UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION

École Doctorale « Sciences, Technologies et Santé »

THÈSE

Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION

Discipline : **Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives**

Présentée par

Thomas AOUT

Effets de la stimulation électrique neuromusculaire appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires lors de la phase propulsive de la marche, auprès de jeunes adultes en bonne santé.

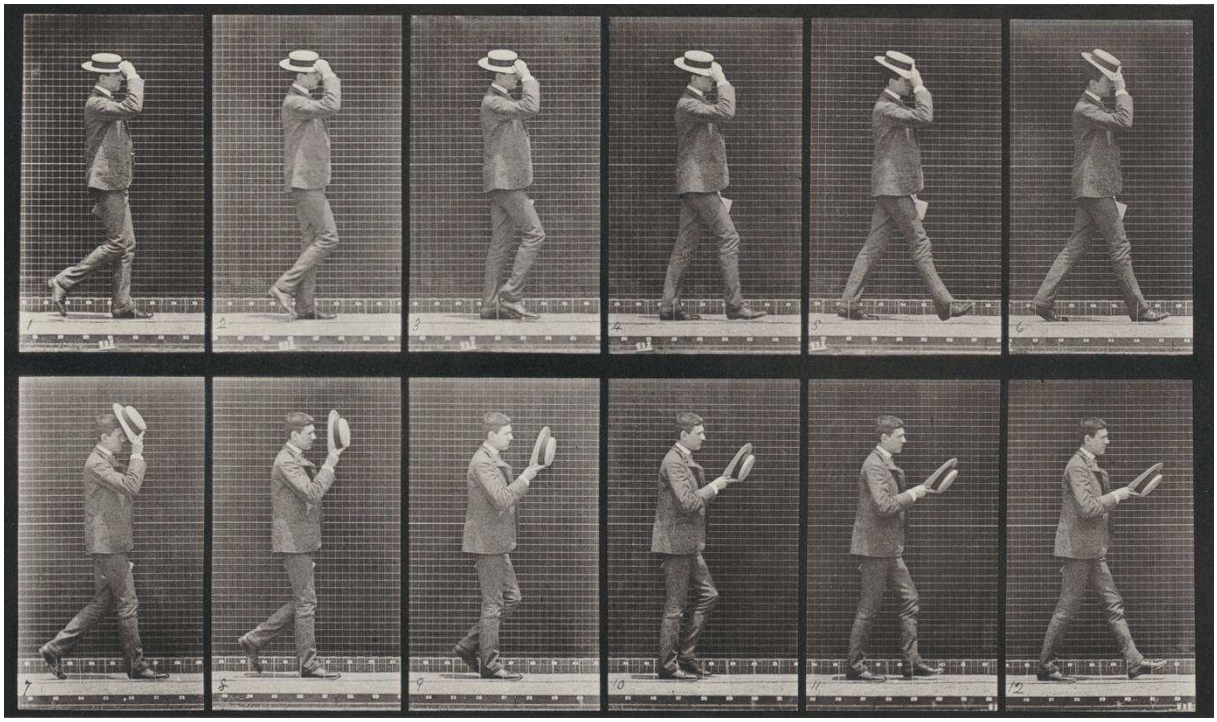
Sous la direction du Docteur Teddy Caderby et des Professeurs

Mickaël Begon et Nicolas Peyrot

Soutenue le 30 avril 2026

JURY

Mme Émilie SIMONEAU – BUESSINGER PU, Université Polytechnique Hauts-de-France	**Présidente du Jury** **Rapporteur**
Mme Pauline GERUS MCF-HDR, Université Côte d'Azur	**Rapporteur**
M. Kévin BUFFENOIR – BILLET PU-PH, CHU de La Réunion	**Examinateur**
M. Teddy CADERBY MCF-HDR, Université de La Réunion	**Directeur**
M. Mickaël BEGON PU, Université de Montréal	**Co-Directeur**
M. Nicolas PEYROT PU, Le Mans Université	**Co-Directeur**



Human and Animal Locomotion (1887)

Plate 44 – Walking and taking off a hat

Eadweard Muybridge

Résumé

Avec l'avancée en âge, la diminution de la capacité de production de force des fléchisseurs plantaires conduit à une redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire des membres inférieurs pouvant altérer la fonction propulsive de la cheville et le contrôle de l'équilibre. Dans ce contexte, la stimulation électrique fonctionnelle des muscles fléchisseurs plantaires apparaît comme une approche potentielle pour restaurer la fonction propulsive de la cheville et la distribution du travail mécanique articulaire. L'objectif de ce travail de thèse était d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville au cours de la marche, auprès de jeunes adultes en bonne santé. Une revue systématique de la littérature incluant 15 études a permis de définir les paramètres de stimulation retenus pour nos études expérimentales. Une première étude expérimentale a montré que la stimulation appliquée au soléaire, aux gastrocnémiens et aux deux muscles simultanément durant la phase propulsive augmentait la puissance mécanique positive à la cheville (+22 à 28 %), la force propulsive antéropostérieure (+15 à 18 %) et la vitesse de marche (+14 à 20 %). Une seconde étude expérimentale, réalisée à vitesse contrôlée, a mis en évidence une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire, avec une augmentation de la contribution de la cheville (+2,8 %) au travail mécanique total du membre inférieur et une diminution de celles du genou (−1,9 %) et de la hanche (−0,9 %). L'ensemble de ces résultats montre que la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires durant la phase propulsive de la marche permet d'améliorer la fonction propulsive de la cheville et d'induire une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire. Ces résultats constituent un premier socle de connaissances pour le développement de solutions biotechnologiques d'assistance à la marche fondées sur la stimulation électrique fonctionnelle des fléchisseurs plantaires, dont la transférabilité à la personne âgée reste à investiguer.

Mots-clés : stimulation électrique fonctionnelle, muscles fléchisseurs plantaires, marche, amélioration de la propulsion, biomécanique articulaire, travail mécanique, redistribution proximo-distale, technologie d'assistance à la marche.

Abstract

With advancing age, the decline in the force production capacity of the plantar flexors leads to a distal-to-proximal redistribution of lower limb joint mechanical work, which can impair the propulsive function of the ankle and balance control. In this context, functional electrical stimulation of the plantarflexor muscles emerges as a promising approach to restore ankle push-off function and joint mechanical work distribution. The aim of this doctoral work was to examine the effects of functional electrical stimulation applied to the plantarflexor muscles on ankle push-off function during walking in young healthy adults. A systematic review including 15 studies guided the selection of stimulation parameters for our experimental studies. A first experimental study demonstrated that stimulation applied to the soleus, the gastrocnemii and both muscles simultaneously during the propulsive phase increased peak ankle positive power (+22 to 28%), anteroposterior propulsive force (+15 to 18%) and walking speed (+14 to 20%). A second experimental study, performed at controlled speed, revealed a proximal-to-distal redistribution of joint mechanical work, with an increased contribution of the ankle (+2.8%) to total lower limb mechanical work and decreased contributions of the knee (−1.9%) and hip (−0.9%). Overall, these findings demonstrate that functional electrical stimulation applied to the plantarflexor muscles during the propulsive phase of walking enhances ankle push-off function and induces a proximal-to-distal redistribution of joint mechanical work. These findings provide an initial body of knowledge for the development of biotechnological walking assistance solutions based on functional electrical stimulation of the plantarflexors, although their transferability to older adults remains to be investigated.

Keywords: functional electrical stimulation, plantarflexor muscles, walking, propulsion enhancement, joint biomechanics, mechanical work, proximal-to-distal redistribution, assistive walking technology.

Liste des publications et des communications

Publications réalisées lors de la thèse

2025

Aout, T., Begon, M., Larivière, O., Peyrot, N., Caderby, T., 2025. Functional Electrical Stimulation of the Plantarflexor Muscle During Walking Leads to a Proximal-to-Distal Redistribution of Lower Limb Joint Work. Ann Biomed Eng. https://doi.org/10.1007/s10439-025-03756-5

2024

Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2024. Société de Biomécanique young investigator award 2022: Effects of applying functional electrical stimulation to ankle plantarflexor muscles on forward propulsion during walking in young healthy adults. Journal of Biomechanics 168, 112114. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112114

2023

Aout, T., Begon, M., Jegou, B., Peyrot, N., Caderby, T., 2023. Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Characteristics in Healthy Individuals: A Systematic Review. Sensors 23, 8684. https://doi.org/10.3390/s23218684

Communications sous forme de poster avec acte de congrès

2024

Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2024. Effets de la stimulation électrique isolée et combinée du soléaire et des gastrocnémiens sur la propulsion lors de la marche, in: XXII Congrès de La Société Francophone d'Analyse Du Mouvement Chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA). (***Annexe I.c***)

2023

Aout, T., Jegou, B., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2023. Use of electrical muscle stimulation to enhance propulsion during walking in able-bodied adults. Presented at the 18th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE 2023). (***Annexe I.b***)

2022

Aout, T., Jegou, B., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2022. Utilisation de la stimulation électrique musculaire pour augmenter la propulsion lors de la marche chez des adultes jeunes et sains, in: 28ème Congrès SOFPEL. Marseille, France. (***Annexe I.a***)

Communications orales avec acte de congrès

2025

Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2025. Redistribution of lower limb joint work during gait in healthy young adults using functional electrical stimulation. Multidisciplinary Biomechanics Journal 49th congress of the Biomechanics Society 14474. https://doi.org/10.46298/mbj.14474. (***Annexe I.e***)

2024

Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2024. The effects of ankle plantarflexors stimulation at controlled walking speed in able-bodied adults, in: 29th Congress of the European Society of Biomechanics. Edinburgh, United Kingdom. (***Annexe I.d***)

Code et licence

2025

Aout, T., 2025. treadmill-remote-bertec-fit5: Remote control interface for the Bertec FIT5 treadmill using Python. https://github.com/thomasaout/treadmill-remote-bertec-fit5

Remerciements

Mes remerciements les plus sincères s'adressent à mes directeurs de thèse, le Docteur Teddy Caderby, ainsi qu'aux Professeurs Mickaël Begon et Nicolas Peyrot, pour la qualité de leur encadrement, leur disponibilité et leurs grandes qualités humaines. Merci d'avoir pris le temps de me former et de m'avoir accompagné dans mes premiers pas dans le monde de la recherche, de mes premières expérimentations à mes premières valorisations scientifiques. À Teddy, pour m'avoir transmis son appétence pour la recherche dès le master et pour avoir fait grandir cet intérêt tout au long de cette thèse. À Mickaël, pour sa rigueur scientifique, la finesse de ses analyses et la richesse de ses enseignements qui ont façonné ma réflexion. À Nicolas, pour sa rigueur, sa pédagogie et la justesse de ses conseils qui ont forgé ma démarche scientifique.

J'adresse mes remerciements au Professeur Émilie Simoneau-Buessinger et au Docteur Pauline Gerus pour l'honneur qu'elles m'ont fait en acceptant d'être rapporteurs de cette thèse. J'exprime également toute ma gratitude au Professeur Kevin Buffenoir-Billet pour avoir accepté d'examiner ce travail.

À l'ensemble des membres du laboratoire IRISSE, merci pour votre bienveillance, votre soutien et votre accompagnement tout au long de ce parcours. Une mention particulière à Laurent Réal, pour m'avoir transmis des compétences techniques essentielles à la réalisation de ces travaux et qui me seront précieuses pour la suite. Aux doctorants et post-doctorants, merci pour votre aide précieuse lors des expérimentations, ainsi que pour tous ces bons moments passés ensemble. Au-delà de simples collègues, vous êtes devenus de véritables amis.

À ma famille et à mes amis, merci pour votre soutien inconditionnel et votre présence. À mon beau-père, pour le partage de son expérience de thésard, merci pour les nombreux livres et documents fournis qui m'ont été d'une grande aide, ainsi que pour nos discussions passionnantes qui ont contribué à la réalisation de ces travaux. À ma sœur et mes frères, merci pour votre soutien et vos encouragements qui ont été une véritable force tout au long de ce parcours. À mes parents, merci de m'avoir accompagné jusqu'ici et d'avoir toujours offert les meilleures conditions pour me permettre de réussir. Vos valeurs et votre détermination au quotidien m'ont poussé à donner le meilleur de moi-même dans ce travail. À Manon, merci pour ta patience, ton soutien et ton amour au quotidien. Merci pour tous ces moments de vie qui m'ont porté tout au long de cette aventure.

Enfin, merci à tous les participants qui se sont portés volontaires pour nos expérimentations et sans qui ces travaux n'auraient jamais pu voir le jour. Je m'excuse par avance auprès de ceux qui ne se retrouveraient pas dans ces lignes et les assure de toute ma sympathie.

Cette thèse a été financée par une Allocation Régionale de Recherche (N° : 338715) versée par la région Réunion et par les Fonds Européen de Développement Régional (FEDER).

Ce travail doctoral a également bénéficié du soutien financier de l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) au travers du projet e-WALKING (N° : ANR-22-CE19-0009).









