

Faculté des sciences de la motricité

Comparaison de protocoles de fatigue des muscles intrinsèques du pied

Étude prospective interventionnelle

Auteur : DUPAS Améline & OURTH Alicia

Promoteur(s) : PETERS-DICKIE Jean-Louis & OTLET Virginie

Année académique 2023-2024

Master en sciences de la motricité, orientation générale [120.0] – MOTR2M -

Finalité spécialisée : kinésithérapie musculo-squelettique.

Remerciements

Nous souhaitons exprimer notre profonde gratitude envers toutes les personnes qui ont contribué de manière directe ou indirecte à la réalisation de ce mémoire.

Tout d'abord, nous tenons à adresser nos sincères remerciements à notre promoteur, PETERS-DICKIE Jean-Louis, pour sa patience et ses précieux conseils tout au long de notre parcours. Nous sommes également reconnaissants envers OTLET Virginie, notre co-promotrice, pour son assistance précieuse lors de l'élaboration de notre projet.

Nous souhaitons également exprimer notre reconnaissance envers tous les participants qui ont généreusement consacré de leur temps à cette étude et qui sont venus deux fois au laboratoire de Woluwé.

Enfin, nous aimerions adresser un immense merci à nos familles et à nos amis pour leur soutien indéfectible, leurs relectures attentives et leur encouragement tout au long de cette aventure académique.

Table des matières

1. Introduction	1
1.1. Un peu d'anatomie.....	1
1.2. Le rôle du pied	2
1.2.1. <i>Le concept de foot core system</i>	2
1.2.3. <i>Rôle des muscles intrinsèques du pied</i>	4
1.3. La fatigabilité.....	4
1.4. Objectif de l'étude	7
2. Méthode.....	8
2.1. Design.....	8
2.2. Sujet	8
2.3. Outils de mesure	1
2.4. Protocoles	1
2.4.1. <i>Examen subjectif</i>	2
2.4.2. <i>Examen physique</i>	3
2.4.3. <i>Protocole de fatigue A</i>	4
2.4.4. <i>Protocole de fatigue B</i>	5
2.5. Taille d'échantillon.....	7
2.6. Analyse des données.....	8
3. Résultats	9
3.1. Données descriptives	9
3.2. Tableau récapitulatif des résultats	10
3.3. Protocole A	11
3.4. Protocole B	12
3.5. Protocole A versus protocole B	12
3.6. FPI	14
4. Discussion	15
5. Conclusion.....	21
6. Bibliographie.....	22
7. Annexes.....	27

Abstract

OBJECTIF : L'objectif de cette étude est de comparer deux protocoles, l'un utilisant de l'électrostimulation combinée à des contractions isométriques volontaires, et l'autre des contractions concentriques répétées, afin d'en déduire lequel est le plus efficace pour induire de la fatigue musculaire des muscles intrinsèques du pied (MIP).

MÉTHODES : Vingt-sept participants ont été soumis aux deux protocoles (A et B). Pour évaluer cette fatigue potentielle, deux mesures principales ont été prises : la force à l'aide d'un dynamomètre manuel, et le navicular drop. Le protocole A, implique des contractions concentriques répétées contre une mousse sans électrostimulation. Le protocole B comprend de l'électrostimulation et des contractions isométriques volontaires.

RÉSULTATS : Le protocole A, semble engendrer une fatigue des MIP, notamment observée par une diminution significative de la force musculaire en position de *long sitting*, dépassant le seuil de 20% établi pour évoquer la fatigue musculaire. Contrairement au protocole B où l'on retrouve une diminution significative de la position en *long sitting* mais inférieure à 20%.

CONCLUSION : Bien que des résultats significatifs aient été obtenus, des recherches supplémentaires sont majeures pour clarifier pleinement les effets de chaque protocole. Des études ultérieures sont essentielles pour comprendre l'impact spécifique de chaque protocole sur la prévention des blessures liées aux MIP.

Liste des abréviations

FPI : Foot Posture Index

MEP : Muscles extrinsèques du pied

MIP : Muscles intrinsèques du pied

ND : Navicular Drop (Chute du naviculaire)

1. Introduction

1.1. *Un peu d'anatomie*

Le pied est une structure très complexe, qui lui permet de remplir de nombreuses fonctions. Il comprend beaucoup de structures. En effet, 26 os, 16 articulations, 20 muscles et 107 ligaments le composent (Gilroy & MacPherson, 2017 ; Leardini et al., 2019).

Les muscles du pied sont divisés en deux catégories : les muscles intrinsèques et les muscles extrinsèques. Les muscles intrinsèques du pied (MIP) prennent leur origine et leur terminaison sur le pied, alors que les muscles extrinsèques (MEP) prennent leur origine sur la jambe ou la cuisse, croisant la cheville et se terminant sur le pied. Celui-ci reçoit donc des insertions des muscles extrinsèques, mais il est soutenu par de nombreux petits muscles intrinsèques (figure 1) : le court extenseur des orteils, le court fléchisseur des orteils, le carré plantaire, les interosseux dorsaux et plantaires, les lombricaux, mais aussi le court fléchisseur de l'hallux, le court extenseur de l'hallux, l'abducteur de l'hallux, l'adducteur de l'hallux, le court fléchisseur du petit orteil, l'abducteur du petit orteil et l'opposant du petit orteil (Gilroy & MacPherson, 2017).

Le pied est composé de 4 arches : l'arche longitudinale médiale, l'arche longitudinale latérale, l'arche transversale antérieure et l'arche transversale postérieure, formant entre elles un dôme soutenu par l'aponévrose plantaire et les ligaments plantaires (Gilroy & MacPherson, 2017 ; Ridola & Palma 2001).



Figure 1 : Anatomie des muscles intrinsèques du pied (McKeon et al., 2015) : (1) abducteur de l'hallux, (2) court fléchisseur des orteils, (3) abducteur du 5^{ème} orteil, (4) carré plantaire, (5) lombricaux, (6) court fléchisseur du 5^{ème} orteil, (7) adducteur de l'hallux oblique (a) et transverse (b), (8) court fléchisseur de l'hallux, (9) interosseux plantaires, (10) interosseux dorsaux et (11) court extenseur des orteils.

1.2. Le rôle du pied

1.2.1. Le concept de foot core system

McKeon et al. ont introduit en 2015 le concept de *Foot core system* (figure 2) pour décrire la stabilité du pied. Selon lui, on peut diviser le pied en trois sous-systèmes qui sont en interaction : le sous-système passif, le sous-système actif et le sous-système neural. Ils vont fournir des informations sensorielles et une stabilité fonctionnelle afin de s'adapter aux demandes lors de différentes activités statiques et dynamiques (McKeon et al., 2015).

Le sous-système passif du pied se compose des os, des ligaments et des capsules articulaires. Il permet de maintenir les quatre arches du pied, à savoir les arches longitudinales médiale et latérale, ainsi que les arches métatarsiennes transversales antérieure et postérieure. Celles-ci sont soutenues par l'aponévrose plantaire et les ligaments plantaires. Un soutien dynamique est assuré par les MIP et indirectement par les contractions des MEP (McKeon et al., 2015).

Ensuite, le sous-système actif est composé des structures actives comme les muscles et les tendons. Il y a les muscles extrinsèques, qui ont le rôle de stabilisateurs globaux et qui sont responsables des différents mouvements du pied (McKeon et al., 2015). Les MIP jouent un rôle crucial dans le contrôle postural et l'équilibre lors de la phase de support unipodal. Ils agissent en tant que stabilisateurs locaux, assurant le contrôle de la hauteur de l'arche longitudinale médiale et la pronation du pied. Ces muscles constituent notre base d'appui active. Pendant la marche, le pied doit être stable lors de l'impulsion et de la poussée. Mais il doit également s'adapter lors de la phase de milieu d'appui afin d'être mobile et d'atténuer les charges. Cela se fait par la déformation de la voûte plantaire, qui est contrôlée par les MIP et les MEP. La stabilité de la cette voûte est indispensable au bon fonctionnement du pied (McKeon et al., 2015).

Enfin, le sous-système neural est constitué des récepteurs sensoriels localisés dans le fascia plantaire, les ligaments, les capsules articulaires, les muscles, et les tendons impliqués dans les sous-systèmes passifs et actifs. Ces récepteurs cutanés plantaires sont essentiels lors de la marche et l'équilibre. Cependant, la contribution sensorielle des MIP est moins claire (McKeon et al., 2015).

