cet élément sur les patients, et par extension des autres éléments dits réflexes utilisés au quotidien en pratique. Le manque de validation des tests cliniques et des outils utilisés tout comme les éléments pose ainsi question sur l'effet du traitement et sur son fonctionnement. Néanmoins, nous ne voulons pas prendre de raccourci dans nos conclusions : lors de la pratique quotidienne en cabinet, le résultat du port de semelles est objectivé par la guérison des douleurs créées par les troubles statiques observés.

Comment agit cet élément pour améliorer la posture du sujet ? Il semble nécessaire d'approfondir la thématique afin de comprendre le fonctionnement de cet appareillage et ses implications cliniques sur le patient. Pour compléter cette étude, nous pourrions envisager d'enregistrer l'effet de l'EMI en instantané pour comparer les résultats obtenus dans notre étude avec ceux précédemment mis en évidence. Cependant, si l'effet est observé en instantané et pas après 30 minutes de stimulation, d'autres questions se posent comme l'impact d'un élément dans le temps sur la posture du sujet avec l'existence potentielle d'une adaptation posturale pour compenser la présence de l'élément. Il serait également pertinent de mettre en relation les effets de différentes hauteurs d'éléments avec une stimulation vibratoire (en fonction des

travaux de Roll) afin de graduer l'éventuel effet d'une stimulation plantaire et de trouver son seuil minimal.

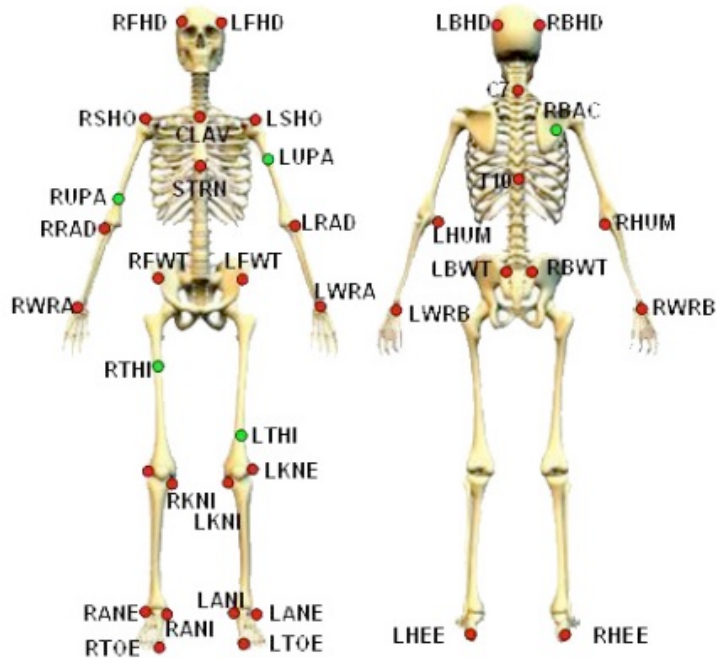
Références bibliographiques

1. A.F.P. (1985) *Normes 85*. Editées par l'Association Posture et Équilibre, 66, rue de Lisbonne 75008 Paris.
2. Abrahamova, D., & Hlavacka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57(6), 957.
3. Baloh, R. W., Fife, T. D., Zwerling, L., Socotch, T., Jacobson, K., Bell, T., & Beykirch, K. (1994). Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42(4), 405-412.
4. Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20—79 years: reference values and determinants. *Age and ageing*, 26(1), 15-19.
5. Capaday, C. (2002). The special nature of human walking and its neural control. *TRENDS in Neurosciences*, 25(7), 370-376.
6. Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology*, 97(1), 41-56.
7. Courtine, G., & Schieppati, M. (2003). Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision. *European Journal of Neuroscience*, 18(1), 177-190.
8. Dedieu, P. (2011). *Dynamique de coordination chez l'homme: de la coordination intra-membre à la coordination inter-membres* (Doctoral dissertation, Université de Toulouse, Université Toulouse III-Paul Sabatier).
9. Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental brain research*, 146(1), 60-69.
10. Danion, F., & Latash, M. L. (2011). *Motor control: theories, experiments, and applications*. Oxford University Press.
11. Earhart, G. M., Jones, G. M., Horak, F. B., Block, E. W., Weber, K. D., & Fletcher, W. A. (2001). Forward versus backward walking: transfer of podokinetic adaptation. *Journal of Neurophysiology*, 86(4), 1666-1670.
12. Earhart, G. M., Jones, G. M., Horak, F. B., Block, E. W., Weber, K. D., & Fletcher, W. A. (2002). Podokinetic after-rotation following unilateral and bilateral podokinetic stimulation. *Journal of neurophysiology*, 87(2), 1138-1141.
13. Earhart, G. M., Jones, G. M., Horak, F. B., Block, E. W., Weber, K. D., & Fletcher, W. A. (2002). Transfer of podokinetic adaptation from stepping to hopping. *Journal of neurophysiology*, 87(2), 1142-1144.
14. Earhart, G. M. (2006). Walking and running on the circular treadmill: Transition speed and podokinetic aftereffects. *Journal of motor behavior*, 38(5), 349-356.
15. Earhart, G. M. (2013). Dynamic control of posture across locomotor tasks. *Movement Disorders*, 28(11), 1501-1508.
16. Eils, E., Behrens, S., Mers, O., Thorwesten, L., Völker, K., & Rosenbaum, D. (2004). Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait & posture*, 20(1), 54-60.
17. Fournier, C. (1993). Filetest des pouces postural. *Ann. Kinésithér*, 20(6), 315-317.
18. Fukuda, T. (1959). The stepping test: two phases of the labyrinthine reflex. *Acta otolaryngologica*, 50(1-2), 95-108.
19. Gagey P.M. (1983). Influence of voluntary ocular movements on the stepping test. *Agressologie*, 24(3),