Table des matières

Introduction Générale ____ *5*

Partie 1. Cadre théorique ____ *10*

1. La marche ____ *11*

1.1. Définition générale ____ 11

1.2. Patrons spatio-temporels ____ 12

1.3. Aspects cinématiques ____ 16

1.4. Aspects cinétiques ____ 19

1.5. La propulsion à la marche ____ 27

1.5.1. Définition de la propulsion ____ 27

1.5.2. Paramètres de propulsion ____ 31

1.5.3. Contributions musculaires à la marche ____ 34

2. La stimulation électrique fonctionnelle ____ *38*

2.1. Stimulation électrique neuromusculaire ____ 38

2.1.1. Contraction musculaire volontaire ____ 39

2.1.2. Stimulation surimposée ____ 42

2.1.3. Paramètres de stimulation ____ 44

2.2. Application à la marche ____ 49

2.2.1. Effets connus auprès d'une population saine ____ 49

2.2.2. Effets connus d'une stimulation électrique surimposée aux muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche ____ 51

Partie 2. Problématique ____ *54*

Partie 3. Travaux de thèse ____ *60*

3.1. Étude 1. Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Characteristics in Healthy Individuals: A Systematic Review. ____ 61

3.1.1. Contributions des auteurs ____ 61

3.1.2. Résumé ____ 61

3.1.3. Abstract: ____ 64

3.1.4. Introduction ____ 65

3.1.5. Methods ____ 66

3.1.6. Results ____ 68

3.1.7. Discussion ____ 88

3.1.8. Conclusion ____ 95

3.1.9. Appendix A ____ 96

3.2. Étude 2. Société de Biomécanique young investigator award 2022 : Effects of applying functional electrical stimulation to ankle plantarflexor muscles on forward propulsion during walking in young healthy adults ____ 99

3.2.1. Contributions des auteurs ____ 99

3.2.2. Résumé ____ 99

3.2.3. Abstract: ____ 103

3.2.4. Introduction ____ 104

3.2.5. Materials and methods ____ 106

3.2.6. Results 111
3.2.7. Discussion 114
3.2.8. Conclusion 117

3.3. Étude 3. Functional electrical stimulation of the plantarflexor muscle during walking leads to a proximal-to-distal redistribution of lower limb joint work 119
3.3.1. Contributions des auteurs 119
3.3.2. Résumé 119
3.3.3. Abstract: 122
3.3.4. Introduction 123
3.3.5. Materials and methods 125
3.3.6. Results 128
3.3.7. Discussion 135
3.3.8. Conclusion 141
3.3.9. Appendix 1: Energetic analysis of gait 142
3.3.10. Appendix 2: Comparison of joint mechanical work values obtained by Cofré et al. (2011) and the present study 143
3.3.11. Appendix 3: ANOVA results of muscle factor 144

Partie 4. Discussion générale* *146

***4.1. Optimisation et Individualisation des paramètres de stimulation* 148**
4.1.1. Instant de déclenchement de la stimulation 148
4.1.2. Influence de la largeur d'impulsion et des intensités 150
4.1.3. Vers une approche personnalisée de la stimulation 153

***4.2. Mécanismes sous-jacents aux effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la cinétique articulaire* 156**
4.2.1. Interaction entre activation volontaire et contraction évoquée 156
4.2.2. Différence d'effets observés entre nos conditions de stimulation 158
4.2.3. Redistribution du travail mécanique articulaire entre les articulations 161

***4.3. Perspectives cliniques* 163**
4.3.1. Transférabilité de nos résultats auprès d'une population avancée en âge 163
4.3.2. De potentielles adaptations chroniques 165
4.3.3. Une technologie d'assistance et d'entraînement 167

Partie 5. Conclusion générale* *169

Références bibliographiques* *173

Annexes* *190

***I. Communication en congrès* 191**
a. SOFPEL – 2022 191
b. CMBBE – 2023 192
c. SOFAMEA – 2024 193
d. ESB – 2024 194
e. SB – 2025 195

***II. Neurophysiologie de la marche* 197**

Table des Illustrations

FIGURE 1. CYCLE DE MARCHE DECOMPOSE POUR LES MEMBRES INFERIEURS DOMINANT ET CONTROLATERAL. 13
FIGURE 2. PRINCIPAUX PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS MESURES LORS DE LA MARCHE. 14
FIGURE 3. REPRESENTATION DES PLANS (SAGITTAL, FRONTAL ET TRANSVERSAL) ET DES AXES DE REFERENCES (ANTERO-POSTERIEUR, MEDIO-LATERAL ET LONGITUDINAL) UTILISES POUR DECRIRE LE MOUVEMENT HUMAIN. 16
FIGURE 4. ÉVOLUTION TYPIQUE DES ANGLES ET DES VITESSES ARTICULAIRES DE LA CHEVILLE, DU GENOU ET DE LA HANCHE DANS LE PLAN SAGITTAL AU COURS DU CYCLE DE MARCHE. 18
FIGURE 5. ILLUSTRATION D'UN PENDULE INVERSE APPLIQUE A LA MARCHE HUMAINE. 20
FIGURE 6. ÉVOLUTION TYPIQUE DES MOMENTS, DES PUISSANCES AINSI QUE DU TRAVAIL MECANIQUES ARTICULAIRES PRODUITS A LA CHEVILLE, AU GENOU ET A LA HANCHE DANS LE PLAN SAGITTAL, AU COURS DU CYCLE DE MARCHE. 26
FIGURE 7. SCHEMA ADAPTE DE HSIAO ET AL., (2015) ET AWAD ET AL., (2020), ILLUSTRANT LA RELATION ENTRE LE MOMENT DE FLEXION PLANTAIRE A LA CHEVILLE (MC), L'ANGLE DU MEMBRE POSTERIEUR (AMP) ET LES COMPOSANTES ANTEROPOSTERIEURE (FAP) ET VERTICALE (FV) DE FORCE DE REACTION AU SOL. 29
FIGURE 8. ÉVOLUTION DE LA COMPOSANTE ANTEROPOSTERIEURE DE LA FORCE DE REACTION AU SOL AU COURS DU CYCLE DE MARCHE. 32
FIGURE 9. REPRESENTATION DES MUSCLES FLECHISSEURS PLANTAIRES DE LA CHEVILLE (SOLEAIRE, GASTROCNEMIENS ET PLANTAIRE) SELON LES PLANS ANATOMIQUES. 36
FIGURE 10. ILLUSTRATION D'UNE CONTRACTION MUSCULAIRE EN REPONSE A UN POTENTIEL D'ACTION. 41
FIGURE 11. ILLUSTRATION DE LA RELATION ENTRE LA FREQUENCE DE DECHARGE DES POTENTIELS D'ACTIONS ET LA REPONSE MECANIQUE MUSCULAIRE. 41
FIGURE 12. REPRESENTATION DES PRINCIPALES FORMES D'ONDE UTILISEES EN STIMULATION ELECTRIQUE NEUROMUSCULAIRE (MONOPHASIQUE, BIPHASIQUE SYMETRIQUE ET BIPHASIQUE ASYMETRIQUE EQUILIBREE), AINSI QUE DES PRINCIPAUX PARAMETRES DE STIMULATION (AMPLITUDE, LARGEUR D'IMPULSION ET FREQUENCE). 44
FIGURE 13. PRISMA 2020 FLOW DIAGRAM 69
FIGURE 14. FES ELECTRODES, FOOTSWITCHES AND MARKER PLACEMENT ON LOWER LIMBS. 107
FIGURE 15. ILLUSTRATION OF KINETIC AND KINEMATIC VARIABLES FOR THE ANKLE, KNEE AND HIP JOINTS. 110
FIGURE 16. EVOKED ANKLE TORQUE AT REST NORMALIZED BY SUBJECT MASS FOR THE THREE CONDITIONS WITH FES MEASURED ON THE ISOKINETIC DYNAMOMETER: GASTROCNEMIUS STIMULATION SG; SOLEUS STIMULATION SS; AND COMBINED SOLEUS AND GASTROCNEMIUS STIMULATION SSG. 111
FIGURE 17. OVERVIEW OF THE EXPERIMENTAL PROTOCOL. 126
FIGURE 18. ANKLE, KNEE, AND HIP JOINT DYNAMIC AND KINEMATIC TIME HISTORIES FOR SIX CONDITIONS: SOLEUS STIMULATION (S_S), GASTROCNEMIUS STIMULATION (S_G), COMBINED STIMULATION (S_{SG}), AND THEIR CORRESPONDING SPEEDS WITHOUT STIMULATION (WS_S, WS_G, AND WS_{SG}). 131
FIGURE 19. CONTROLLED WALKING SPEED FOR THE SIX CONDITIONS: WS_S, S_S, WS_G, S_G, WS_{SG}, AND S_{SG}. 135
FIGURE 20. REPRESENTATION SCHEMATIQUE DES PRINCIPALES VOIES NEURONALES IMPLIQUEES DANS LES CONTROLES AUTOMATIQUE, VOLONTAIRE ET EMOTIONNEL DE LA LOCOMOTION. 198
FIGURE 21. REPRESENTATION SCHEMATIQUE D'UNE COUPE TRANSVERSALE DE LA MOELLE EPINIERE ILLUSTRANT L'ORGANISATION DES CIRCUITS SPINAUX IMPLIQUES DANS LA GENERATION DU PATTERN LOCOMOTEUR. 199

Table des tableaux

TABLE 1. SUMMARY OF INCLUDED STUDIES, INCLUDING FIRST AUTHOR, DEMOGRAPHICS (SEX AND AGE) OF HEALTHY PARTICIPANTS, STUDY OBJECTIVES AND PROTOCOLS, FES PARAMETERS, OUTCOME MEASURES, AND KEY FINDINGS. 70
TABLE 2. METHODOLOGICAL ASSESSMENT OF STUDIES CLASSIFIED BY YEAR OF PUBLICATION, ACCORDING TO THE PEDRO SCALE 76
TABLE 3. OUTCOMES ACCORDING TO THE STIMULATED MUSCLES WITH THEIR STIMULATION TIMING. 83
TABLE 4. MEANS ± STANDARD DEVIATIONS OF THE DEPENDENT VARIABLES RELATED TO THE LOWER LIMB KINETICS FOR EACH WALKING CONDITIONS WITH P-VALUES OF THE REPEATED-MEASURES ANOVAS AND EFFECT SIZES. 112
TABLE 5. MEANS ± STANDARD DEVIATIONS OF THE DEPENDENT VARIABLES RELATED TO THE SPATIOTEMPORAL PARAMETERS OF GAIT FOR EACH STIMULATION CONDITION WITH P-VALUES OF THE REPEATED-MEASURES ANOVAS AND EFFECT SIZES. 113
TABLE 6. MEANS ± STANDARD DEVIATIONS OF THE DEPENDENT VARIABLES RELATED TO THE LOWER LIMB KINEMATICS FOR EACH STIMULATION CONDITION WITH P-VALUES OF THE REPEATED-MEASURES ANOVAS AND EFFECT SIZES. 113
TABLE 7. MEANS ± STANDARD DEVIATIONS OF THE DEPENDENT VARIABLES RELATED TO THE MECHANICAL JOINT WORK AND JOINT CONTRIBUTIONS DURING GAIT FOR EACH STIMULATION CONDITION WITH THE STIMULATION AND INTERACTION (STIMULATION X MUSCLE) FACTORS WITH P-VALUES OF THE REPEATED-MEASURES ANOVAS AND EFFECT SIZES. 130
TABLE 8. MEANS ± STANDARD DEVIATIONS OF THE DEPENDENT VARIABLES RELATED TO THE KINETICS PARAMETERS OF GAIT FOR EACH STIMULATION CONDITION WITH THE STIMULATION AND INTERACTION (STIMULATION × MUSCLE) FACTORS WITH P-VALUES OF THE REPEATED-MEASURES ANOVAS AND EFFECT SIZES. 132
TABLE 9. MEANS ± STANDARD DEVIATIONS OF THE DEPENDENT VARIABLES RELATED TO THE KINEMATICS PARAMETERS OF GAIT FOR EACH STIMULATION CONDITION WITH THE STIMULATION AND INTERACTION (STIMULATION X MUSCLE) FACTORS WITH P-VALUES OF THE REPEATED-MEASURES ANOVAS AND EFFECT SIZES. 134
TABLE 10. MEANS ± STANDARD DEVIATIONS OF THE DEPENDENT VARIABLES RELATED TO THE GROUND REACTION FORCES AND SPATIOTEMPORAL GAIT PARAMETERS FOR EACH STIMULATION CONDITION WITH THE STIMULATION AND INTERACTION (STIMULATION X MUSCLE) FACTORS WITH P-VALUES OF THE REPEATED-MEASURES ANOVAS AND EFFECT SIZES. 136
TABLE 11. JOINT MECHANICAL WORK VALUES DURING WALKING TRIALS BETWEEN YOUNG AND ELDERLY INDIVIDUALS AT 1 M/S, AS REPORTED BY COFRÉ ET AL. 2011, AND IN THE PRESENT STUDY, WITH AND WITHOUT FES, AT AN AVERAGE WALKING SPEED OF 1.14 M/S. 143
TABLE 12. SPATIOTEMPORAL PARAMETERS OF GAIT 144
TABLE 13. KINEMATIC PARAMETERS OF GAIT 144
TABLE 14. DYNAMIC PARAMETERS OF GAIT 145

Introduction Générale

La marche est le mode de locomotion le plus fréquemment utilisé par l'être humain dans la réalisation de ses activités quotidiennes. Bien qu'elle puisse être perçue comme un mouvement simple et naturel pour les personnes en bonne santé, la marche fait appel à des processus biomécaniques et neurophysiologiques complexes. Ces processus assurent conjointement le soutien corporel, la stabilité et la progression du corps vers l'avant (Perry and Burnfield, 1992; Pirker and Katzenschlager, 2017; Winter, 1991). Parmi ces fonctions, la propulsion occupe un rôle central en accélérant le centre de masse vers l'avant lors de la phase de poussée, tout en contribuant à l'efficacité énergétique du déplacement et au contrôle de l'équilibre dynamique (Browne and Franz, 2017; Donelan et al., 2002; Karabin et al., 2024). Sur le plan articulaire, la cheville est la principale source de production d'énergie mécanique positive durant la propulsion. En produisant un pic positif de puissance mécanique à la cheville, les muscles fléchisseurs plantaires (soléaire et gastrocnémiens) génèrent une force de réaction au sol dirigée notamment vers l'avant qui propulse le centre de masse dans cette même direction (Hsiao et al., 2015; Neptune et al., 2001; Zelik and Adamczyk, 2016). Dès lors, toute altération de la capacité de production de force de ces muscles est susceptible d'affecter directement la fonction de propulsion et, par extension, la qualité globale de la marche.