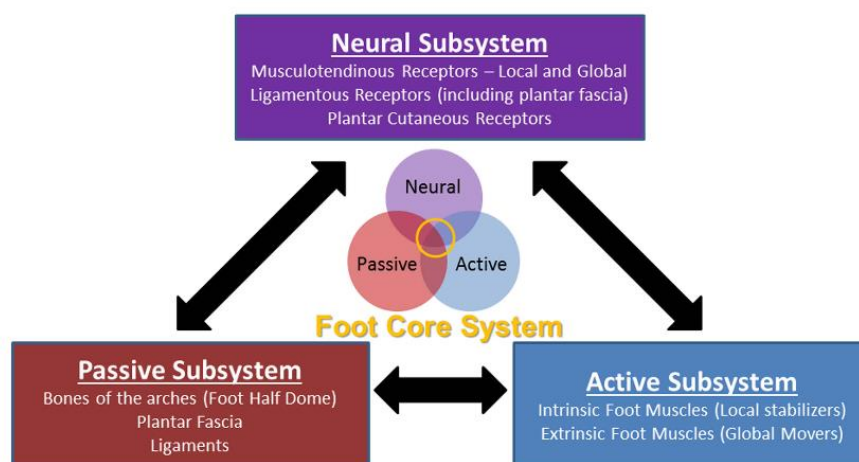


Figure 2 : The Foot Core System (McKeon et al., 2015)

1.2.3. Rôle des muscles intrinsèques du pied

Selon l'étude de Kelly et al., de 2012, le recrutement des MIP est régulé en fonction des besoins posturaux. Ces muscles ont une fonction importante dans le contrôle de l'équilibre lors de la phase d'appui monopodal ainsi que le contrôle postural. En effet, la fonction des MIP est modérément à fortement corrélée avec le balancement postural médio-latéral. McKeon et al., en 2015, ont montré que la diminution de la fonction des MIP entraîne des altérations délétères de la posture du pied alors que l'entraînement des MIP améliore la posture de celui-ci. L'activation des MIP augmente en fonction de la tâche demandée, ils sont plus actifs dans les activités dynamiques telles que la marche que dans la position debout (Kelly al., 2014 ; McKeon et al. 2015). Cette activation augmente au fur et à mesure que les exigences posturales augmentent (McKeon et al. 2015). Il a aussi été démontré que l'activation des MIP permet d'augmenter la rigidité de la voûte plantaire. Ce mécanisme actif de soutien de l'arche peut avoir des implications importantes sur la façon dont les forces sont transmises pendant la locomotion et les activités posturales. En effet, le pied possède des cycles d'étirement et de détente à chaque cycle de pas (Kelly et al., 2014). Cette capacité « d'absorption-restitution » est rendue possible par la déformation de l'arche longitudinale médiale du pied, elle-même contrôlée par les MIP et les MEP. Les MIP assurent le contrôle de la hauteur de cette arche et son degré de déformation (Kelly et al., 2012).

1.3. La fatigabilité

La fatigue musculaire survient lorsque la capacité d'un muscle à générer une force maximale lors d'une contraction est réduite. Lors d'une contraction volontaire maximale, les nerfs envoient un signal électrique à haute fréquence pour déclencher la contraction, mais ils ne peuvent pas maintenir ce signal de façon prolongée. Par conséquent, la force musculaire diminue.

La fatigue aiguë affecte ainsi notre capacité à effectuer des mouvements (Yousif et al., 2019).

Pour évaluer la fatigue musculaire ainsi que l'importance du rôle des MIP, plusieurs moyens peuvent être utilisés, dont l'électromyographie, le dynamomètre et la chute naviculaire (ND pour *Navicular Drop*). L'EMG est le gold-standard car il mesure de manière directe les impulsions électriques reçues par le muscle. Le dynamomètre est l'outil de choix pour évaluer la force volontaire. Le ND est défini comme la différence de hauteur entre la tubérosité naviculaire par rapport au sol lorsqu'on est assis et lorsqu'on est debout (Headlee et al., 2008).

Plusieurs chercheurs ont tenté de démontrer l'importance des MIP, notamment en utilisant des injections de lidocaïne pour bloquer le nerf tibial dans le but de réduire l'activité de ces muscles. Les résultats ont montré une diminution significative de l'activité musculaire après le blocage du nerf, correspondant à une augmentation du ND. Cela indique que les muscles du pied sont essentiels pour soutenir la voûte plantaire interne (Fiolkowski et al. 2003 ; Smith et al. 2021).

Il existe plusieurs moyens de produire de la fatigue musculaire comme l'électrostimulation ou encore les contractions répétées.

Tout d'abord, Ebrecht et Sichtung ont comparé en 2018 trois groupes : un groupe passif qui ne fait rien, un groupe actif qui suit un protocole de courses avec chaussures minimalistes et pour finir un groupe composé d'électrostimulation. Celle-ci se présente comme une onde sinusoïdale avec une fréquence de 85 Hz, une période de contraction de 4 s, une de repos de 8 s, ces deux phases alternant pendant 15 minutes, soit 75 répétitions. Ils n'ont cependant pas obtenu de résultats par rapport aux autres groupes, en effet le ND n'a pas changé. Ils en déduisent que les résultats de l'électrostimulation pourraient être trop faibles pour être détectés (Ebrecht, & Sichtung, 2018).

D'autre part, Monjo et Forestier ont utilisé en 2015 des impulsions rectangulaires symétriques biphasiques avec une fréquence de 30 Hz, une largeur d'impulsion de 400 μ s, une période de contraction de 4 s, une de repos de 4 s, un temps de montée de 1.5 s, et un temps de descente de 0.5 s, et ont induit de la fatigue des fléchisseurs du bras. De plus, James a utilisé en 2018 une stimulation caractérisée par une large impulsion, une haute fréquence et une faible intensité. Avec ce type de stimulation, il a également obtenu une fatigue musculaire. Enfin, en 2022, Tourillon et al. ont comparé une session de stimulation fictive avec une session réelle. Dans cette expérience, au moins 2/3 des participants sont répondeurs à la stimulation et présentent une amélioration de la fonction des MIP. En effet, les participants ont pu voir leur navicular drop diminué et ça sur le long terme, soit plusieurs semaines après la séance d'électrostimulation. Il est donc pertinent d'envisager l'induction de la fatigue musculaire des MIP par le biais d'un électrostimulateur.

Les contractions répétées peuvent également être induites de façon volontaire sans électrostimulation. Okamura et al. (2017) ainsi que Headlee et al. (2008) ont cherché à démontrer l'impact d'une telle fatigue, notamment celle des muscles du pied, sur la hauteur de l'arche longitudinale médiane.

Pour cela, la première étude a employé l'électromyographie, un dynamomètre et un système de capture de mouvement (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK), tandis que la seconde utilise la ND pour évaluer la fatigue provoquée par leur méthode. Leurs procédures étaient constituées de séries de 75 répétitions de flexions à une cadence de 40 répétitions par minute. Les différences entre les deux protocoles résidaient au niveau du poids contre lequel le patient poussait (1,4 kg pour le premier et 4,55 kg pour le deuxième) ainsi que dans la position du patient : *long sitting*, la cheville droite étant maintenue en position de flexion plantaire maximale par un plâtre dans l'étude d'Okamura et al. (2017) et en position assise avec un talon fixe dans l'étude d'Headlee et al. (2008). La première étude n'a trouvé aucune différence de hauteur de l'os naviculaire grâce à la capture de mouvement, tandis que la deuxième a trouvé une augmentation significative du ND. Dans aucune de ces études, du poids additionnel n'a été ajouté au patient, cependant, Kelly et al. (2012) a démontré que les MIP sont plus recrutés lorsqu'il y a plus de poids sur la jambe.

Malgré toutes ces études, aucune preuve ne montre qu'une méthode d'induction de fatigue musculaire est plus efficace qu'une autre.

1.4. Objectif de l'étude

L'objectif de notre travail est de comparer deux protocoles, l'un utilisant de l'électrostimulation combinée à des contractions isométriques volontaires, et l'autre des contractions concentriques répétées, afin d'en déduire laquelle est la plus efficace pour induire de la fatigue musculaire. La fatigue sera objectivée à l'aide de la force de flexion de l'hallux et du ND.

Ces résultats pourraient améliorer la compréhension de l'importance des MIP dans la biomécanique du pied, enrichir la littérature sur le sujet et améliorer dans le futur la rééducation du pied.

2. Méthode

2.1. Design

Nous avons réalisé une étude de type prospective interventionnelle. Nous avons récolté les données de novembre 2023 à mars 2024 dans le labo NMSK à Woluwe-Saint-Lambert sous la supervision de notre promoteur. Les mêmes données ont toujours été recueillies par le même expérimentateur.