20. Gagey, P. M., & Toupet, M. Is there an «infracanalicular» pathology? Study of the abnormal postural sway in the 0.2 Hertz frequency band. *Age*, 40, 49.
21. Grasso, R., Prévost, P., Ivanenko, Y. P., & Berthoz, A. (1998). Eye-head coordination for the steering of locomotion in humans: an anticipatory synergy. *Neuroscience Letters*, 253(2), 115-118.
22. Hicheur, H., Pham, Q. C., Arechavaleta, G., Laumond, J. P., & Berthoz, A. (2007). The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. I. A stereotyped behaviour. *European Journal of Neuroscience*, 26(8), 2376-2390.
23. 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.
24. Isableu, B., & Vuillerme, N. (2006). Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Experimental brain research*, 174(4), 763-768.
25. Janin, M., & Dupui, P. (2009). The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neuroscience letters*, 461(3), 245-248.
26. Janin, M. (2016). Quotient plantaire: capacité d'objectiver les épines irritatives d'appuis plantaires. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 46(4), 263.
27. Kavounoudias, A., Roll, J. P., Roll, R., Gilhodes, J. C., & Bouquerel, A. (1998). Réponses posturales orientées induites par stimulation vibratoire des afférences cutanées plantaires chez l'homme. *Pied, équilibre et rachis*, 70-83.
28. Le Normand, G. (2012). L'orthèse plantaire de stimulation. *Kinésithérapie, la revue*, 12(128), 77-79.
29. Le Normand, G., & Percevault, S. (2001). Semelle orthopédique proprioceptive.
30. Loporck, A. M., & Villeneuve, P. (1996). Les épines irritatives d'appui plantaire ; objectivations cliniques et stabilométriques. *Pied, équilibre et posture. Frison-Roche, Paris*, 131-8.
31. 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-M76.
32. Martin, B. J., Roll, J. P., & Hugon, M. (1990). Modulation of cutaneous flexor responses induced in man by vibration-elicited proprioceptive or exteroceptive inputs. *Aviation, space, and environmental medicine*, 61(10), 921-928.
33. Njiokiktjien, C. J., & Van Parys, J. A. (1976). Romberg's sign expressed in a quotient. II. Pathology. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquées aux effets de l'agression*, 17(Spec D), 19.
34. Okubo, J., Watanabe, I., & Baron, J. B. (1980). Study on influences of the plantar mechanoreceptor on body sways. *Agressologie : revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquées aux effets de l'agression*, 21(D), 61.
35. Osler, C. J., & Reynolds, R. F. (2012). Postural reorientation does not cause the locomotor after-effect following rotary locomotion. *Experimental brain research*, 220(3-4), 231-237.
36. Perry, S. D. (2006). Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neuroscience letters*, 392(1), 62-67.
37. Pham, Q. C., Berthoz, A., & Hicheur, H. (2011). Invariance of locomotor trajectories across visual and gait direction conditions. *Experimental brain research*, 210(2), 207.
38. Prévost, P., Yuri, I., Renato, G., & Alain, B. (2003). Spatial invariance in anticipatory orienting behaviour during human navigation. *Neuroscience letters*, 339(3), 243-247
39. Rocchi, M. B. L., Sisti, D., Ditroilo, M., Calavalle, A., & Panebianco, R. (2005). The misuse of the confidence ellipse in evaluating statokinesigram. *Ital J Sport Sci*, 12(2), 169-172.

40. Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J. P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, 13(15), 1957-1961.
41. Rosenbaum, D., & BECKER, H. P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3(1), 1-14.
42. Schneiders, A. G., Sullivan, S. J., O'Malley, K. J., Clarke, S. V., Knappstein, S. A., & Taylor, L. J. (2010). A valid and reliable clinical determination of footedness. *PM&R*, 2(9), 835-841.
43. Scott, J. T., Lohnes, C. A., Horak, F. B., & Earhart, G. M. (2011). Podokinetic stimulation causes shifts in perception of straight ahead. *Experimental brain research*, 208(3), 313-321.
44. Takagi, A., Fujimura, E., & Suehiro, S. (1985). A new method of statokinesigram area measurement: application of a statistically calculated ellipse.
45. Teasdale, N., Stelmach, G. E., & Breunig, A. (1991). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *Journal of Gerontology*, 46(6), B238-B244.
46. Villeneuve, P. (1996). Les traitements posturopodiques. *Pied équilibre et posture Ph Villeneuve Frison-Roche*, 175-188.
47. Vuillerme, N., Nougier, V., & Camicioli, R. (2002). Veering in human locomotion: modulatory effect of attention. *Neuroscience letters*, 331(3), 175-178.
48. Weber, B., Gagey, P. M., & Noto, R. (1984). La répétition de l'épreuve modifie-t-elle l'exécution du test de Fukuda. *Agressologie*, 25(12), 1311-1314.
49. White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A., & Lin, H. Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(10), 1537-1542.
50. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.

Annexes



Annexe 1 : Modèle de placement des marqueurs utilisé dans notre étude. Les marqueurs représentés en rouge sont les marqueurs utilisés pour le calcul du centre de masse. Les marqueurs représentés en vert sont des marqueurs induisant une dissymétrie entre le côté droit et le côté gauche du sujet, permettant de faciliter le processus de reconstruction et de labellisation.

	EMI	Contrôle	t	dl	p
	Emi Droit vs. Contrôle				
Ligne Droite	1,6 ± 4,9	1 ± 5,6	0,62	19	0,54
Virage Droit	5,5 ± 11,6	4,8 ± 14,6	0,35	19	0,73
Virage Gauche	-3,1 ± 12,7	-3,3 ± 15,2	0,09	19	0,93
	Emi Gauche vs. Contrôle				
Ligne Droite	3,8 ± 6,6	4 ± 5	0,14	19	0,89
Virage Droit	6,7 ± 12,4	5,5 ± 14,3	0,55	19	0,59
Virage Gauche	0,5 ± 11,8	-0,8 ± 10,5	0,75	19	0,46

Annexe 2 : Différence d'orientation finale (°) de la trajectoire yeux ouverts-yeux fermés. Un test de Student à mesures répétées a été utilisé pour comparer cette différence entre la condition EMI et son contrôle.

Résumés

L'utilisation d'éléments de stimulation dans le traitement podologique reste peu analysé dans la littérature scientifique. L'analyse faite est essentiellement effectuée en statique. Cependant le contrôle moteur ascendant (dit Bottom-up) a été décrit notamment dans les travaux de Earhart en dynamique. Elle analyse l'influence d'une stimulation podocinétique (via un disque de rotation) sur la locomotion du sujet. Elle note une déviation de la trajectoire locomotrice des sujets après une stimulation de 30 minutes sur ce disque de rotation.

L'élément orthétique le plus décrit : l'EMI® (élément médio interne), influence le déplacement du CoP sur l'axe médio-latéral en fonction de la jambe motrice (Janin et Dupui).

Notre protocole vise à tester cet élément sur 2 tâches : statique et locomotrice. Nous avons analysé l'influence de cet élément placé sous le pied droit puis le gauche en statique dans des conditions spécifiques (placement des pied et vision), puis lors de la marche (plusieurs trajectoires avec 2 conditions visuelles).

Les résultats ne montrent aucune influence de l'élément quelques soient les conditions. Nous notons cependant une différence significative sur le placement des pieds en angle de Fick ou parallèles. La position angle de Fick provoque une plus grande variabilité des résultats intra-essais intra sujet. Ces résultats questionnent sur la pratique podologie et l'effet des éléments utilisés.

The use of orthopedic stimulations is not fully explored in scientific literature. Furthermore, the analysis that is available is almost always on static conditions. However, ascendant motor control has been studied with locomotion protocol (Earhart). The influence of 30 minutes of podokinetic stimulation (by a rotation disk) creates a turn trajectory on a subject's locomotion as they are asked to walk straight on.

The most well-known orthopedic stimulation is EMI® (Medio-intern element). It influences the CoP displacement on the Medio-lateral axis according to the leg dominance (Janin and Dupui).

The protocol aims to test the influence on both static and locomotive tasks. We analyzed EMI under both feet in specific conditions (such as foot placement and vision) on a static task, then on a locomotive task (multiple trajectories and two visual conditions).

The results show no significant outcome for the element effect for whatever conditions apply. We have, however, a significant difference on foot placement: Parallel and Fick's angle. Fick's angle position makes a greater variability on intra-trial and intra-subject results. Those results bring into question orthopedic practice and the elements effect.