Cette altération de la fonction propulsive de la cheville est particulièrement documentée chez la personne âgée. La capacité à produire de l'énergie mécanique à la cheville lors de la poussée diminue avec l'avancée en âge, ce qui se traduit couramment par une réduction de la vitesse de marche et de la longueur de pas (Cofré et al., 2011; DeVita and Hortobagyi, 2000; Judge et al., 1996). Pour compenser ce déficit de propulsion distale, une redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire est observée, caractérisée par une sollicitation accrue des muscles de la hanche (Cofré et al., 2011; DeVita and Hortobagyi, 2000). Toutefois, cette redistribution ne compense que partiellement le déficit de propulsion distal et s'accompagne néanmoins d'une augmentation du coût métabolique de la marche ainsi que d'une dégradation du contrôle de la stabilité (Delabastita et al., 2021; Wade et al., 2024). À terme, un effort locomoteur plus coûteux associé à un contrôle de l'équilibre plus précaire peut restreindre l'indépendance personnelle, diminuer la qualité de vie et favoriser l'apparition de chutes

(Pirker and Katzenschlager, 2017). Ces constats soulignent la nécessité de développer des stratégies ciblant spécifiquement la restauration ou le renforcement de la fonction propulsive de la cheville.

Parmi ces stratégies, la stimulation électrique fonctionnelle apparaît comme une approche particulièrement pertinente. Cette technique de neuromodulation consiste à appliquer un courant électrique sur un tissu neuromusculaire lors de la réalisation d'une tâche motrice (Peckham and Knutson, 2005; Rushton, 1997). Elle permet ainsi d'augmenter la production de force musculaire, rendue possible par le recrutement d'unités motrices additionnelles que la commande motrice seule ne pourrait solliciter (Maffiuletti, 2010; Paillard et al., 2005). Depuis les travaux pionniers de Liberson et al. (1961) sur la correction du pied tombant par stimulation du nerf fibulaire commun, de nombreuses applications ont été développées pour assister ou restaurer des fonctions essentielles à la marche au sein de populations présentant des déficits d'activation volontaire (Sheffler and Chae, 2007). Plus récemment, l'application de la stimulation électrique fonctionnelle s'est étendue à des contextes où la commande motrice volontaire est préservée. Ce type d'intervention ouvre la voie au développement de solutions d'assistance destinées à améliorer la performance locomotrice. Dans cette perspective, quelques études se sont intéressées aux effets d'une stimulation électrique surimposée à la contraction volontaire des muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche auprès de jeunes adultes en bonne santé (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020). Ces travaux ont rapporté des modifications portant essentiellement sur les paramètres spatio-temporels, la cinématique articulaire et les forces de réaction au sol. Toutefois, aucune de ces études n'a investigué les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur la cinétique articulaire à la cheville (moments, puissances et travail mécaniques) et plus largement, sur l'amélioration de la propulsion. Ainsi, la question de savoir si la stimulation électrique fonctionnelle peut améliorer spécifiquement la propulsion de la cheville chez l'individu sain demeure ouverte.

Dans ce contexte, **l'objectif général de cette thèse est d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville au cours de la marche auprès**

de jeunes individus en bonne santé. Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre du projet e-WALKING financé par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR, AAPG 2022), qui vise à développer une solution biotechnologique pour améliorer l'équilibre et la performance motrice lors de la marche chez la personne âgée. Dans le cadre de cette thèse et du projet e-WALKING, le choix de conduire au préalable ces investigations auprès de jeunes adultes en bonne santé permet d'isoler les effets spécifiques de la stimulation, indépendamment des mécanismes compensatoires et des altérations neuromusculaires associées à l'avancée en âge. Les résultats obtenus fourniront les bases scientifiques nécessaires à l'individualisation des paramètres de stimulation et à l'adaptation de cette technologie en vue de son transfert vers la population âgée, dans une perspective de prévention des chutes et de maintien de l'autonomie.

Le présent manuscrit de thèse est organisé en **cinq parties** :

La **première partie** présente les **fondements théoriques** nécessaires à la compréhension du sujet et se décline en deux sous-sections. La première sous-section est consacrée à la biomécanique de la marche, en détaillant ses caractéristiques spatio-temporelles ainsi que la cinématique et la cinétique articulaires. De plus, un intérêt particulier est porté à la fonction de propulsion de la cheville et au rôle des muscles fléchisseurs plantaires. La seconde sous-section est quant à elle dédiée à la stimulation électrique fonctionnelle. Elle aborde les principes neurophysiologiques de la contraction musculaire volontaire et de la stimulation surimposée. Les paramètres de stimulation qui régissent cette pratique de neuromodulation seront également présentés. Enfin, cette sous-section mettra en évidence les effets connus d'une stimulation électrique fonctionnelle appliquée lors de la marche auprès de jeunes individus en bonne santé, avec une emphase sur les fléchisseurs plantaires.

La **problématique** ainsi que l'**hypothèse générale** de la thèse qui découlent de cette première partie seront formulées dans la **deuxième partie**.

Les différentes études qui composent ce travail de thèse seront exposées dans la **troisième partie**. Au total, **trois études ont été menées** pour répondre à la problématique. La première étude est une revue systématique de la littérature visant à dresser un état des connaissances sur les effets de la stimulation électrique

fonctionnelle sur la biomécanique de la marche chez le sujet sain. La deuxième étude vise à examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur la génération de puissance à la cheville et la propulsion vers l'avant au cours de la marche à vitesse spontanée. Enfin, la troisième étude vise à déterminer si cette stimulation peut induire une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire au cours de la marche à vitesse contrôlée.

La **discussion générale** et les perspectives de recherche de ces travaux seront abordées au sein de la **quatrième partie**.

Enfin, une **conclusion générale** constituera la **dernière partie**.

Partie 1. Cadre théorique

1. La marche

1.1. Définition générale

La simplicité apparente de la marche contraste avec la complexité des mécanismes biomécaniques et neurophysiologiques qui la sous-tendent (Massion, 1992; Vaughan et al., 1992; Winter, 1991). Cette complexité, largement décrite dans la littérature, conduit à l'émergence de multiples définitions. Deux d'entre elles ont été retenues qui, par leur complémentarité, permettent d'appréhender les aspects fondamentaux de la marche. La première définit la marche comme une translation du corps vers l'avant résultant de mouvements rotatoires réalisés par les membres inférieurs (Perry and Burnfield, 1992). La seconde met en évidence la nature cyclique de cette activité, caractérisée par des mouvements alternés, rythmés et coordonnés des deux jambes (Whittle, 1991). Elle requiert également la présence permanente d'au moins un appui au sol, assurant conjointement le soutien et la propulsion du corps vers l'avant (Whittle, 1991). Une troisième observation complète ces définitions en soulignant l'influence des caractéristiques individuelles, telles que l'anthropométrie (masse, taille, longueur des segments corporels) et la posture, dans la réalisation et l'identification de la marche (Lee and Grimson, 2002).

Sur le plan neurophysiologique, la production de ces mouvements rythmés repose sur une organisation hiérarchisée impliquant des générateurs spinaux de pattern locomoteur (CPG), modulés par l'intégration continue d'afférences sensorielles, sous la tutelle de structures de régulation supraspinales (Rossignol et al., 2006; Takakusaki, 2017). Cette organisation permet la génération d'un schéma locomoteur automatisé, robuste et flexible, sur lequel viennent se greffer des processus intentionnels et émotionnels permettant d'initier, d'orienter et d'ajuster la trajectoire, la vitesse et l'amplitude des mouvements en réponse aux contraintes perçues au sein de l'environnement (Bastian, 2006; Takakusaki, 2013) (*Annexe II*).

Ainsi, ces approches, bien que distinctes, convergent vers une caractérisation de la marche comme un mode de locomotion rythmé, cyclique et singulier à chaque individu.

Au-delà de ces caractéristiques, l'une des spécificités fondamentales de la locomotion humaine réside dans sa posture érigée. L'acquisition précoce de la verticalité constitue un élément déterminant de l'évolution humaine. Des auteurs suggèrent que cette posture aurait favorisé, d'une part, l'exploration de l'environnement en élevant le champ visuel et en libérant les membres supérieurs, et d'autre part, la thermorégulation en réduisant la surface corporelle exposée au rayonnement solaire (Niemitz, 2010). Des travaux ont également montré que cette posture confère à l'être humain un rendement mécanique et énergétique plus favorable à celui des quadrupèdes durant son déplacement (Alexander, 2004; Rodman and McHenry, 1980). Toutefois, cette posture impose un défi majeur : le contrôle de l'équilibre par la conservation de la projection du centre de masse dans la base de sustentation. Située en hauteur, la position du centre de masse est mécaniquement instable, et la régulation de sa trajectoire se complexifie du fait de la variation de la base de support entre les phases d'appui bipodal et unipodal. La marche humaine se caractérise ainsi par la capacité à générer une propulsion efficace vers l'avant tout en maintenant l'équilibre dynamique.

1.2. Patrons spatio-temporels

Bien que ces séquences motrices réalisées au niveau des membres inférieurs présentent une régularité apparente, des variations à la fois spatiales et temporelles surviennent d'un pas à l'autre (Hausdorff, 2005). Cette variabilité illustre la capacité du système nerveux central à réorganiser le patron de marche en réponse à des contraintes internes (état physiologique et mécanique du corps, et cognitif) et externes (environnement) (Bačck et al., 2024; Beauchet et al., 2009; Kao and Lomasney, 2025). Dans ce contexte, l'analyse quantifiée de la marche permet d'appréhender la façon dont la locomotion humaine s'organise et s'ajuste pour faire face à une variété de situations. Toutefois, il apparaît nécessaire de définir un intervalle temporel comprenant la réalisation d'événements récurrents.

Le cycle de marche se définit comme une séquence complète de mouvements réalisée par un même membre inférieur, s'étendant du contact initial du talon avec le sol jusqu'au contact suivant (*Figure 1*) (Perry and Burnfield, 1992; Vaughan et al., 1992). Il débute par une phase d'appui comprise entre le contact initial au décollement complet

des orteils ipsilatéraux (Perry and Burnfield, 1992; Vaughan et al., 1992). Cette phase, qui représente environ 60 % de la totalité du cycle, se subdivise en deux périodes d'appuis bipodaux séparées par une période d'appui unipodal. Les phases d'appui bipodal sont principalement associées à l'acceptation de la charge corporelle et à la propulsion du centre de masse vers l'avant, tandis que la phase d'appui unipodal joue un rôle central dans le soutien du poids corporel et le contrôle de la stabilité (*Figure 1)* (Viel, 2000). Les ~40% restants correspondent à l'oscillation, phase durant laquelle le membre inférieur ipsilatéral n'est plus en contact avec le sol et progresse vers l'avant (Perry and Burnfield, 1992; Vaughan et al., 1992). Cette phase débute au décollement des orteils et se termine au contact initial suivant, marquant ainsi la fin du cycle en cours et le début du cycle suivant. La locomotion humaine repose ainsi sur la réalisation de cycles successifs, caractérisés par une alternance rythmée et coordonnée de phases avec des enjeux de stabilité et de mobilité.

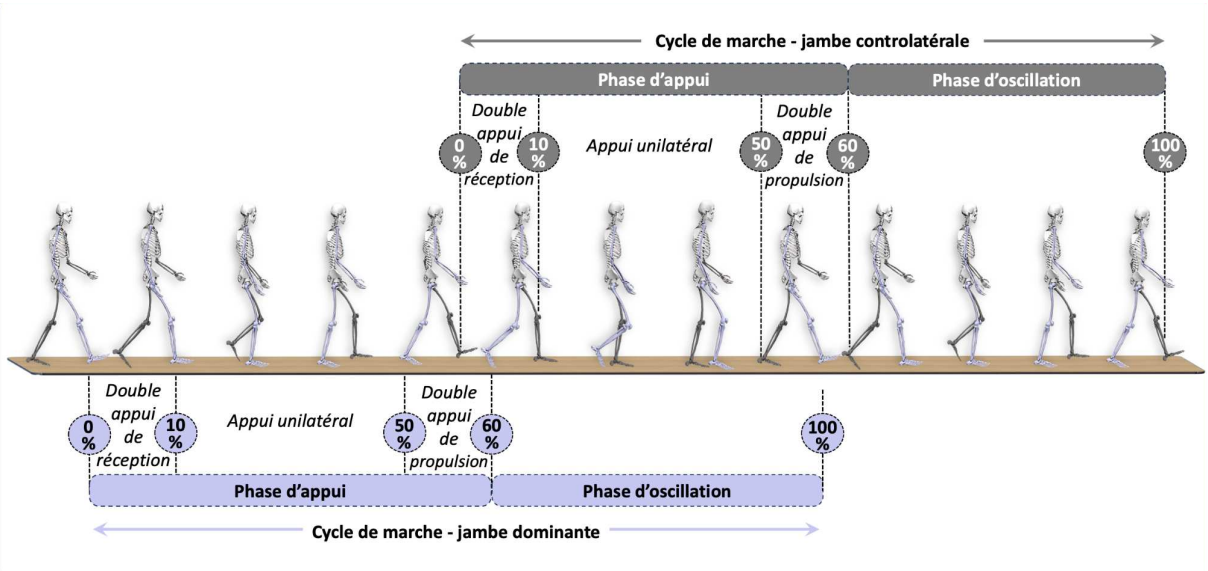


***Figure 1*. Cycle de marche décomposé pour les membres inférieurs dominant et controlatéral.**

Le cycle débute par le contact initial (0 %) et se poursuit par la phase d'appui qui comprend successivement le double appui de réception (0 – 10 %), l'appui unipodal (10 – 50 %), la phase de double appui de propulsion (50 – 60 %) et se termine par la phase d'oscillation (60 – 100 %).