2.2. Sujet

Les sujets ont été sélectionnés en réponse à une annonce (voir Annexe 1) diffusée sur les réseaux sociaux et affichée dans l'établissement universitaire. Avant de participer, tous les candidats ont été invités à remplir un questionnaire sur la plateforme Lime Survey pour vérifier s'ils répondaient aux critères d'inclusion. Dans ceux-ci, on retrouve :

- Homme ou femme âgé de plus de 18 ans ;
- Pratiquant une activité physique modérée régulière (entre 1 et 8 heures par semaine) ;
 - La définition suivante d'activité physique modérée était fournie : « période d'au minimum 20 minutes d'affilée au cours de laquelle vous vous dépensez physiquement, aboutissant à un essoufflement ». Les activités telles que la marche à vitesse confortable ou le vélo à allure réduite ne comptent pas dans ce total.
- Sans antécédents de blessures aux membres inférieurs dans les six derniers mois.
 - La définition suivante d'antécédents de blessures était fournie : « tout évènement traumatique ou toute apparition de douleur qui vous a empêché de mener vos activités habituelles pendant au moins trois jours consécutifs, ou qui a entraîné votre absence à au moins deux entraînements sportifs consécutifs programmés ».

Après la collecte de toutes les données, un total de 28 participants s'est rendu au laboratoire pour deux entretiens, d'une durée de 1h20 et 45 min respectivement. Nous avons finalement inclus 27 sujets pour notre analyse, car l'un des sujets a dû interrompre sa participation en cours d'expérience.

2.3. Outils de mesure

Afin de mesurer la force des MIP des participants, nous utilisons un dynamomètre manuel (MicroFET 2 Wireless, Hoggan Scientific LLC, Salt Lake City, US). En effet, en 2010, Spink et al., ont étudié la fiabilité de celui-ci dans l'évaluation de la force du pied. Les résultats démontrent une fiabilité intra-/inter-examineur excellente, ce qui suggère que le dynamomètre manuel peut servir à détecter les évolutions progressives ou les changements dans la force du pied et de la cheville. (Spink et al., 2010).

2.4. Protocoles

À la suite du recrutement, les sujets éligibles à l'étude se sont rendus au laboratoire de l'UCLouvain à Woluwe-Saint-Lambert.

Dans cette étude, nous comparons deux protocoles de fatigue différents (le protocole A et le protocole B) qui seront décrits ci-dessous plus précisément. Les participants doivent donc venir deux fois au laboratoire afin de réaliser les deux protocoles à des moments différents. Ceux-ci sont réalisés à une semaine d'intervalle.

Dans un premier temps, avant de commencer l'étude, les participants tirent au hasard une lettre, soit A, soit B, afin de déterminer le protocole qu'ils vont suivre lors de la première visite. Le second sera alors réalisé lors de la deuxième visite. L'ordre des protocoles est ainsi aléatoire d'un participant à l'autre.

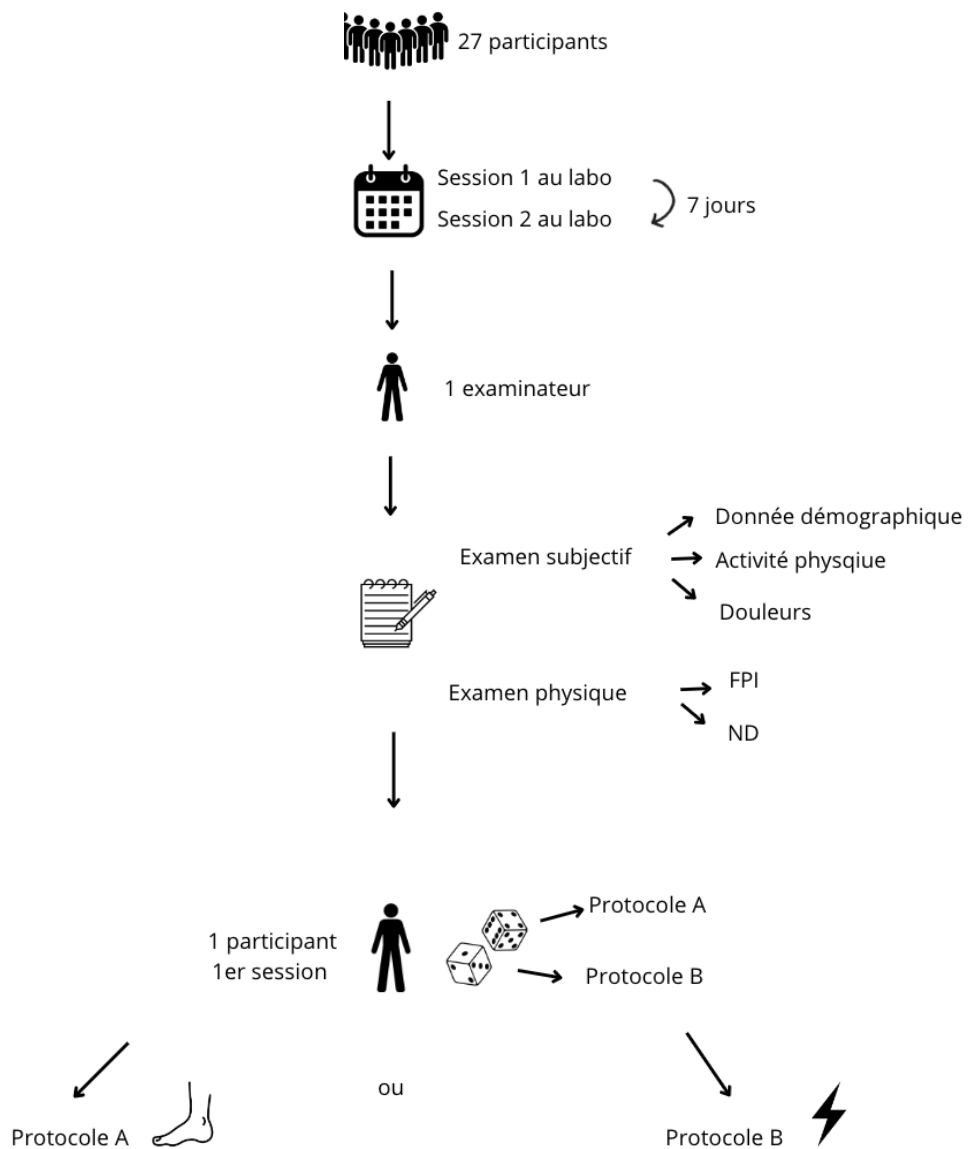


Figure 3: Schéma de notre méthodologie (FPI = Foot Posture Index, ND = Navicular Drop).

2.4.1. Examen subjectif

Dans un second temps, un examen subjectif est réalisé. Les données démographiques (sexe, âge, profession) de chaque participant sont récoltées, ainsi que leur pied dominant, défini comme le pied (droit ou gauche) avec lequel le participant frappe dans un ballon.

Nous les interrogeons aussi sur le nombre d'heures d'activité physique réalisées au cours des quatre dernières semaines, ainsi que sur le type de sport réalisé, avec la répartition du nombre d'heures pour chacune des activités (si plusieurs sports sont pratiqués par le sujet).

D'autres questions sont posées sur la douleur au membre inférieur (A-t-il eu des douleurs au cours des six derniers mois ? A-t-il des douleurs aujourd'hui ?).

A la fin des deux protocoles, il était demandé au sujet de surveiller ses sensations au niveau du membre inférieur. 48 heures plus tard, nous leur demandions s'ils avaient ressenti une douleur au membre inférieur.

2.4.2. *Examen physique*

L'examen physique commence par l'analyse de la posture du pied debout qui est évaluée à l'aide du *Foot Posture Index (FPI)* (Voir Annexe 2). C'est une méthode d'évaluation qui utilise des critères définis et une échelle simple. Cette mesure est basée sur l'observation clinique de six caractéristiques de la posture du pied. Il permet de quantifier le degré auquel le pied est en pronation, neutre ou en supination, et ainsi classer en un pied en pronation, neutre ou en supination (Redmond et al., 2006 ; Keenan et al., 2007).

Le ND a ensuite été évalué afin de quantifier le degré de mobilité du pied. Il s'agit de l'outil d'évaluation statique du pied et il est destiné à représenter le déplacement dans le plan sagittal de la tubérosité naviculaire d'une position assise, à une position détendue debout (Vinicombe et al., 2001).

Enfin, la dernière mesure que nous prenons est le poids du patient. Une fois toutes les données de l'examen subjectif ainsi que de l'examen physique récoltées, le sujet réalise le protocole tiré au sort. Il réalisera l'autre lors de la deuxième visite.

Nous allons détailler ci-dessous les deux protocoles de fatigue séparément.

2.4.3. *Protocole de fatigue A*

Le protocole A est celui sans électrostimulation. Il se réalise avec une série de contractions concentriques répétées.

Dans un premier temps, une fois que le sujet a couru sur le tapis et avant la réalisation des contractions concentriques, nous mesurons la force de flexion de l'hallux grâce au dynamomètre. Cette force est prise au moins trois fois en position *long sitting*, car si les valeurs diffèrent de plus de 20%, plus de mesures sont faites, jusqu'à ce que les trois dernières soient écartées de moins de 20%. Pour cette position *long sitting*, le patient place l'articulation métatarso-phalangienne au niveau du bord de la table, le kiné maintient la cheville et demande au patient de reculer le plus loin possible les fesses tout en restant confortable au niveau de la cheville (flexion plantaire maximale). Ce procédé permet de placer les muscles extrinsèques en piste interne afin de limiter leur contribution dans la flexion de l'hallux (Okamura et al. 2017). Cette même mesure est ensuite prise au moins trois fois en position debout, le participant veillant à garder un alignement vertical entre son tronc, sa jambe et son pied. Une fois la prise de mesure réalisée dans les deux positions, les deux meilleurs résultats sont gardés dans chacune de celles-ci et leur moyenne est effectuée.

Ensuite, nous commençons le protocole de fatigue et un gilet lesté de 20 kg pour les hommes et de 15,2 kg pour les femmes est mis en place sur le sujet. Le participant va réaliser 75 contractions concentriques des MIP contre un coussin (Airex Balance Pad, Sins, Suisse) à un rythme de 40 battements par minute que nous contrôlons grâce à un métronome. Il reçoit comme consigne d'enfoncer ses orteils le plus fort possible dans le coussin en mousse. Il va réaliser cette tâche pendant toute la durée du protocole qui dure en tout 16 min, via 8 séries. Toutes les 75 contractions, nous mesurons la force debout grâce au dynamomètre. La perception de la fatigue est aussi évaluée toutes les deux séries grâce à une échelle verbale analogique donnant un score sur 10. Pour cette dernière, une question est posée au patient : « sur une échelle de 0 à 10, 0 étant aucune fatigue, comme quand vous êtes rentrés dans cette salle et 10 étant la pire fatigue que vous imaginez (vous ne sauriez plus faire un mouvement), quelle est la fatigue que vous ressentez au niveau de votre pied ? ». À la fin de l'exercice, la force est réévaluée debout et puis en position *long sitting*.

2.4.4. Protocole de fatigue B

Le protocole B correspond à l'électrostimulation combinée à des contractions isométriques volontaires. Une fois que le patient a couru sur le tapis, la force de flexion de l'hallux sera mesurée au moins trois fois en position *long sitting*. Ensuite, nous entamons la phase de familiarisation à l'électrostimulation. Le kinésithérapeute place les électrodes au niveau de l'arche médiale du pied sur la masse musculaire de l'abducteur de l'hallux. Le patient se place debout en appui bipodal et la période de familiarisation débute. Il a environ 3 à 5 minutes pour ajuster l'intensité de l'électrostimulation. Il reçoit comme consigne que le courant doit être désagréable, mais pas douloureux.

Pendant cette phase, on explique au patient le mouvement qu'il devra réaliser au cours de l'expérience. Celui-ci va devoir pousser ses orteils contre le sol quand il sent le courant et relâcher cette contraction lors du temps de repos. L'intensité trouvée pendant la période d'habitation sera l'intensité de base du protocole.

À la suite de cette phase de familiarisation, le sujet effectue le protocole de fatigue pour un total de 16 minutes. On ajoute un gilet lesté au patient (20 kg pour les hommes, 15,2 kg pour les femmes) pour ajouter du poids sur son pied. Durant toute la durée de l'expérimentation, le patient est encouragé à augmenter l'intensité de l'électrostimulation. En effet, on sait qu'il peut y avoir une habitation du pied et donc une diminution de la perception désagréable (Tubez, 2009), c'est pourquoi l'intensité a tendance à être augmentée tout au long de l'expérience.

Deux valeurs vont être récupérées toutes les 4 minutes, c'est-à-dire à la 4^{ème}, la 8^{ème}, la 12^{ème}, et la 16^{ème} (dernière) minute : l'intensité du courant (en mA) et la perception de la fatigue du pied grâce à une échelle verbale analogique donnant un score sur 10. Pour cette dernière, on pose la même question que dans le protocole A. Après les 16 minutes, la force est réévaluée en position *long sitting*.

Pour ce qui est de l'électrostimulation, le courant délivré possède deux périodes : une ON de 8 secondes et une OFF de 4 secondes. Une fréquence de 30 Hz est utilisée avec une largeur d'impulsion de 400 μ s. Il a un temps de montée de 1,5 seconde et un temps de descente de 0,5 seconde. L'intensité est choisie par le participant.

Ces caractéristiques ont été choisies sur base de l'étude de Monjo et Forestier (2015), la seule différence étant la période ON qui a été doublée en espérant créer plus de fatigue que dans leur étude.

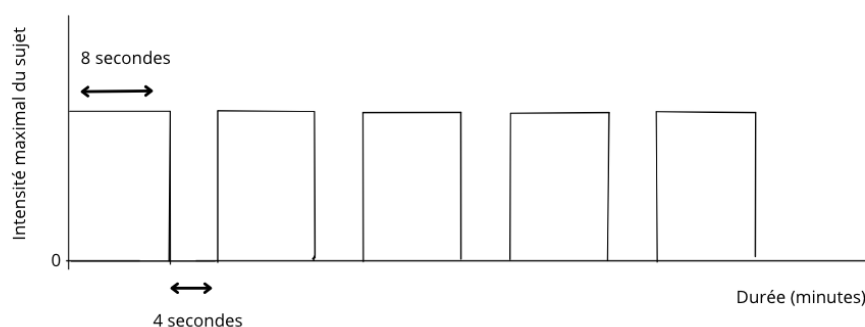


Figure 4 : Courant induit lors de l'électrostimulation du protocole B. Nous avons réalisé des phases de 8 secondes avec électrostimulation suivi de phase de 4 secondes sans, ces phases sont répétées pendant 16 minutes.

2.5. Taille d'échantillon

Il s'agit d'une étude préliminaire puisqu'aucune étude n'a déjà comparé ces protocoles de contractions répétées. La taille d'échantillon visée était d'au moins 20 sujets.

Un calcul *post-hoc* a révélé que la puissance était de plus de 90 % pour l'*outcome* primaire (force de flexion de l'hallux), en considérant un test t-pairé comparant la perte de force engendrée par le protocole A à celle engendrée par le protocole B, avec un risque alpha de 5 %.

2.6. Analyse des données

Notre objectif est de déterminer si chacun de ces protocoles induit une fatigue significative et, le cas échéant, lequel des deux engendre la fatigue la plus intense. Pour se faire, toutes les statistiques ont été effectuées grâce à SPSS.

Dans un premier temps, la normalité de nos données a été évaluée à l'aide d'un Q-Q Plot. En effet, cette étape est cruciale pour déterminer le choix du test statistique approprié.

À la suite de ce test, nous pouvons affirmer que les données ne présentent pas une distribution normale, nous nous tournerons vers une alternative non paramétrique, à savoir le test de Wilcoxon.

3. Résultats

3.1. Données descriptives

En totalité, 27 participants ont pris part à cette étude, incluant 22 hommes et 5 femmes, âgés en moyenne de 24,3 ans, avec une fourchette d'âge de 20 à 39 ans. Parmi ces participants, 10 ont identifié leur pied gauche comme dominant, tandis que 17 ont déclaré leur pied droit comme pied dominant. Leur engagement dans une activité physique s'étalait de 2 à 8 heures par semaine, avec une moyenne de 4,1 heures. En ce qui concerne leur type de pied, la majorité des participants ont montré une tendance à la pronation, avec une moyenne de 4 au score du FPI (**Tableau 1**).

Tableau 1: Moyenne, écart-type et médiane des données descriptives

	Moyenne	Écart-type	Médiane [Q1 – Q3]
Âge	24,3	4,56	24 [21 – 26]
Activité physique moyenne	4,1	1,8	3,3 [2,5 – 5,5]
FPI	4	4,58	4 [2 – 6]

3.2. Tableau récapitulatif des résultats

Étant donné que la distribution de la force et du ND ne suivait pas une distribution normale, nous avons réalisé des tests non paramétriques.

Tableau 2: récapitulatif des résultats

	P-valeur du test Wilcoxon	Statistiques de test standardisées
Force en position <i>long sitting</i> (protocole A)	< 0,001**	-4,397
Force en position debout (protocole A)	0,182	-1,334
ND (protocole A)	0,028*	-2,201
Force en position <i>long sitting</i> (Protocole B)	0,023*	2,27
ND (protocole B)	0,683	0,409
Force en <i>long sitting</i> protocole A VS protocole B	0,037*	2,09
ND protocole A VS ND protocole B	0,084	-1,73

*: La p-valeur est significative au niveau 0,05

** : La p-valeur est significative au niveau 0,01

3.3. Protocole A

Premièrement, les résultats montrent une différence statistiquement significative de la force en position de *long sitting* ($p < 0,001$) (**Tableau 2**). De plus, la médiane de la force en pré protocole (med = 76) est plus élevée que la médiane de la force en post protocole (med = 55,35), cette diminution est de 27,17 %, cela permet de confirmer notre hypothèse et d'envisager qu'une fatigue s'est installée (**figure 6**).