L'analyse des patrons spatio-temporels mesurés sur plusieurs cycles consécutifs permet de caractériser la durée, la fréquence et l'amplitude du déplacement. Parmi ces paramètres, la vitesse de marche est largement reconnue comme un indicateur majeur de la performance locomotrice (Fukuchi et al., 2019). Elle correspond à la distance parcourue par unité de temps et résulte de l'interaction entre la cadence, qui reflète la

fréquence du déplacement, et la longueur de pas, qui en traduit l'amplitude (*Figure 2*). Des paramètres complémentaires, tels que la largeur de pas ainsi que la durée des phases du cycle, apportent des informations supplémentaires sur la stabilité médio-latérale et la symétrie bilatérale au cours du déplacement (Molina et al., 2023; Perry and Burnfield, 1992). L'ensemble de ces paramètres spatio-temporels contribue à la caractérisation de la marche normale et présente des variations en fonction de facteurs individuels tels que l'anthropométrie, le sexe, l'âge ou la vitesse de déplacement (Mobbs et al., 2025; Samson et al., 2001). Ainsi, dans des contextes cliniques ou expérimentaux, l'analyse quantifiée de ces paramètres permet d'apprécier finement la coordination, la symétrie et l'efficacité de la locomotion (Kirtley, 2006; Perry and Burnfield, 1992).

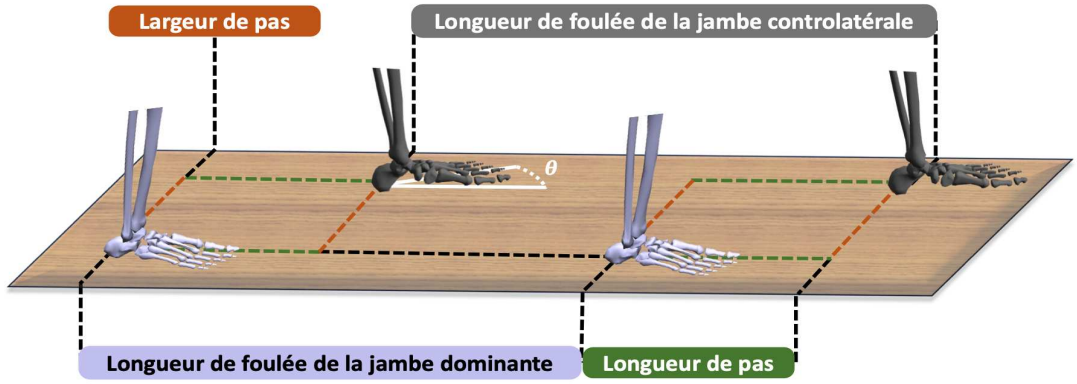


***Figure 2*. Principaux paramètres spatio-temporels mesurés lors de la marche.**

La longueur de pas (vert) correspond à la distance antéro-postérieure entre les talons de deux pieds successifs lors d'un double appui. La longueur de foulée (mauve et gris) est définie comme la distance parcourue entre deux contacts initiaux consécutifs du même pied. La largeur de pas (orange) représente la distance médio-latérale entre les talons.

La quantification des paramètres spatio-temporels de la marche repose sur l'utilisation d'outils instrumentaux variés, dont le choix dépend du compromis recherché entre validité écologique et condition expérimentale contrôlée (Baker, 2006; Kobsar et al., 2020; Santos et al., 2024). En condition écologique, l'analyse de la marche sur sol permet d'évaluer le déplacement dans des conditions proches de la locomotion quotidienne, en préservant la variabilité naturelle inter-cycle. Toutefois, le nombre de cycles exploitables dépend de la longueur du couloir de marche. Dans ce contexte, les cellules photoélectriques sont couramment utilisées pour mesurer la vitesse de marche sur une distance définie (Fukuchi et al., 2019; Scandurra et al., 2022). Elles sont

également utilisées au même titre que les plateformes de force et les centrales inertielles pour identifier les événements du cycle et estimer les paramètres spatio-temporels de la marche (Gomez Bernal et al., 2016; Kobsar et al., 2020; Winter, 1991). En situation expérimentale, l'utilisation de tapis roulants instrumentés couplés à des systèmes optoélectroniques permet d'accéder à un nombre élevé de cycles consécutifs, facilitant ainsi l'analyse des patrons spatio-temporels sur des durées prolongées (Kirtley, 2006). Bien que l'utilisation du tapis roulant tende à réduire la variabilité inter-cycle par rapport à la marche sur sol, la littérature rapporte des différences globalement faibles entre ces deux approches à vitesse appariée chez le sujet sain (Alton et al., 1998; Riley et al., 2007).

Au-delà de la simple mesure, ces dispositifs permettent également de manipuler un paramètre d'intérêt afin d'analyser son influence sur l'organisation de la marche. Classiquement, la vitesse spontanée est évaluée sur sol à l'aide de cellules photoélectriques, tandis qu'elle est imposée et contrôlée sur tapis roulant (Hollman et al., 2016; Scandurra et al., 2022). Néanmoins, certaines études ont montré qu'il est également possible de contrôler la vitesse de marche sur sol à l'aide des cellules photoélectriques, ou d'utiliser des algorithmes capables d'auto-réguler la vitesse d'un tapis roulant à celle spontanément choisie par le participant (Minetti et al., 2003; Song et al., 2020; Umberger and Martin, 2007). Dans l'ensemble, ces différentes approches présentent peu de différences et possèdent chacune des avantages spécifiques (Plotnik et al., 2015; Sloot et al., 2014). Le choix méthodologique dépend ainsi de l'objectif expérimental : privilégier une situation écologique permettant d'explorer la variabilité naturelle de la marche ou recourir à un environnement contrôlé offrant la possibilité d'analyser l'effet d'un facteur tel que la vitesse sur les ajustements spatio-temporels. Il ne faut pas non plus négliger le coût d'un tapis roulant instrumenté de plateformes de forces pour auto-réguler la vitesse de marche et permettre l'estimation de la cinétique articulaire (*voir section 1.4*).

Les paramètres spatio-temporels de la marche décrivent de manière intégrative le schéma de marche global d'un individu, et résultent de la coordination des mouvements segmentaires et des rotations articulaires tout au long du cycle de marche. Ainsi, pour comprendre les facteurs sous-jacents des paramètres spatio-temporels, il est nécessaire d'analyser d'autres paramètres comme les paramètres cinématiques qui

renseignent directement sur les stratégies motrices responsables des adaptations spatio-temporelles.

1.3. Aspects cinématiques

La cinématique est une branche de la mécanique qui décrit les mouvements d'un objet ou d'un système, indépendamment des forces qui les produisent. Appliquée à la marche, l'analyse cinématique permet de décrire l'évolution des positions, des vitesses et des accélérations segmentaires, articulaires et du centre de masse tout au long du déplacement. Selon Perry & Burnfield (1992), la marche est rendue possible principalement par la réalisation de mouvements rotatoires exécutés au niveau des articulations des membres inférieurs. Ces rotations, présentes à la hanche, au genou et à la cheville, ne se produisent ni de manière isolée ni selon une trajectoire unidirectionnelle, mais résultent d'une coordination inter-articulaire assurant le soutien du corps, la stabilité et la progression vers l'avant du centre de masse. L'analyse de ces mouvements, observables dans un espace tridimensionnel, nécessite l'introduction préalable d'axes et de plans anatomiques (*Figure 3*).

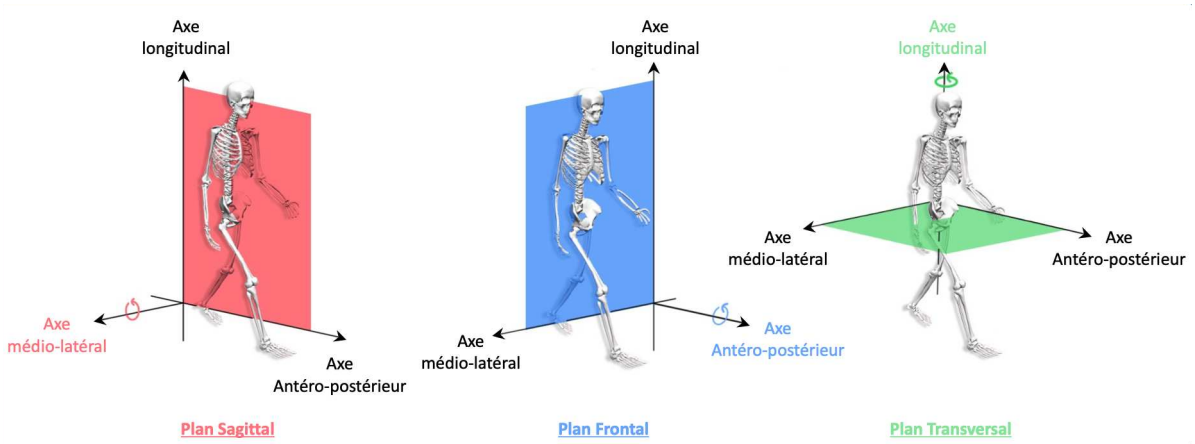


***Figure 3**. Représentation des plans (sagittal, frontal et transversal) et des axes de références (antéro-postérieur, médio-latéral et **longitudinal**) utilisés pour décrire le mouvement humain.*

Un plan anatomique est une surface imaginaire constituée de deux axes perpendiculaires, qui divise le corps humain en deux parties distinctes. Chaque mouvement s'effectue dans un plan, autour d'un troisième axe perpendiculaire à celui-ci. Lors de la marche, l'analyse se porte principalement sur les mouvements de flexion et

d’extension. Ces mouvements, produits dans le plan sagittal, présentent des amplitudes importantes en comparaison aux autres plans et sont étroitement liés à la progression du corps vers l’avant (Kirtley, 2006; Perry and Burnfield, 1992).

La cinématique articulaire peut être calculée à partir de marqueurs réfléchissants placés sur des repères anatomiques, dont les positions mesurées à l’aide de systèmes optoélectroniques permettent la construction de repères segmentaires locaux. L’orientation relative d’un segment distal par rapport à son segment proximal est ensuite déterminée à partir des orientations segmentaires exprimées dans le repère global. Cette orientation relative peut enfin être décomposée selon des séquences de rotations comme celles définies par l’International Society of Biomechanics et permet l’obtention d’angles d’Euler (Wu et al., 2002). Cette approche permet ainsi d’exprimer les angles articulaires résultant des mouvements intersegmentaires au cours du cycle de marche (*Figure 4*). La dérivée par rapport au temps de ces angles permet l’obtention de vitesses articulaires, dont l’analyse permet de mettre en évidence les transitions angulaires survenant au cours du cycle. L’amplitude de ces paramètres cinématiques varie selon la vitesse de marche (Mentiplay et al., 2018), l’avancée en âge (Judge et al., 1996), la présence de pathologie (Delval et al., 2008), ou encore l’inclinaison du sol (Lay et al., 2006).

Les résultats de la cinématique articulaire dépendent également du modèle cinématique utilisé (Ji et al., 2023; Langley et al., 2021). Ces modèles cinématiques définissent la manière dont le corps humain est représenté numériquement comme un système pluriarticulé, composé de segments rigides indéformables. Cette représentation repose notamment sur la définition des axes des repères segmentaires locaux au moyen de marqueurs, plus ou moins affectés par les artefacts des tissus mous, ou de tests fonctionnels permettant par exemple, de déterminer un axe fonctionnel moyen de flexion du genou ou un centre articulaire de la hanche. Les modèles diffèrent également par le nombre et la redondance de marqueurs utilisés, des degrés de liberté autorisés au niveau des articulations, ainsi que par les séquences d’angles retenues, qui

peuvent différer des recommandations de l'ISB afin de limiter l'apparition de singularités (i.e., blocage de cardan).