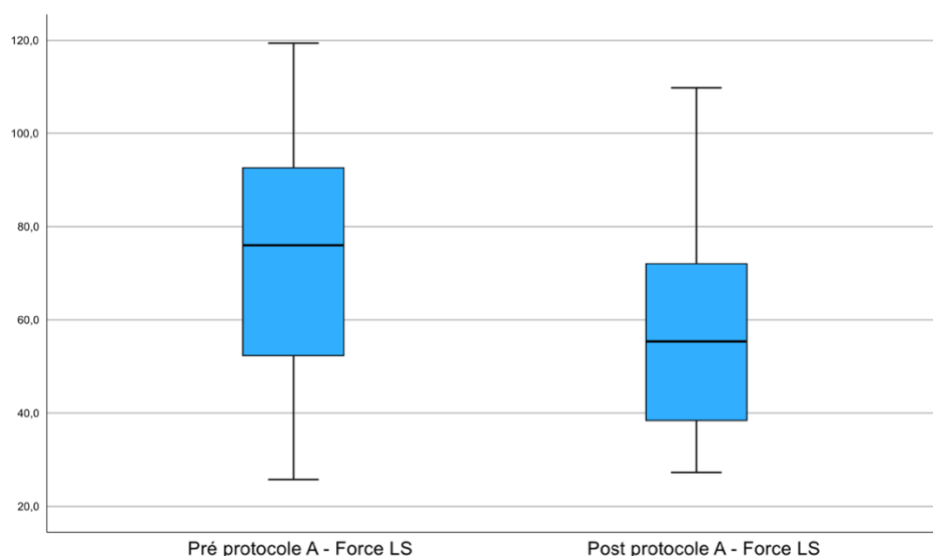


Figure 5: Box-plot de la force en position long sitting dans le protocole A

Deuxièmement, la mesure de la force en position debout n'objective aucune différence significative ($p = 0,182$) (**Tableau 2**).

Pour finir, regardons la différence de hauteur du ND, celle-ci est significative ($p = 0,028$), néanmoins, la statistique de test standardisée indique une diminution (statistiques de test standardisées = -2,201), cela ne permet pas de confirmer notre hypothèse (**Tableau 2**).

3.4. Protocole B

Dans cette intervention, seuls la force en *long sitting* et le ND ont été mesurés. D'abord, on peut voir que la variation de la force a une différence significative. ($p=0,023$) (**Tableau 2**). En somme, la différence est cohérente avec les attentes. En effet, la médiane de la force pré protocole (med=73,8) est supérieure à la médiane de la force post protocole (med=62,9). Cela permet de confirmer l'hypothèse de fatigue (**figure 7**). Toutefois, la médiane de la force a une diminution de 14,76 %.

Ensuite, la différence de hauteur du ND ne présente pas de différence significative ($p=0,683$) (**Tableau 2**).

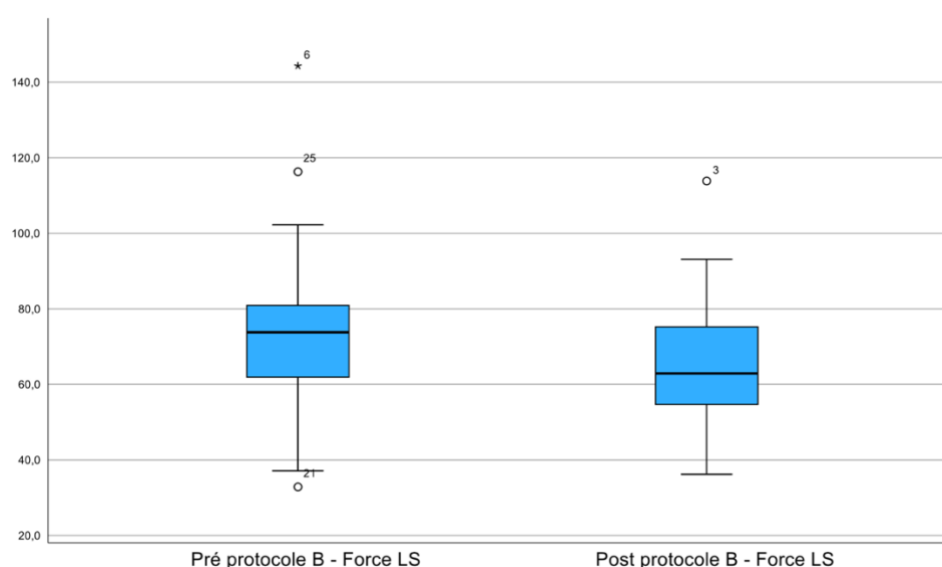


Figure 6: Box-plot de la force en position *long sitting* dans le protocole B.

3.5. Protocole A versus protocole B

La différence des forces en position de *long sitting* montre un résultat significatif ($w=-0,037$). On peut donc dire que le protocole A induit plus de fatigue que le protocole B (statistiques de test standardisées = 2,09). Cela n'est pas étonnant, car on sait que le premier protocole a une diminution de force de 27,17 % contre 14,76 % pour le deuxième.

Ensuite, la différence des ND des deux protocoles n'est pas significative ($p=0,084$), on ne peut donc pas objectiver qu'un des protocoles soit plus fatigant l'un par rapport à l'autre d'un point de vue du ND (**Tableau 2**).

Cependant, si l'on regarde les médianes, le protocole B (med= 0,00) aura tendance à avoir un ND plus important que le protocole A (med= -0,05) (figure 7).

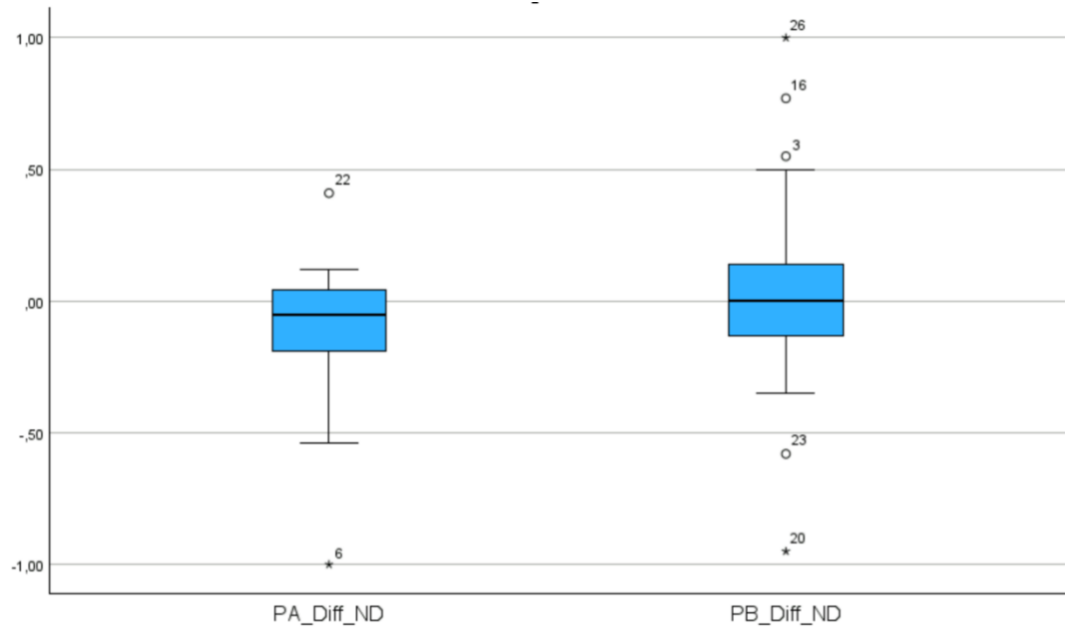


Figure 7: Médianes des différences des ND des deux protocoles

3.6. FPI

Nous avons étudié la corrélation entre le FPI du pied dominant des participants par rapport à leur ND. Pour cette mesure, nous avons fait la moyenne des deux ND en pré-protocole. On peut voir que le ND a une tendance à augmenter lorsque le FPI est élevé. La corrélation entre les 2 facteurs (0,721) est considérée comme fortement corrélée et de manière significative ($p < 0,001$).