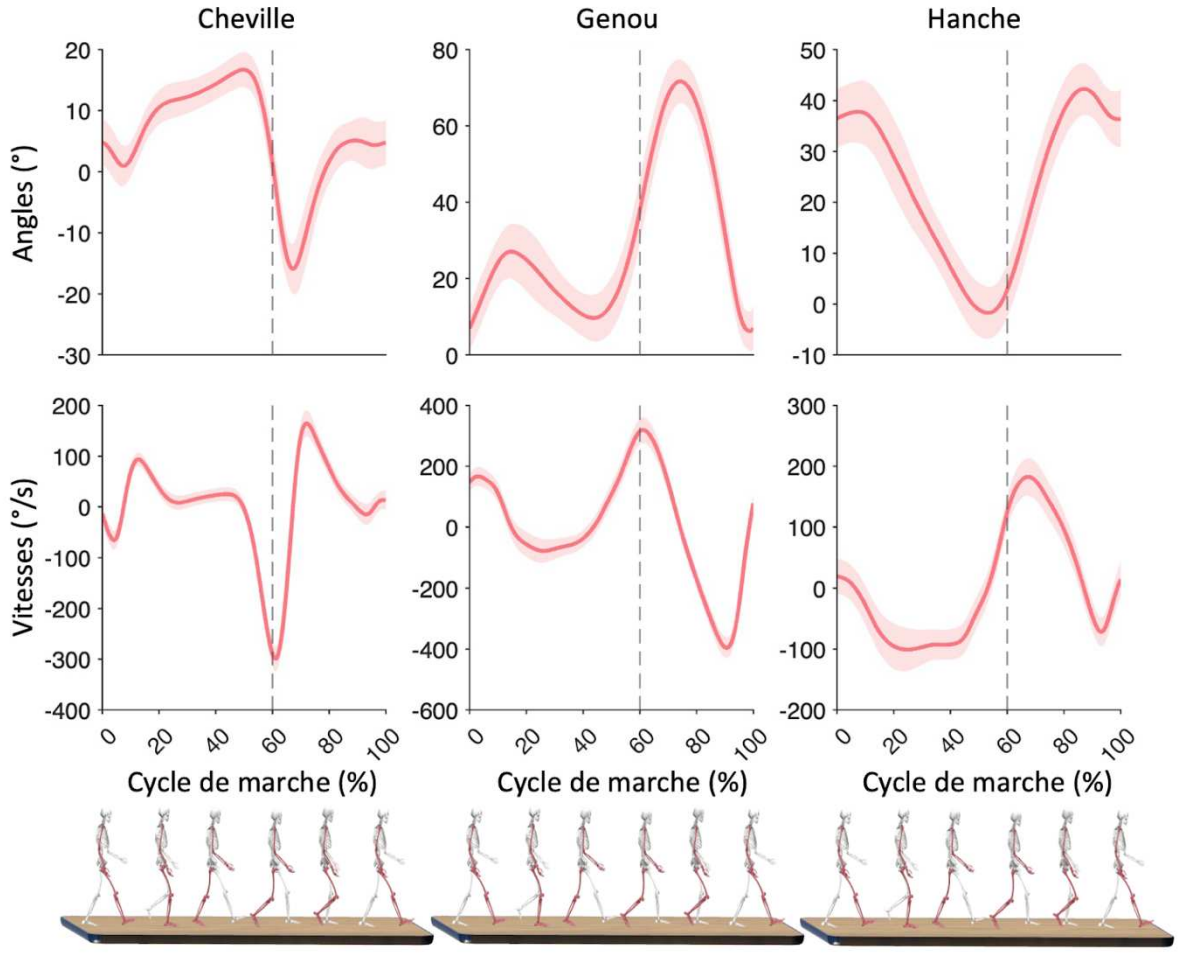


Figure 4. Évolution typique des angles et des vitesses articulaires de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal au cours du cycle de marche.

Les données présentées correspondent à des données de référence issues d'une population jeune et en bonne santé, mises à disposition par le laboratoire IRISSE à des fins illustratives.

Dans le cadre d'une analyse simplifiée de la marche, des modèles tels que le Conventional Gait Model sont fréquemment utilisés en raison de leur mise en œuvre rapide. Fondés sur une cinématique à degrés de liberté réduits et des axes articulaires définis a priori, ils offrent une représentation robuste des mouvements sagittaux, mais décrivent de façon limitée les mouvements réalisés dans les plans frontal et transverse (Armand et al., 2024; Baker, 2006; Kadaba et al., 1990). À l'inverse, des modèles plus complexes, autorisant jusqu'à six degrés de liberté par articulation, permettent une description tridimensionnelle plus complète du mouvement et constituent une base pertinente pour des approches avancées telles que la modélisation

musculosquelettique (Duffell et al., 2014; Maldonado et al., 2018). Le choix du modèle cinématique doit ainsi être guidé par l'objectif de l'analyse, en privilégiant des modèles simples pour une analyse principalement réalisée dans le plan sagittal (lorsque celle-ci porte prioritairement sur les mécanismes de propulsion, comme dans la présente thèse), ou des modèles plus complexes lorsque l'exploration fine des mouvements est requise, notamment dans une perspective de modélisation musculosquelettique.

1.4. Aspects cinétiques

La cinétique vise à identifier les causes mécaniques responsables du mouvement, c'est-à-dire les forces et les moments nécessaires pour produire, moduler et contrôler la marche. Cette approche relie les interactions externes, telles que le poids et les forces de réaction du sol, aux mécanismes internes en lien avec l'action musculaire et les contraintes articulaires. Lorsque deux cycles de marche présentent une cinématique identique du centre de masse, la résultante des forces externes est nécessairement équivalente. Toutefois, cette cinématique globale ne permet pas d'accéder directement à la répartition des efforts internes au sein du système musculosquelettique. Cette indétermination est particulièrement marquée lors de la phase de double appui, où la présence simultanée de deux points de contact avec le sol autorise différentes répartitions des forces de réaction entre les membres antérieur et postérieur pour une même cinématique globale (Ren et al., 2008). De plus, dans un système multi-articulé, la relation entre cinématique articulaire et moments articulaires est non linéaire. Autrement dit, l'observation d'un mouvement ne permet pas d'inférer directement l'intensité des efforts mécaniques impliqués dans sa réalisation. Ainsi, de faibles variations angulaires peuvent s'accompagner de sollicitations mécaniques importantes, tout comme des amplitudes articulaires élevées peuvent être produites avec des efforts relativement modestes. L'analyse cinétique apparaît ainsi indispensable pour quantifier les efforts mécaniques nets développés à chaque articulation au cours de la locomotion (Kirtley, 2006; Perry and Burnfield, 1992).

Avant d'examiner les forces et les moments articulaires, l'analyse cinétique de la marche peut être abordée de manière globale, en considérant le déplacement du centre

de masse au cours du cycle. Cette approche repose sur le modèle du pendule inversé, introduit par Cavagna et ses collaborateurs en 1963. Au sein de ce modèle, le corps est assimilé à une masse unique représentée par le centre de masse corporel et soutenue par un segment rigide, illustrant le membre inférieur en appui (*Figure 5*). Le déplacement arqué du centre de masse au-dessus du pied d'appui s'accompagne de variations continues de son énergie mécanique totale, résultant de la somme de son énergie potentielle et de son énergie cinétique, sous l'action de ses accélérations, décélérations, et déplacements survenant au cours du cycle (Cavagna et al., 1976, 1963).

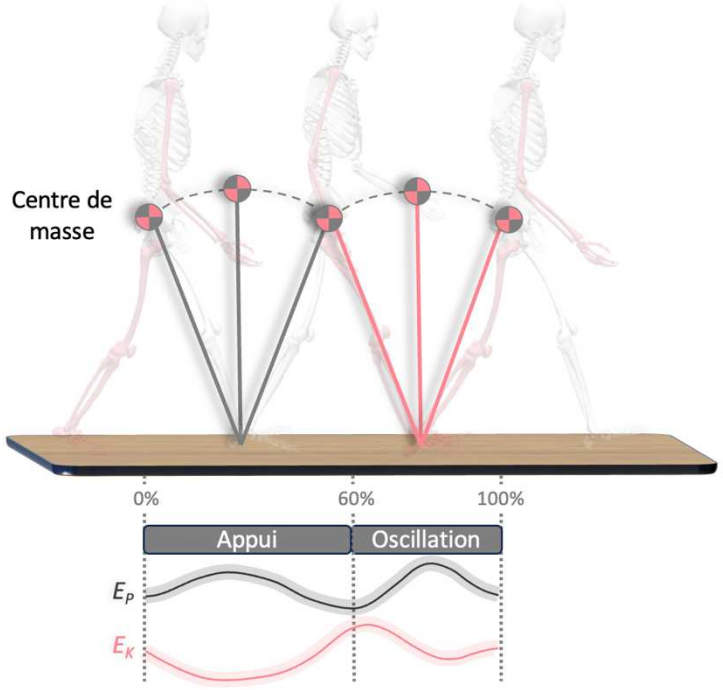


***Figure 5*. Illustration d'un pendule inversé appliqué à la marche humaine.**

La masse du pendule (rose et noire) représente le centre de masse de l'individu et les pointillés représentent sa trajectoire tout au long du cycle de marche. La partie inférieure du schéma représente les variations cycliques d'énergies potentielles (E_P) et cinétiques (E_k) induites par le déplacement du centre de masse.

L'énergie potentielle (E_p) est une composante mécanique associée à la position verticale du centre de masse (*Équation 1*). Cette énergie atteint son maximum lorsque le centre de masse est à son apogée, lors des appuis unipodaux ipsilatéraux et controlatéraux, et son minimum lors des phases de double appui. L'énergie cinétique (E_k) résulte quant à elle de la vitesse linéaire du centre de masse et dépend de l'ensemble de ses composantes de déplacement (horizontale et verticale) (*Équation 2*). Ces deux

composantes qui décrivent l'énergie mécanique issue de la position et du déplacement du centre de masse, sont définies par les équations suivantes :

$$E_p = m \cdot g \cdot h \quad (1) \qquad et \qquad E_k = \frac{1}{2} m v^2 \quad (2)$$

où m correspond à la masse corporelle, g à l'accélération gravitationnelle approximative de 9,81 m/s2, h à la hauteur séparant le centre de masse de la hauteur de référence (par exemple le sol) et v à la vitesse linéaire du centre de masse. Au cours de la marche, E_P et E_k varient de manière déphasée, rendant possible le transfert partiel de l'énergie mécanique entre ces deux composantes et limitant par la même occasion, le travail mécanique externe devant être fourni par la musculature pour maintenir le déplacement du centre de masse (Cavagna et al., 1976, 1963). Chez l'adulte sain marchant à vitesse confortable (environ 5,4 km/h), ce mécanisme se traduit par un taux de récupération énergétique d'environ 65%, reflétant une efficacité mécanique élevée mais incomplète (Cavagna et al., 1976). Cette modélisation offre une description pertinente des échanges énergétiques globaux associés au déplacement du centre de masse lors de la marche. En revanche, elle ne permet pas d'identifier les forces appliquées au système, ni de quantifier les moments articulaires, les puissances ou le travail mécanique développés au niveau des différentes articulations.

Appliqués à la marche, les principes fondamentaux de la dynamique permettent d'établir la relation entre les forces et les moments appliqués au corps humain et les trajectoires segmentaires observées. Lors de la marche, plusieurs forces agissent simultanément sur le corps humain. Le poids et les forces de réaction du sol, qui résultent du contact mécanique entre le pied et la surface d'appui sont les principales forces externes. Les forces musculaires, considérées comme des forces internes, sont responsables de la production et du contrôle des mouvements segmentaires. À ces composantes principales s'ajoutent, dans une moindre mesure, des forces résistives telles que les forces internes liées à la déformation des tissus, les frictions internes et externes ou encore la résistance de l'air, dont les effets sur la marche sont négligeables mais peuvent être quantifiés dans des contextes spécifiques. Ces différentes forces

interagissent en permanence tout au long du cycle de marche et conditionnent les mouvements réalisés par le système musculosquelettique.

Comme il a été mentionné au sein de la partie précédente, le corps humain peut être modélisé de manière simplifiée comme un système articulé, composé de segments rigides et indéformables. Dans ce contexte, il est possible de définir pour chaque segment, une masse, une longueur, la position de son centre de masse ainsi que ses moments d'inertie à partir de tables anthropométriques comme celle de De Leva (1996) (De Leva, 1996). L'application des équations de Newton (2nde loi) et d'Euler à ce modèle permet de relier les forces et les moments externes aux accélérations linéaires et angulaires mesurées pour chaque segment. Le principe fondamental de la dynamique en translation (ou 2nde loi de Newton) stipule que la somme des forces externes appliquées à un système ($\sum \overrightarrow{F_{ext}}$) est égale au produit de sa masse (m) par l'accélération linéaire de son centre de masse ($\vec{a}$) (*Équation 3*) :

$$\sum \overrightarrow{F_{ext}} = m \cdot \vec{a} \tag{3}$$

Ce principe peut être illustré à travers la phase propulsive de la marche durant laquelle la production de forces nettes orientées vers l'avant est responsable de l'accélération du centre de masse dans cette même direction. Cependant, la marche ne peut se limiter à une simple analyse en translation car, comme l'ont avancé Perry et Burnfield (1992), la marche résulte principalement de mouvements rotatoires réalisés au niveau des membres inférieurs. Ces rotations peuvent être reliées aux moments qui les produisent à partir de l'équation d'Euler qui stipule que la somme des moments des forces externes ($\sum \overrightarrow{M_{ext}}$) appliqués à un corps est égale à son moment dynamique, c'est-à-dire au produit de son moment d'inertie (I) et de son accélération angulaire ($\vec{\alpha}$) (*Équation 4*) :

$$\sum \overrightarrow{M_{ext}} = I \cdot \vec{\alpha} \tag{4}$$

À partir de ces équations de Newton-Euler, et des données cinématiques et cinétiques, il est possible d'estimer les moments articulaires nets et les forces internes de manière itérative, en partant du segment distal vers le segment proximal (Vaughan et

al., 1992; Winter, 1991). Cette approche non invasive communément appelée dynamique inverse, permet d'obtenir les efforts articulaires impliqués dans le mouvement observé sans avoir à mesurer directement les forces musculaires, qui sont difficilement accessibles in vivo.