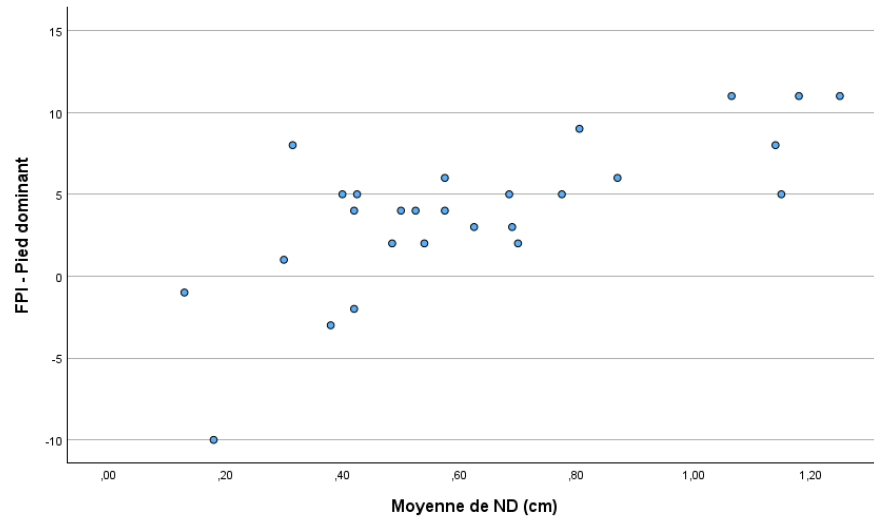


Figure 8: corrélation entre le FPI du pied dominant et la moyenne du ND en pré protocole

4. Discussion

À notre connaissance, il s'agit de la première étude investiguant les protocoles décrits dans ce travail. Au cours de cette étude, notre objectif était de comparer deux protocoles de fatigue des MIP. Nous avons analysé différentes variables afin d'en déduire s'ils induisaient de la fatigue musculaire et, le cas échéant, lequel des deux protocoles est le plus efficace.

Afin d'induire de la fatigue, nous avons sélectionné deux tâches différentes. En effet, les MIP sont plus actifs dans les activités dynamiques. Leur activation augmente en fonction de l'intensité de la tâche demandée (Kelly et al., 2014). Dans notre étude, nous avons, d'une part, dans le protocole A, réalisé des contractions concentriques répétées afin d'induire cette fatigue musculaire. D'autre part, dans le protocole B, nous avons couplé l'électrostimulation à l'activation volontaire en contraction isométrique, afin d'augmenter le recrutement musculaire et favoriser l'apparition de la fatigue.

L'évaluation de la fatigue musculaire peut se faire en considérant la diminution de la force après l'effort, comme indiqué par Noé et al. (2019). Nous posons comme hypothèse qu'une baisse d'au moins 20 % de la force après le protocole est indicatif d'une fatigue des MIP. Les résultats montrent une diminution significative de la force en position *long sitting*, confirmant une fatigue des MIP avec une baisse de 27,17 % de la médiane. En revanche, aucune différence significative n'a été observée en position debout. Pour le protocole B, la force a été évaluée uniquement en position *long sitting*, montrant une diminution significative, mais inférieure à 20 %, ce qui ne permet pas de conclure à l'induction de fatigue. Ces résultats sont cohérents avec la littérature. Noé et al. (2019) comparent également l'effet de contractions volontaires induites avec l'effet de contractions électro-induites. Ses résultats nous montrent aussi une fatigue induite avec une diminution supérieure à 20 % de la force après des contractions volontaires induites, contrairement à l'effet de contractions électro-induites qui n'induisent pas de diminution significative de la force (Noé et al., 2019).

En somme, Headlee et al., en 2008, le décrivent, le ND est un moyen d'évaluer la fatigue musculaire. La littérature souligne également qu'une augmentation du ND en post-effort est nécessaire pour affirmer une fatigue induite au niveau des MIP. Notre hypothèse de départ est que la réalisation des deux protocoles de notre étude induise une fatigue des MIP et donc une augmentation du ND.

Nos résultats, issus de l'analyse du protocole A, relèvent une différence significative entre le ND avant et après la réalisation de l'intervention, suggérant ainsi un impact du protocole A sur le ND. Cependant, ces résultats ne permettent pas de confirmer l'hypothèse d'une fatigue induite, car le ND est diminué en post-effort. En ce qui concerne le protocole B, aucune différence significative n'a été observée dans le ND avant et après l'application de l'électrostimulation. Et donc, selon nos résultats, le protocole B n'influence pas le ND.

Par ailleurs, différentes variables de l'examen physique ont été mesurées avant la réalisation des protocoles comme le FPI et le ND. Cette étude nous montre qu'il y a une forte corrélation entre un FPI élevé qui décrit un pied plutôt en pronation et un ND plus élevé. Nos résultats sont en accord avec les études qui décrivent que le ND est une mesure de pronation du pied (Headlee et al., 2008).

De fait, notre étude vise également à déterminer quel protocole génère le plus de fatigue. Nous avons choisi le protocole de fatigue de contractions répétées sur base des études de Headlee et al., en 2008, et de Okamura et al., en 2017, tout en sachant que le premier a amené une fatigue contrairement au second. Nous avons donc décidé de comparer le protocole A au protocole d'électrostimulation afin de savoir lequel est le plus intéressant à utiliser.

Tout d'abord, la variation entre les deux ND n'a pas présenté de différence significative. Malgré ces observations, le ND seul ne permet pas de conclure sur la supériorité en termes de fatigue d'un protocole par rapport à l'autre. Ensuite, la comparaison des forces mesurées en position assise montre une différence significative. Les contractions concentriques semblent induire davantage de fatigue que l'électrostimulation, avec une diminution de la médiane de la force de 27,17 % dans le premier cas contre 14,77 % dans le second.

Dans le protocole A, nous avons effectué des mesures de la force dans deux positions différentes : assis en *long sitting* et debout. Au cours de l'expérience, nous avons constaté qu'il y avait une grande variabilité dans les mesures de la force en position debout. De fait, nos résultats indiquent qu'aucune différence significative n'a été observée entre la force mesurée en position debout avant et après l'effort et qu'elle avait même tendance à augmenter tout au long de l'intervention. Cette méthode de mesure s'est donc avérée peu fiable, car nous ne pouvions pas garantir que les sujets l'exécutaient correctement. Nous avons remarqué une dispersion importante dans nos données, en raison des erreurs de mesure liées à la complexité de la consigne. En effet, tout d'abord, il était difficile de standardiser la position. De grosses différences de force ont été constatées dès que le sujet induisait une légère déviation de son poids du corps. De plus, cette position n'était pas influencée par les contractions répétées. De fait, la position de la cheville lors de l'exercice induisait plus de recrutement des MEP, ceci pourrait donc suggérer qu'ils compensent l'éventuelle fatigue des MIP. Aucune étude à notre connaissance ne valide la mesure de la force en position debout. Toutefois, d'autres études quantifient celle-ci à l'aide de plateformes de force. Certes, cela demande un matériel un peu plus coûteux, mais plus précis. En somme, Tourillon et al., en 2022, mesurent la force de ses sujets en position unipodale. Il met en avant que la station bipodale engendre beaucoup de compensations du tronc et pousse le sujet à décharger son poids sur le côté opposé, ce qui rendait la mesure invalide (Tourillon et al., 2022). En bref, la position et l'instrument de prise de mesure devraient être revus afin d'améliorer cette donnée.

Le choix du courant pour le protocole d'électrostimulation a été fait sur base de l'étude de Monjo et Forestier (2015). Ils ont choisi un courant de basse fréquence, car il entraîne une fatigue métabolique importante (Darques et al., 2003) sans modification de la transmission et de la propagation neuromusculaire (Badier et al., 1999 ; Papaïordanidou et al., 2010). Nous avons fait le choix de doubler la période avec courant dans l'objectif de provoquer plus de fatigue. Théoriquement, cela permet de prolonger la durée de stimulation des muscles et donc d'augmenter le travail musculaire. Malheureusement, comme les résultats le montrent, cela n'a pas eu l'effet recherché. On a pu voir que James et al., ont

eu des résultats de fatigue des MIP à courte durée grâce à un courant de large impulsion, haute fréquence et faible intensité. Ils ont pu observer une fatigue musculaire grâce à des adaptations au niveau périphérique du système neuromusculaire. Il peut donc être intéressant de se pencher sur le courant de haute fréquence (James et al., 2018). Une autre étude, de Fourchet et al., démontre que le couplage d'un entraînement avec une électrostimulation à base de courant alternatif induirait un renforcement des MIP et diminuerait le nombre de blessures. Cela peut être une autre option à prendre en compte lors du choix du courant (Fourchet et al., 2009).

Une des limites de cette étude est le petit échantillon. En effet, les analyses statistiques ont donc été effectuées sur un échantillon restreint, composé de seulement 27 données, ce qui peut influencer les résultats. Cette limitation pourrait affecter la fiabilité et la validité des résultats (Beck, 2013).

D'autre part, dans notre étude, comme Ebrecht & Sichtung en 2018, les sujets augmentaient l'intensité de l'électrostimulation eux-mêmes jusqu'à ce qu'ils arrivent à une sensation d'inconfort. Ceci peut laisser supposer que la dose d'intensité de cette électrostimulation divulguée lors de notre programme était trop faible. De fait, l'intensité maximale de nos participants va de 11 mA à 34 mA, alors qu'on pourrait espérer monter à des valeurs bien plus élevées telles que Tourillon et al., en 2022.