Les mouvements articulaires résultent de l'action conjointe des forces internes et externes qui, appliquées à distance des centres articulaires, tendent à mettre en rotation les segments corporels autour de ces derniers. Le moment articulaire net englobe l'action combinée de l'ensemble des structures actives et passives qui agissent autour d'une articulation (Vaughan et al., 1992; Winter, 1991). Obtenu par dynamique inverse, le moment articulaire net renseigne sur la demande mécanique imposée à une articulation pour produire ou contrôler le mouvement observé. Toutefois, le moment articulaire net ne permet pas de quantifier la production ou l'absorption d'énergie mécanique au niveau d'une articulation. L'analyse des puissances et du travail mécaniques articulaires constitue ainsi une approche complémentaire pour décrire les mécanismes énergétiques impliqués dans la locomotion.

La puissance articulaire (P) représente le taux instantané de production ou d'absorption d'énergie mécanique au niveau d'une articulation (*Équation 5*). Elle peut être obtenue en réalisant le produit du moment articulaire net (M) par la vitesse angulaire (ω) développée autour d'un même axe à un instant donné (t) :

$$P(t) = M(t) \cdot \omega(t) \tag{5}$$

Une puissance positive traduit une production instantanée d'énergie mécanique, généralement associée à une contraction musculaire concentrique, tandis qu'une puissance négative reflète une absorption d'énergie, survenant à la suite d'une contraction excentrique (Winter, 1983). D'un point de vue mathématique, la puissance correspond à la dérivée du travail mécanique au cours du temps ($P = dW/dt$). Le travail mécanique représente par conséquent, la quantité cumulée d'énergie mécanique produite ou absorbée par une articulation sur un intervalle de temps. Le travail peut également être obtenu par l'intégration de la puissance articulaire sur un intervalle temporel défini (*Équation 6*) :

$$W = \int_{t_1}^{t_2} P(t)\ dt \tag{6}$$

où W est exprimé en joules (J) et peut être normalisé par la masse corporelle d'un individu (J/kg), et t_1 et t_2 correspondent respectivement aux instants initiaux et finaux de l'intervalle temporel considéré. Le travail positif (W^+) et négatif (W^-) sont obtenus en intégrant respectivement les phases où $P(t) > 0$ et $P(t) < 0$, permettant ainsi de quantifier distinctement la production et l'absorption d'énergie à chaque articulation. Le travail mécanique total produit à une articulation (W_j^{total}) peut aussi être appréhendé à travers la somme des valeurs absolues du travail positif et négatif articulaire : $W_j^{total} = W_j^+ + W_j^-$ (Winter, 1983). A la marche, cette analyse peut être étendue à l'ensemble du membre inférieur en calculant la somme des contributions individuelles de la cheville, du genou et de la hanche (*Équation 7*) (Teixeira-Salmela et al., 2008). Cette agrégation permet non seulement d'estimer l'énergie mécanique totale produite et absorbée par le membre inférieur ($W_{M.inf}^{total}$), mais également de déterminer la contribution relative de chaque articulation (j) au travail mécanique total réalisé par le membre inférieur :

$$Cont_j^{total} = \frac{W_j^{total}}{W_{M.inf}^{total}} \times 100 \tag{7}$$

Ainsi, l'analyse conjointe de la puissance et du travail mécanique articulaires permet de caractériser finement les contributions mécaniques de chaque articulation à la production et à l'absorption d'énergie au cours de la marche (Teixeira-Salmela et al., 2008; Winter, 1983). Cette approche articulaire offre un niveau d'information complémentaire à l'analyse globale fondée sur l'utilisation du pendule inversé et permet d'identifier le rôle spécifique de chaque articulation au cours du cycle de marche (Sloot and van der Krogt, 2018).

Plusieurs études expérimentales ont mis en évidence les variations d'énergie survenant à la cheville, au genou et à la hanche au cours de la marche normale (*Figure 6*). Au contact initial, une première phase d'absorption d'énergie est initiée à la cheville par la contraction excentrique des muscles fléchisseurs dorsaux, qui produisent un court

moment de dorsiflexion visant à contrôler la flexion plantaire de la cheville lors de la pose progressive de l'avant pied au sol (Sloot and van der Krogt, 2018; Winter, 1987). Simultanément, le genou génère un bref pic positif de puissance mécanique (K0) via la contraction concentrique des muscles extenseurs du genou (Cofré et al., 2011). En début de la phase d'appui, la puissance de la hanche augmente progressivement pour atteindre un pic durant la phase de réception de la charge (H1), produit par un moment d'extension qui contrôle l'accélération du tronc orientée vers l'avant (Sloot and van der Krogt, 2018; Winter, 1987). Au même moment, le genou atteint un pic de puissance négative (K1) associé à l'acceptation du poids corporel, généré par la contraction excentrique des extenseurs du genou (Winter, 1983). Au milieu de la phase d'appui, le genou produit un second pic de puissance positive (K2) suite à la contraction concentrique des extenseurs du genou, tandis que la cheville et la hanche absorbent progressivement de l'énergie. Au cours de l'appui terminal, à environ 40% du cycle de marche, un premier pic de puissance négative survient à la cheville (A1), induit par un moment de flexion plantaire croissant qui contrôle la rotation de la jambe autour du pied (Allard et al., 1996; Winter, 1987). À cet instant, la hanche atteint également un pic de puissance négative (H2) résultant de la contraction excentrique des fléchisseurs de hanche, tandis qu'un troisième pic positif (K3) apparaît au genou, produit par la contraction concentrique des extenseurs du genou (Sloot and van der Krogt, 2018).

La phase de propulsion est reconnue comme la phase générant le plus d'énergie durant la marche. Les muscles soléaire et gastrocnémiens jouent un rôle central dans cette production d'énergie (Hof et al., 1983; Zelik and Adamczyk, 2016). En produisant un pic positif de puissance mécanique à la cheville (A2), ces muscles génèrent une force de réaction au sol dirigée vers l'avant qui propulse le centre de masse dans cette même direction (Hsiao et al., 2015). Parallèlement, la contraction excentrique des extenseurs du genou produit le pic de puissance négative le plus important (K4) afin de prévenir l'effondrement du genou sous l'effet de la poussée (Winter, 1983, 1987). Le second pic d'énergie le plus élevé apparaît à la hanche (H3) au moment de la pré-oscillation. Ce pic résulte de la contraction concentrique des fléchisseurs de hanche qui participent à l'élévation et à la propulsion de la jambe (Allard et al., 1996; Sadeghi, 2011; Zelik et al., 2015). Enfin, durant la phase d'oscillation, un dernier pic de puissance négative au niveau

du genou (K5) est produit par la contraction excentrique des fléchisseurs du genou, permettant la décélération de la jambe oscillante en préparation du prochain contact initial (Sloot and van der Krogt, 2018).

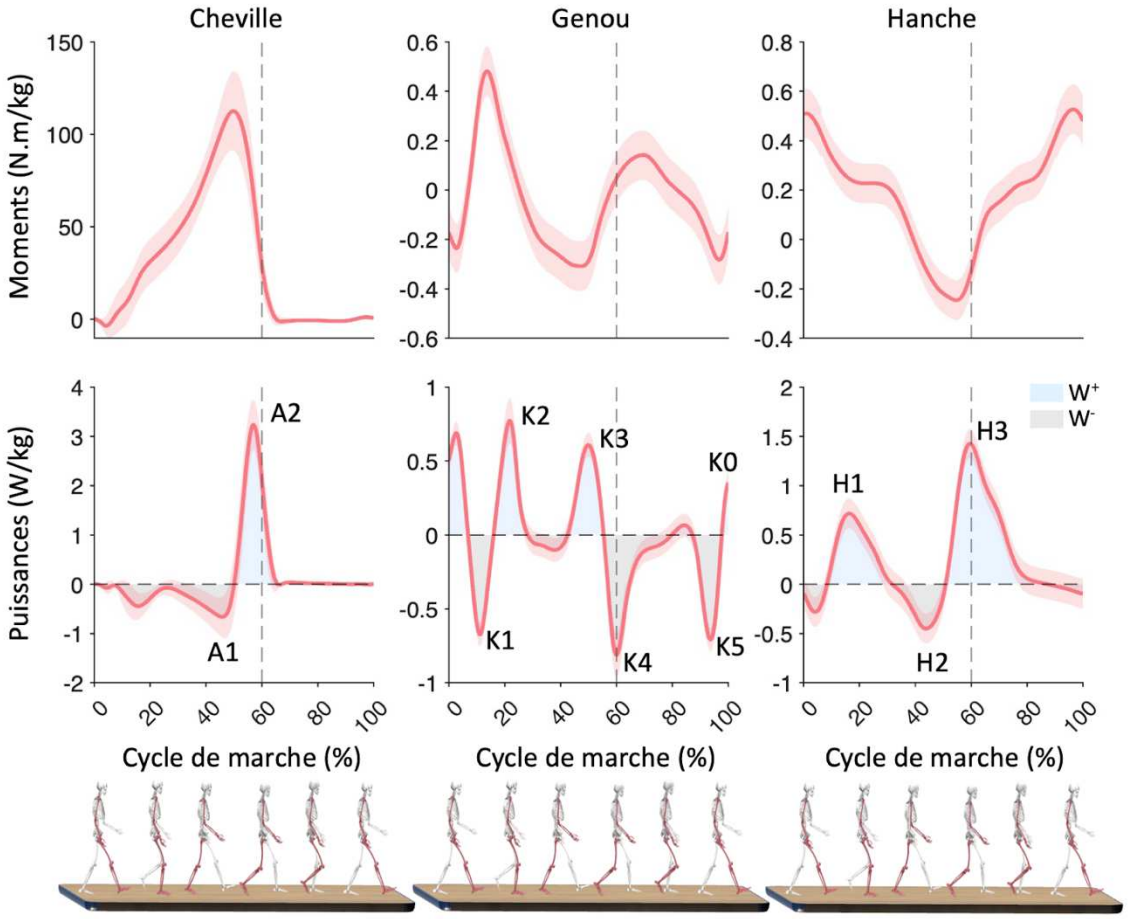


***Figure 6**. Évolution typique des moments, des puissances ainsi que du travail mécaniques articulaires produits à la cheville, au genou et à la hanche dans le plan sagittal, au cours du cycle de marche.*

Les données présentées sont issues du même échantillon que la Figure 4.

Ainsi, l'analyse cinétique de la marche constitue un cadre essentiel pour relier les mouvements observés aux forces, aux moments ainsi qu'aux variations d'énergie qui les sous-tendent. Cette analyse peut être réalisée de manière globale à travers l'étude du déplacement du centre de masse décrite par le modèle du pendule inversé, ou de manière plus détaillée, à partir de l'étude des contributions articulaires. Si l'approche globale permet de caractériser l'efficacité mécanique générale de la locomotion, elle ne permet pas d'identifier les mécanismes articulaires spécifiques qui sous-tendent cette efficacité. Or, l'évaluation des effets d'une intervention ciblant une articulation ou un groupe musculaire particulier nécessite de quantifier les adaptations mécaniques et

énergétiques produites au niveau de cette articulation. Dans cette perspective, l'analyse des moments, des puissances et du travail mécaniques articulaires sera privilégiée dans le cadre de ce travail.

1.5. La propulsion à la marche

1.5.1. Définition de la propulsion

Le principe fondamental de la dynamique (*Équation 3*) appliqué à la phase propulsive de la locomotion implique que l'accélération du centre de masse vers l'avant résulte nécessairement de forces externes exercées sur le système dirigées vers l'avant. Lors de la marche sur sol plat, seule la force de réaction au sol a une composante antéropostérieure. L'effet de cette composante sur les variations de vitesse de déplacement du centre de masse peut être appréhendé à travers la notion d'impulsion. L'impulsion positive de la force de réaction antéropostérieure se définit comme l'intégrale de la partie positive de cette composante de force au cours du temps et équivaut à la variation de quantité de mouvement du centre de masse selon l'axe antéropostérieur (*Équation 8*) :

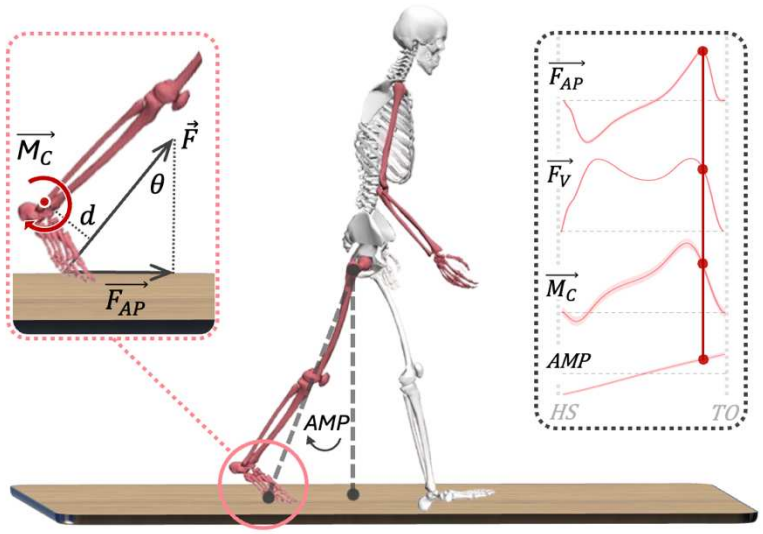
$$I_{AP}^{+} = \int_{t_{onset}}^{t_{TO}} F_{AP}(t)\ dt = m\,\Delta v_{COM,AP}^{+} \tag{8}$$

où I_{AP}^{+} représente l'impulsion positive antéropostérieure (N·s), $F_{AP}(t)$ la force de réaction antéropostérieure appliquée en fonction du temps, m la masse corporelle et la variation de vitesse du centre de masse entre les instants t_{onset} (transition entre $F_{AP}(t) < 0$ et $F_{AP}(t) > 0$) et t_{TO} (décollement des orteils ipsilatéraux).

La phase propulsive de la marche constitue une illustration directe de ce principe. L'interaction pied-sol du membre inférieur placé postérieurement au centre de masse génère une force de réaction au sol dirigée vers l'avant (Perry and Burnfield, 1992; Winter, 1991). L'impulsion positive de cette composante de force induit une variation de la quantité de mouvement (donc de vitesse) du centre de masse vers l'avant (Peterson et al., 2011). Lors de la marche saine, réalisée à vitesse préférentielle, l'impulsion positive de la force de réaction antéropostérieure résulte principalement de la contraction

concentrique des muscles de la face postérieure de la jambe durant les phases d'appui terminal (30 – 50% du cycle de marche) et de pré-oscillation (50 – 60%) (*Figure 1*). De manière plus précise, la propulsion est initiée par l'activation progressive des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville, entraînant le décollement du talon du membre propulseur, et prend fin lorsque les orteils ipsilatéraux quittent la surface d'appui (*Figure 1*) (Neptune et al., 2001).

Les muscles fléchisseurs plantaires contribuent aux composantes verticale et antéropostérieure de la force de réaction au sol durant la phase propulsive de la marche (Anderson and Pandy, 2003; Neptune et al., 2001). En effet, ces muscles participent à la production de force de réaction verticale, assurant le support vertical du corps durant l'appui terminal et la pré-oscillation (illustré par le second pic de la composante verticale de la force de réaction), tout en produisant une force dirigée antérieurement, responsable de la progression du centre de masse vers l'avant (Neptune et al., 2001). La proportion de force orientée vers l'avant dépend conjointement du moment de flexion plantaire généré à la cheville et de l'inclinaison du membre inférieur postérieur lors de la poussée (*Figure 7*). Cette inclinaison est quantifiée par l'angle que forme le membre inférieur postérieur (défini par le vecteur reliant le grand trochanter à la tête du cinquième métatarse) par rapport à l'axe vertical du repère global (Hsiao et al., 2015). À partir de ce modèle, Hsiao et ses collaborateurs (2015) ont montré que la composante antérieure de la force de réaction au sol peut être décrite comme le produit du moment de flexion plantaire, rapporté au bras de levier, par le sinus de l'angle du membre postérieur. Ce modèle révèle également que, lors de la modulation de la vitesse de marche, l'augmentation de l'angle du membre postérieur contribue environ deux fois plus à l'augmentation de la force propulsive que l'augmentation du moment de flexion plantaire (Hsiao et al., 2015). Ainsi, la propulsion dépend conjointement du moment de flexion plantaire développé à la cheville et de l'orientation du membre inférieur postérieur. L'angle du membre postérieur joue un rôle facilitateur en conditionnant la conversion du moment de flexion plantaire en force de réaction au sol dirigée vers l'avant (Awad et al., 2020; Hsiao et al., 2015).



<u>Figure 7</u>. Schéma adapté de Hsiao et al., (2015) et Awad et al., (2020), illustrant la relation entre le moment de flexion plantaire à la cheville (Mc), l'angle du membre postérieur (AMP) et les composantes antéropostérieure (FAP) et verticale (FV) de force de réaction au sol.

La partie à gauche du schéma représente le modèle géométrique reliant le moment produit à la cheville à la force de réaction au sol. La partie centrale illustre la posture du membre inférieur postérieur au moment de la propulsion et la définition de l'AMP. La partie à droite présente l'évolution temporelle des forces de réaction antéropostérieure et verticale (N), le moment de flexion plantaire à la cheville (N.m/kg) et l'angle du membre postérieur (°) entre le contact initial (HS) et le décollement des orteils (TO).

Au-delà de ces définitions mécaniques et spatio-temporelles, la propulsion constitue un élément central de l'efficacité énergétique de la marche. En assurant une accélération efficace du centre de masse en fin d'appui, cette phase du cycle de marche participe également à une transition énergétique optimale entre deux appuis successifs. Des travaux expérimentaux et de modélisation ont montré que le travail mécanique positif généré à la cheville au moment de la poussée permet de réduire le travail mécanique négatif développé par le membre inférieur controlatéral au contact initial suivant (Donelan et al., 2002; Kuo, 2002). Ce mécanisme ne repose pas sur une compensation totale des pertes énergétiques induites par la collision du talon avec le sol, mais sur une redistribution temporelle du travail mécanique, conduisant à une diminution du travail total requis à la redirection du centre de masse lors de la transition pas à pas (Donelan et al., 2002; Kuo, 2002).

La propulsion exerce également une influence sur le maintien de l'équilibre lors du déplacement. En situation dynamique, la stabilité est généralement définie comme la

capacité du système locomoteur à maintenir ou rétablir un état d'équilibre pendant le mouvement, en tenant compte à la fois de la position et de la vitesse du centre de masse par rapport à une base de sustentation mobile (Herr and Popovic, 2008; Pai and Patton, 1997). La stabilité est assurée tant que l'état mécanique du centre de masse, défini par sa position et sa vitesse, demeure compatible avec les limites de la base de support ou peut y être ramené par une action motrice appropriée (Hof et al., 2005). Dans ce cadre, la production et la modulation des forces de réaction au sol participent au contrôle de l'état mécanique du centre de masse et, par conséquent, à la gestion de la stabilité dynamique au cours du déplacement (Herr and Popovic, 2008). Des études expérimentales menées auprès de jeunes adultes en bonne santé ont montré que la production de forces propulsives est étroitement liée aux exigences de maintien ou de récupération de la stabilité. Browne et Franz (2017) montrent qu'à vitesse comparable, une réduction de l'impulsion propulsive, induite expérimentalement par une diminution de la poussée à la cheville, entraîne une diminution de la marge de stabilité antéropostérieure (Browne and Franz, 2017). De manière complémentaire, Karabin et al. (2024) observent que lors de perturbations médio-latérales appliquées au bassin pendant la marche, les participants modifient spontanément la production de moment et de puissance articulaires à la cheville (Karabin et al., 2024). Ces ajustements s'accompagnent d'une augmentation de la composante antéropostérieure de la force de réaction au sol lors des pas de récupération. Ces résultats suggèrent que la production de forces propulsives à la cheville contribue activement à la récupération de l'équilibre dynamique en modifiant l'état mécanique du centre de masse pour le ramener dans les limites de stabilité.

La propulsion apparaît ainsi comme une phase centrale du cycle de marche dont les implications s'étendent au-delà de la seule progression du centre de masse vers l'avant. Cette phase participe également à l'efficacité énergétique de la marche en optimisant la transition entre deux appuis successifs, et contribue à la récupération et au maintien de l'équilibre dynamique lors du déplacement. Ces rôles fonctionnels soulignent l'intérêt de quantifier précisément les paramètres cinétiques et spatio-temporels sous-jacents à cette propulsion afin d'évaluer l'efficacité de la fonction

propulsive et d'identifier d'éventuelles altérations susceptibles d'affecter la progression vers l'avant, l'efficacité énergétique ou le contrôle de l'équilibre dynamique.

1.5.2. Paramètres de propulsion

Lors de la marche normale, l'efficacité globale de la fonction propulsive peut être appréhendée à partir de l'impulsion positive de la force de réaction antéropostérieure (*Équation 8* et *Figure 8*). Ce paramètre, obtenu par l'intégration de la force de réaction antéropostérieure, depuis la transition entre le freinage et la poussée (~30 % du cycle) jusqu'au décollement complet des orteils ipsilatéraux (~60 %), quantifie la variation de quantité de mouvement du centre de masse au cours de la phase propulsive. En complément, le pic de force antéropostérieure renseigne sur la capacité maximale à accélérer le centre de masse vers l'avant. Toutefois, ce paramètre ne reflète ni la durée ni la quantité totale de force produite au cours de la propulsion, contrairement à l'impulsion qui intègre ces deux dimensions (Deffeyes and Peters, 2021). Le pic et l'impulsion positive de la force antéropostérieure sont positivement corrélés à la vitesse de marche (Browne and Franz, 2017; Fukuchi et al., 2019). L'augmentation de ces paramètres s'accompagne d'un accroissement de la longueur de pas, traduisant un déplacement antérieur plus important du centre de masse (Hsiao et al., 2015). Ces observations soulignent l'importance de considérer conjointement les paramètres cinétiques et spatio-temporels pour appréhender les mécanismes sous-jacents à la propulsion. Toutefois, cette approche globale ne permet pas d'identifier les contributions articulaires spécifiques à l'origine de la force propulsive.

D'un point de vue articulaire, la cheville constitue la principale source de production d'énergie mécanique lors de la marche (Farris and Sawicki, 2012; Neptune et al., 2001). La fonction propulsive de la cheville, correspond à la génération de puissance et de travail mécaniques positifs à cette articulation durant les phases d'appui terminal et de pré-oscillation. Chez l'adulte sain, cette stratégie de propulsion par la cheville est adoptée de manière préférentielle et est reconnue comme étant énergétiquement plus efficiente qu'une stratégie impliquant les articulations proximales, telles que le genou et la hanche (DeVita and Hortobagyi, 2000; Donelan et al., 2002; Kuo, 2002). Dans ce contexte, l'analyse des puissances et du travail mécaniques produits à la cheville

apparaît nécessaire pour quantifier l'efficacité de la fonction de propulsion à cette articulation. L'analyse du pic de puissance positive à la cheville (pic A2) renseigne sur l'intensité maximale de l'énergie instantanée produite lors de la poussée. Tandis que le travail mécanique positif à la cheville quantifie la quantité d'énergie positive cumulée à la cheville durant la propulsion (Zelik and Adamczyk, 2016). L'investigation complémentaire du moment et de la vitesse angulaire à la cheville permet de déterminer si le pic de puissance résulte davantage de la force développée par les fléchisseurs plantaires et/ou de la vitesse d'exécution du mouvement articulaire. L'analyse conjointe du moment et de l'amplitude angulaire à la cheville permet quant à elle d'identifier si le travail produit provient également de la force musculaire et/ou de l'excursion articulaire réalisée lors de la poussée.

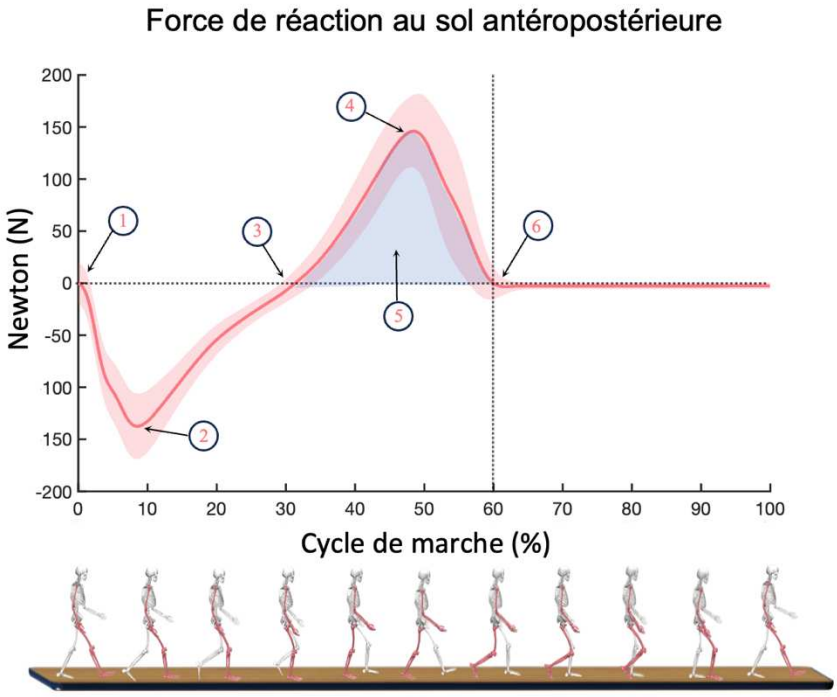


***Figure 8.* Évolution de la composante antéropostérieure de la force de réaction au sol au cours du cycle de marche.**

Les données présentées proviennent du même échantillon que les courbes précédentes. Les numéros allant de 1 à 6 correspondent aux évènements suivants : 1) contact initial ; 2) pic de freinage ; 3) transition entre les phases de freinage et de propulsion ; 4) pic de propulsion ; 5) impulsion positive ; 6) décollement des orteils.

Lorsque la fonction propulsive de la cheville est altérée, notamment avec l'avancée en âge ou en présence de troubles neuromusculaires, la cinétique de la

marche est modifiée. Cette altération se traduit par une diminution de la puissance et du travail mécaniques positifs produits lors de la poussée, et est associée à une réduction de la longueur de pas ainsi que de la vitesse de marche (DeVita and Hortobagyi, 2000; Jonkers et al., 2009; Judge et al., 1996). Face à ce déficit propulsif distal, le système locomoteur met en œuvre des stratégies adaptatives visant à maintenir la progression du centre de masse vers l'avant. Parmi ces adaptations, une redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire est fréquemment observée, avec une sollicitation accrue des articulations proximales, principalement la hanche et, dans une moindre mesure, le genou (DeVita and Hortobagyi, 2000; Judge et al., 1996). Cette redistribution se manifeste par une production accrue de puissance et de travail mécaniques positifs à la hanche lors de la phase propulsive (pic H3), pour compenser le déficit survenant à la cheville (pic A2) (Cofré et al., 2011; Waterval et al., 2017). L'ampleur de cette redistribution varie selon la vitesse de marche. Cofré et al. (2011) ont montré qu'à vitesses comparables, les personnes âgées présentent systématiquement un travail mécanique positif réduit à la cheville et augmenté à la hanche par rapport aux jeunes adultes. Pour des vitesses comprises entre 1,0 et 1,6 m/s, la personne âgée présente une baisse progressive du travail mécanique positif à la cheville (de 10 à 22 %) compensée par une hausse du travail positif à la hanche (de 12 à 14 %). La réduction du travail positif à la cheville s'accentue donc avec l'élévation de la vitesse de marche. Toutefois, ces données suggèrent que l'augmentation du travail positif à la hanche ne semble pas compenser pleinement la diminution observée à la cheville à des vitesses de marche élevées, ce qui pourrait refléter une capacité limitée des stratégies proximales à maintenir une propulsion efficace lorsque les exigences mécaniques augmentent.