Dans leur intervention, c'est l'expérimentateur qui augmentait au fur et à mesure tout en recherchant toujours le seuil d'inconfort. Il a alors pu avoir des intensités maximales de 10 mA à 220mA et cela permettait un renforcement des MIP contrairement à Ebrecht & Sichtung (Tourillon et al., 2022). Il semble néanmoins important de souligner que dans l'étude de Tourillon et al., le courant utilisé était différent du nôtre.

De plus, lors du protocole B, nous avons placé les électrodes sur la partie médiane du pied afin d'inhiber au maximum les effets des MEP comme le muscle long fléchisseur de l'hallux, et ainsi cibler principalement le travail des MIP. Mais, comme nous le décrit aussi Okamura et al., en 2017, nous ne pouvons pas

affirmer avec certitude que les MEP n'étaient pas aussi actifs lors du protocole de fatigue. Lors de la stimulation, les sujets devaient réaliser une contraction en enfonçant les orteils dans le sol. Et donc, nous avons réalisé une flexion isométrique des articulations interphalangienne proximale et métatarso-phalangienne, ce qui produit principalement une activité des MIP. Nous supposons donc que ce sont les MIP qui ont principalement été activés.

En effet, nous n'avons pas mesuré leur activité électromyographique lors de l'effort. Et cela pour deux raisons : premièrement, l'électromyographie n'est pas compatible avec les électrodes de stimulation (protocole B), ensuite, pour une question de manque de matériel. Pourtant, en 2018, Harrison démontre que l'acoustique myographique peut être utilisée pour surveiller en temps réel les performances musculaires et les premiers signes de fatigue en temps réel. Il suffit de suivre l'amplitude et la fréquence : si celles-ci ont un signal irrégulier, alors c'est indicateur d'une fatigue précoce (Harrison, 2018).

Dans nos protocoles, nous demandons au patient de pousser vers le bas avec son articulation métacarpo-phalangienne. On sait que le mouvement du « doming » recrute les MIP. En effet, ce mouvement a fait ses preuves dans plusieurs études. Premièrement, Fourchet et Gojanovic, en 2016, mettent en avant l'importance de pratiquer le « doming » afin de renforcer la stabilité du pied. Deuxièmement, Ridge et al. démontrent que c'est une méthode fiable et non invasive de renforcer et de mesurer la force et la fonction des MIP (Ridge et al., 2017). Seulement, ce mouvement n'est pas des plus simples à comprendre, il serait donc intéressant de donner une consigne claire et précise telle que : « Concentrez-vous sur la traction de l'avant de votre pied vers le talon, en veillant à ce que les orteils restent droits et que ni l'avant ni l'arrière du pied ne se soulèvent. Imaginez que vous voulez raccourcir votre pied. »

Pour conclure, d'après les résultats, le protocole A, semble causer une fatigue des MIP, principalement grâce à la force mesurée en position de *long sitting*. En effet, la diminution de celle-ci dépasse le seuil des 20 % minimum requis pour évoquer la fatigue musculaire (Noé et al., 2019). En comparant les deux protocoles, il apparaît donc que les contractions musculaires concentriques répétées provoquent une fatigue musculaire plus importante que

l'électrostimulation couplée à une contraction volontaire. Toutefois, il convient de noter que ces conclusions reposent uniquement sur les mesures de force musculaire et du ND. Ainsi, des recherches supplémentaires sont essentielles pour confirmer ces résultats et mieux comprendre les mécanismes sous-jacents de la fatigue musculaire induite par chaque protocole. On pourrait par exemple utiliser l'acoustique myographique démontrée comme efficace pour ce qui est de la mesure de l'activité des muscles (Harrisson, 2018).

Il est important de continuer les recherches sur le renforcement des MIP, car de récentes études comme celle de Blaise et al. (2022) ont démontré que le renforcement des MIP avait un réel impact sur la prévention des blessures, notamment dans le cadre des instabilités chroniques de la cheville, ainsi que chez les coureurs (Fourchet & Gojanovic, 2016). De plus, les MIP ont aussi un réel impact sur l'équilibre et sur le contrôle postural du pied, notamment lors de la phase d'appui monopodal (Fourchet & Gojanovic, 2016). Dans de nombreuses études, on voit aussi l'importance de la musculature de l'arche du pied (Fourchet & Gojanovic, 2016; McKeon et al., 2015). Ainsi, un mauvais fonctionnement de ceux-ci, ou encore des dysfonctionnements ou des faiblesses du soutien actif de l'arche longitudinal médian peut provoquer des pathologies de surcharges, telles que la fasciite plantaire (Ribeiro et al., 2016). Ou encore, d'autres blessures peuvent aussi être engendrées, telles que des tendinopathies achilléennes ou tibiale postérieure, des périostites tibiales. L'intérêt d'étudier les effets du renforcement des MIP est donc utile (Fourchet & Gojanovic, 2016).

5. Conclusion

Ce mémoire expérimental avait pour objectif de déterminer si les deux protocoles mis en place induisaient de la fatigue musculaire au niveau des MIP. Et tel était le cas, l'objectif second était d'identifier lequel des deux induisait le plus de fatigue.

Pour réaliser cela, nous avons mené une étude prospective interventionnelle impliquant 27 sujets. Ces participants se sont rendus au laboratoire NMSK à Woluwe-Saint-Lambert où ils ont effectué les deux protocoles, avec une semaine d'intervalle entre chaque séance.

Les résultats de cette étude indiquent que le protocole de contractions répétées concentriques a induit une diminution significative de 27 %, donc plus de fatigue que le protocole d'électrostimulation.

La complexité de la réponse physiologique aux différents protocoles de fatigue musculaire exige une interprétation prudente et des recherches supplémentaires sont nécessaires pour clarifier pleinement les effets de chaque protocole sur la fatigue musculaire. En effet, ces résultats soutiennent l'utilité du renforcement des muscles du pied.

6. Bibliographie

Beck, T. W. (2013). The Importance of A Priori Sample Size Estimation in Strength and Conditioning Research. The Journal of Strength & Conditioning Research, 27(8). https://journals.lww.com/nsca-jscr/fulltext/2013/08000/the_importance_of_a_priori_sample_size_estimation.38.aspx

Blaise, T., Desjardins, T., & Pichon, R. (2022). Intérêt du renforcement des muscles intrinsèques du pied dans la rééducation des patients qui présentent une instabilité chronique de cheville. Kinésithérapie, la Revue, 22(252), 35-37. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.kine.2022.02.001>

Ebrecht, F., & Sichtung, F. (2018). Does neuromuscular electrostimulation have the potential to increase intrinsic foot muscle strength? Foot (Edinb), 35, 56-62. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2018.01.006>

Fatigue induite par l'électrostimulation neuromusculaire. (2010). Movement & Sport Sciences - Science & Motricité, 70(2), 61-67. <https://doi.org/10.3917/sm.070.0061>

Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, M. (2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 42(6), 327-333. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2003.10.003>

Fourchet, F., & Gojanovic, B. (2016). Foot core strengthening: Relevance in injury prevention and rehabilitation for runners. Swiss Sports & Exercise Medicine, 64, 26-30.

Fourchet, F., Kilgallon, M., Loepelt, H., & Millet, G. (2009).
Électrostimulation des muscles plantaires et chute de l'os naviculaire. *Science & Sports - SCI SPORT*, 24, 262-264.

<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2009.03.005>

Gilroy, A. M. ., & MacPherson, B. R. Atlas d'anatomie. 3e éd. Paris (France)
: Maloine ; 2017. 752p.

Harrison, A. P. (2018). A more precise, repeatable and diagnostic alternative to surface electromyography – an appraisal of the clinical utility of acoustic myography. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 38(2), 312-325.

<https://doi.org/https://doi.org/10.1111/cpf.12417>

Headlee, D. L., Leonard, J. L., Hart, J. M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2008). Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(3), 420-425.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.11.004>

James, D. C., Solan, M. C., & Mileva, K. N. (2018). Wide-pulse, high-frequency, low-intensity neuromuscular electrical stimulation has potential for targeted strengthening of an intrinsic foot muscle: a feasibility study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(1), 16.

<https://doi.org/10.1186/s13047-018-0258-1>

Keenan, A. M., Redmond, A. C., Horton, M., Conaghan, P. G., & Tennant, A. (2007). The Foot Posture Index: Rasch analysis of a novel, foot-specific outcome measure. *Arch Phys Med Rehabil*, 88(1), 88-93.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.005>

Kelly, L. A., Cresswell, A. G., Racinais, S., Whiteley, R., & Lichtwark, G. (2014). Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *J R Soc Interface*, 11(93), 20131188.

<https://doi.org/10.1098/rsif.2013.1188>

Kelly, L. A., Kuitunen, S., Racinais, S., & Cresswell, A. G. (2012). Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(1), 46-51.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.013>

Kelly, L. A., Racinais, S., & Cresswell, A. G. (2013). Discharge properties of abductor hallucis before, during, and after an isometric fatigue task. *Journal of Neurophysiology*, 110(4), 891-898. <https://doi.org/10.1152/jn.00944.2012>
Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Multi-segment foot models and their use in clinical populations. *Gait Posture*, 69, 50-59. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.022>

McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med*, 49(5), 290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>

Monjo, F., & Forestier, N. (2015). Electrically-induced muscle fatigue affects feedforward mechanisms of control. *Clinical Neurophysiology*, 126(8), 1607-1616. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.10.218>

Noé, F., Hachard, B., Bru, N., & Paillard, T. (2019). La fatigue musculaire induite par des contractions volontaires et électro-induites affecte différemment les mécanismes de contrôle postural monopodal. *Neurophysiologie Clinique*, 49(6), 444. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.10.104>

Okamura, K., Kanai, S., Oki, S., Tanaka, S., Hirata, N., Sakamura, Y., Idemoto, N., Wada, H., & Otsuka, A. (2017). Does the weakening of intrinsic foot muscles cause the decrease of medial longitudinal arch height? *Journal of Physical Therapy Science*, 29(6), 1001-1005.
<https://doi.org/10.1589/jpts.29.1001>

Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot

Posture Index. Clin Biomech (Bristol, Avon), 21(1), 89-98.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002>

Ribeiro, A. P., Sacco, I. C. N., Dinato, R. C., & João, S. M. A. (2016). Relationships between static foot alignment and dynamic plantar loads in runners with acute and chronic stages of plantar fasciitis: a cross-sectional study. Brazilian Journal of Physical Therapy, 20.

Ridge, S. T., Myrer, J. W., Olsen, M. T., Jurgensmeier, K., & Johnson, A. W. (2017). Reliability of doming and toe flexion testing to quantify foot muscle strength. J Foot Ankle Res, 10, 55. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0237-y>

Ridola, C., & Palma, A. (2001). Functional anatomy and imaging of the foot. Ital J Anat Embryol, 106(2), 85-98.

Smith, R. E., Lichtwark, G. A., & Kelly, L. A. (2021). The energetic function of the human foot and its muscles during accelerations and decelerations. Journal of Experimental Biology, 224(13). <https://doi.org/10.1242/jeb.242263>

Spink, M. J., Fotoohabadi, M. R., & Menz, H. B. (2010). Foot and ankle strength assessment using hand-held dynamometry: reliability and age-related differences. Gerontology, 56(6), 525-532. <https://doi.org/10.1159/000264655>

Tourillon, R., Bothorel, H., McKeon, P. O., Gojanovic, B., & Fourchet, F. (2022). Effects of a Single Electrical Stimulation Session on Foot Force Production, Foot Dome Stability, and Dynamic Postural Control. Journal of athletic training, 58(1), 51-59. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0561.21>

Tubez, F. (2009). Analyse comparative de différentes modalités d'électrostimulation du quadriceps fémoral [Mémoire de maitrise non publié, Université de Liège]. https://orbi.uliege.be/bitstream/2268/152103/1/1MKR_Tubez_Francois_Mémoire_Kiné.pdf

Vinicombe, A., Raspovic, A., & Menz, H. B. (2001). Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91(5), 262-268. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-5-262>

Yousif, H. A., Zakaria, A., Rahim, N. A., Salleh, A. F. B., Mahmood, M., Alfarhan, K. A., Kamarudin, L. M., Mamduh, S. M., Hasan, A. M., & Hussain, M. K. (2019). Assessment of Muscles Fatigue Based on Surface EMG Signals Using Machine Learning and Statistical Approaches: A Review. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 705(1), 012010. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/705/1/01>

7. Annexes

Annexe 1: Affiche de recrutement



Etude sur la fonction musculaire du pied

Analyse de la course à pied et de la force du pied au laboratoire d'analyse du mouvement

Qui ?

- Homme ou femme > 18 ans
- Pratiquant une activité physique régulière (entre 1 et 8 heures par semaine)
- Sans antécédent de blessure aux membres inférieurs durant les 6 derniers mois

Quoi ?

2 séances de 1h à 1 semaine d'intervalle comprenant :

- Examen physique (dont votre équilibre, la mobilité de vos pieds et votre force au niveau des orteils)
- Analyse de la course sur tapis roulant avant et après des contractions répétées des muscles du pied

 UCLouvain
Woluwe-Saint-Lambert

Contactez-nous :

 ameline.dupas@student.uclouvain.be
alicia.ourth@student.uclouvain.be

Pour participer :



 **UCLouvain**

 **SCAN ME**

Annexe 2: Foot Posture Index

	FACTOR	PLANE	SCORE 1		SCORE 2		SCORE 3	
			Date _____		Date _____		Date _____	
			Comment _____		Comment _____		Comment _____	
			<i>Left</i> -2 to +2	<i>Right</i> -2 to +2	<i>Left</i> -2 to +2	<i>Right</i> -2 to +2	<i>Left</i> -2 to +2	<i>Right</i> -2 to +2
Rearfoot	Talar head palpation	<i>Transverse</i>						
	Curves above and below the lateral malleolus	<i>Frontal/ transverse</i>						
	Inversion/eversion of the calcaneus	<i>Frontal</i>						
Forefoot	Prominence in the region of the TNJ	<i>Transverse</i>						
	Congruence of the medial longitudinal arch	<i>Sagittal</i>						
	Abd/adduction forefoot on rearfoot	<i>Transverse</i>						
TOTAL								

Rearfoot Score	-2	-1	0	1	2
Talar head palpation	Talar head palpable on lateral side/ but not on medial side	Talar head palpable on lateral side/ slightly palpable on medial side	Talar head equally palpable on lateral and medial side	Talar head slightly palpable on lateral side/ palpable on medial side	Talar head not palpable on lateral side/ but palpable on medial side
Curves above and below the malleoli	Curve below the malleolus either straight or convex	Curve below the malleolus concave, but flatter/ more shallow than the curve above the malleolus	Both infra and supra malleolar curves roughly equal	Curve below malleolus more concave than curve above malleolus	Curve below malleolus markedly more concave than curve above malleolus
Calcaneal inversion/eversion	More than an estimated 5° inverted (varus)	Between vertical and an estimated 5° inverted (varus)	Vertical	Between vertical and an estimated 5° everted (valgus)	More than an estimated 5° everted (valgus)
Forefoot Score	-2	-1	0	1	2
Talo-navicular congruence	Area of TNJ markedly concave	Area of TNJ slightly, but definitely concave	Area of TNJ flat	Area of TNJ bulging slightly	Area of TNJ bulging markedly
Medial arch height	Arch high and acutely angled towards the posterior end of the medial arch	Arch moderately high and slightly acute posteriorly	Arch height normal and concentrically curved	Arch lowered with some flattening in the central portion	Arch very low with severe flattening in the central portion – arch making ground contact
Forefoot abd/adduction	No lateral toes visible. Medial toes clearly visible	Medial toes clearly more visible than lateral	Medial and lateral toes equally visible	Lateral toes clearly more visible than medial	No medial toes visible. Lateral toes clearly visible

Abstract

OBJECTIF : L'objectif de cette étude est de comparer deux protocoles, l'un utilisant de l'électrostimulation combinée à des contractions isométriques volontaires, et l'autre des contractions concentriques répétées, afin d'en déduire lequel est le plus efficace pour induire de la fatigue musculaire des muscles intrinsèques du pied (MIP).

MÉTHODES : Vingt-sept participants ont été soumis aux deux protocoles (A et B). Pour évaluer cette fatigue potentielle, deux mesures principales ont été prises : la force à l'aide d'un dynamomètre manuel, et le navicular drop. Le protocole A, implique des contractions concentriques répétées contre une mousse sans électrostimulation. Le protocole B comprend de l'électrostimulation et des contractions isométriques volontaires.

RÉSULTATS : Le protocole A, semble engendrer une fatigue des MIP, notamment observée par une diminution significative de la force musculaire en position de *long sitting*, dépassant le seuil de 20% établi pour évoquer la fatigue musculaire. Contrairement au protocole B où l'on retrouve une diminution significative de la position en *long sitting* mais inférieure à 20%.

CONCLUSION : Bien que des résultats significatifs aient été obtenus, des recherches supplémentaires sont majeures pour clarifier pleinement les effets de chaque protocole. Des études ultérieures sont essentielles pour comprendre l'impact spécifique de chaque protocole sur la prévention des blessures liées aux MIP.