Bien que cette redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire permette de maintenir la progression du centre de masse vers l'avant, elle s'accompagne d'une élévation du coût métabolique et d'une modification du contrôle de la stabilité en marche par rapport aux individus jeunes et sains (Delabastita et al., 2021; Wade et al., 2024). Delabastita et al. (2021) ont montré qu'à vitesse contrôlée, les personnes âgées marchant à 0,83 m/s présentent une diminution de la puissance mécanique positive à la cheville d'environ 22 % et une augmentation de la puissance positive à la hanche comprise entre 20 et 25 %. Cette redistribution des puissances mécaniques articulaires

était associée à un coût métabolique supérieur d'environ 16 % par rapport aux jeunes adultes. À une vitesse de marche plus élevée (1,39 m/s), des différences similaires sont observées, avec une réduction de puissance positive d'environ 30 % à la cheville, une augmentation de 24 à 32 % à la hanche et un coût métabolique supérieur d'environ 12 % chez les personnes âgées. Une analyse de régression multiple réalisée par Delabastita et al. (2021) indique que l'élévation du coût métabolique est principalement associée à l'augmentation de la puissance mécanique positive développée à la hanche, indépendamment des variations observées à la cheville. Ces résultats suggèrent que la redistribution des puissances vers les articulations proximales constitue un marqueur mécanique de la dégradation de l'économie de marche avec l'âge, sans pour autant établir de relation causale directe entre ces deux phénomènes. Au-delà de son impact sur le coût métabolique de la marche, la redistribution disto-proximale des puissances et du travail mécaniques articulaires est également associée à des modifications du contrôle de la stabilité (Wade et al., 2024). En comparant des jeunes adultes et des personnes âgées stratifiées selon leurs capacités fonctionnelles (groupe à bon niveau de capacités (SPPB > 10) vs. groupe à faible niveau de capacités (SPPB ≤ 10)), Wade et al. (2024) ont mis en évidence une augmentation de la contribution propulsive de la hanche avec l'âge et le déclin fonctionnel. Cette redistribution est associée à une augmentation de la marge de stabilité médio-latérale (η^2 = 0,35–0,42), suggérant une stratégie motrice plus conservatrice visant à renforcer le contrôle de l'équilibre dans le plan frontal.

Dans ce contexte, la quantification des puissances et du travail mécaniques articulaires, en particulier à la cheville et à la hanche, permet de caractériser l'efficacité de la propulsion distale et d'objectiver les stratégies compensatoires mises en œuvre. L'analyse des contributions relatives de chaque articulation au travail mécanique total du membre inférieur constitue un indicateur pertinent pour quantifier l'ampleur de la redistribution disto-proximale et comparer l'organisation mécanique de la marche entre conditions normales et altérées.

1.5.3. Contributions musculaires à la marche

Les muscles fléchisseurs plantaires sont principalement constitués du soléaire et des gastrocnémiens médial et latéral (auxquels s'ajoute le plantaire) (Figure 9).

Ensemble, ils forment le triceps sural et s'insèrent sur le calcanéum via le tendon calcanéen. D'un point de vue architectural, le soléaire est un muscle mono-articulaire bipenné, majoritairement composé de fibres lentes de type I (~70-80 %) (Gollnick et al., 1972; Johnson et al., 1973), tandis que les gastrocnémiens sont des muscles bi-articulaires unipennés présentant une typologie de fibres mixte avec une proportion équivalente de fibres lentes de type I et rapides de type II (~50 % chacune) (Johnson et al., 1973). Ces différences architecturales et typologiques se traduisent par des contributions fonctionnelles distinctes durant la marche. Les études s'accordent sur le fait que le soléaire et les gastrocnémiens contribuent tous deux au soutien vertical du corps durant la phase d'appui (Anderson and Pandy, 2003; Neptune et al., 2001). En revanche, leurs rôles respectifs dans la propulsion vers l'avant font l'objet de divergences selon l'approche méthodologique employée. Les simulations musculosquelettiques suggèrent que le soléaire joue un rôle prépondérant dans la propulsion du tronc vers l'avant. En milieu d'appui, alors qu'il agit de manière quasi-isométrique, le soléaire redistribue l'énergie mécanique de la jambe vers le tronc, accélérant ce segment vers l'avant tout en décélérant simultanément le membre inférieur ipsilatéral (Neptune et al., 2001; Zajac et al., 2002). Les gastrocnémiens, intervenant de manière plus marquée en fin de phase propulsive notamment lors de la pré-oscillation, délivrent quant à eux la quasi-totalité de leur énergie mécanique au membre inférieur ipsilatéral, contribuant ainsi à l'accélération de la jambe et à l'initiation de la phase oscillante (Neptune et al., 2001). Les études expérimentales fondées sur des protocoles de perturbation aboutissent toutefois à des conclusions contrastées selon la nature de la perturbation appliquée (Gottschall and Kram, 2003; McGowan et al., 2009). En imposant une force antéropostérieure constante au niveau de la taille afin de réduire ou d'augmenter artificiellement la demande de propulsion, Gottschall & Kram (2003) ont observé que l'activité électromyographique du gastrocnémien médial diminuait significativement lorsque le dispositif expérimental facilitait la progression vers l'avant, tandis que l'activité du soléaire demeurait inchangée. Ces auteurs ont conclu que les gastrocnémiens jouent un rôle plus important dans la génération de la propulsion. Toutefois, McGowan et al. (2009) ont remis en question cette interprétation en soulignant que l'application d'une force horizontale à la taille génère un moment additionnel à la cheville qui contraint le soléaire à maintenir son activité pour préserver l'équilibre

postural. En dissociant expérimentalement les effets du poids corporel (support vertical) et de la masse corporelle (accélération du centre de masse) à l'aide de systèmes de harnais et de charges additionnelles, McGowan et al. (2009) ont montré que l'activité du soléaire varie davantage avec les manipulations de masse qu'avec les manipulations de poids. Ces résultats suggèrent que le soléaire, au-delà de sa fonction de support vertical, contribue davantage à la progression du centre de masse vers l'avant que les gastrocnémiens. Cette distinction fonctionnelle découle également de leur configuration articulaire. Les gastrocnémiens ont la capacité d'exercer une action sur les deux articulations qu'ils croisent, générant un moment de flexion plantaire à la cheville et un moment de flexion au genou, tandis que le soléaire n'exerce son action qu'à la cheville (Zajac and Gordon, 1989). Malgré les divergences entre les études expérimentales et de modélisation quant à leurs contributions respectives à la propulsion, il est communément admis que ces muscles jouent un rôle prédominant dans la propulsion du corps vers l'avant durant la marche normale. Ces divergences soulignent la nécessité d'analyser conjointement les contributions du soléaire et des gastrocnémiens à la propulsion lors de la marche.

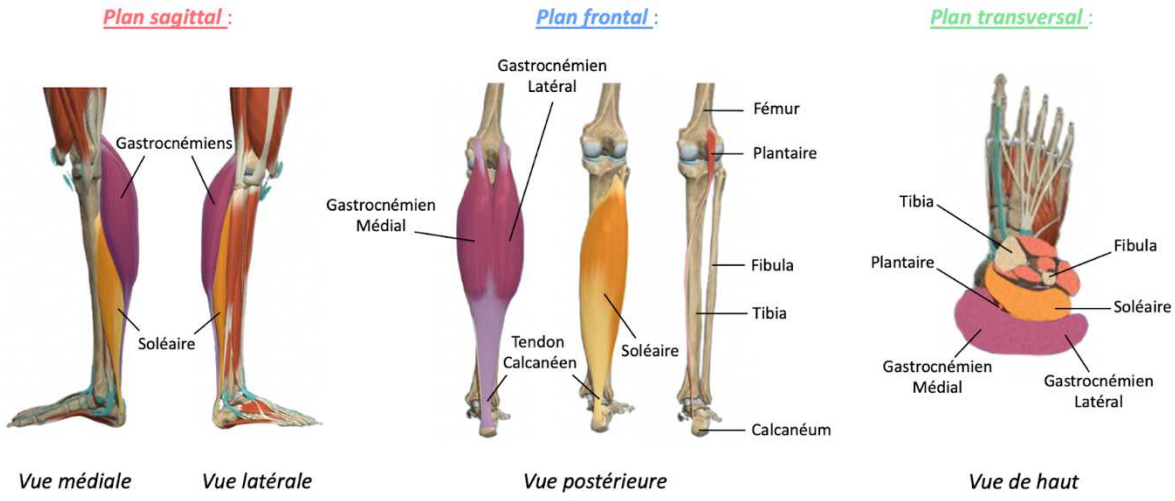


Figure 9. ***Représentation des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville (soléaire, gastrocnémiens et plantaire) selon les plans anatomiques.***

Bien que l'activation des muscles fléchisseurs plantaires (mesurée par électromyographie) débute précocement en milieu d'appui (10-30 % du cycle de marche), suite à l'étirement passif du complexe muscle-tendon sous l'action du pivot de la jambe autour de la cheville, la majorité de leur activité se produit durant les phases

d'appui terminal et de pré-oscillation (Francis et al., 2013; Perry and Burnfield, 1992). Durant cette période (45-65 % du cycle), les fléchisseurs plantaires produisent un pic de puissance mécanique positif à la cheville, représentant plus de 80 % du travail mécanique positif effectué sur le centre de masse durant la poussée (Zelik and Adamczyk, 2016). Cette puissance, en partie issue de la restitution d'énergie élastique stockée dans le tendon calcanéen durant la phase d'appui unipodal (Fukunaga et al., 2002; Lichtwark and Wilson, 2005), fournit l'énergie mécanique nécessaire à la fois à l'accélération du centre de masse vers l'avant et à l'initiation de la phase oscillante du membre ipsilatéral (Neptune et al., 2001; Zelik and Adamczyk, 2016).

Comme décrit dans la section 1.5.2, une diminution de la propulsion distale s'accompagne fréquemment d'une sollicitation accrue des articulations proximales. Sur le plan neuromusculaire, cette réorganisation se traduit par une sollicitation accrue des fléchisseurs de hanche (notamment l'ilio-psoas et le droit fémoral) durant l'appui terminal et la pré-oscillation pour initier la phase oscillante, fonction normalement assurée par les gastrocnémiens (Judge et al., 1996; Nadeau et al., 1999). Toutefois, cette stratégie de traction par la hanche s'accompagne d'une augmentation des oscillations du tronc ainsi que d'une élévation de l'amplitude du moment cinétique du corps entier dans le plan sagittal (Begue et al., 2021; Swinnen et al., 2013). En conséquence, une activation accrue des extenseurs de hanche (grand fessier, ischio-jambiers) est souvent observée, vraisemblablement pour contrôler ces oscillations et contribuer au maintien de l'équilibre pendant la marche (Schmitz et al., 2009). D'un point de vue énergétique, plusieurs auteurs suggèrent que cette redistribution proximale pourrait contribuer à l'augmentation du coût métabolique de la marche observée avec l'avancée en âge. En effet, les muscles de la hanche présentent une architecture caractérisée par des fascicules musculaires plus longs et des tendons plus courts. Ces caractéristiques sont théoriquement moins favorables au stockage et à la restitution d'énergie élastique comparativement aux muscles distaux comme le triceps sural (Sawicki et al., 2009). Ce mécanisme pourrait expliquer, du moins en partie, pourquoi les personnes âgées consomment 20 - 30 % plus d'énergie métabolique que les jeunes adultes marchant à des vitesses comparables (Mian et al., 2006; Ortega and Farley, 2007).

L’ensemble de ces éléments soulignent le rôle central de la cheville et des muscles fléchisseurs plantaires dans la propulsion de la marche, tant du point de vue mécanique qu’énergétique. Chez le jeune adulte en bonne santé, la production de puissance et de travail mécaniques positifs à la cheville constitue le principal moteur de la progression du centre de masse vers l’avant, tout en favorisant une transition efficace entre les phases d’appui et d’oscillation. Lorsque cette fonction propulsive est altérée, les stratégies compensatoires mises en œuvre, fondées sur une redistribution disto-proximale du travail mécanique et une sollicitation accrue des articulations et des muscles proximaux, permettent de maintenir partiellement la progression vers l’avant. Néanmoins, celles-ci s’accompagnent d’une dégradation de la stabilité et d’une augmentation du coût métabolique de la marche. Ces constats soulignent l’intérêt de développer des stratégies visant à restaurer ou à renforcer spécifiquement la fonction propulsive de la cheville, en agissant conjointement sur les muscles fléchisseurs plantaires, en particulier le soléaire et les gastrocnémiens, afin d’améliorer l’efficacité mécanique, énergétique et fonctionnelle de la locomotion.

2. La stimulation électrique fonctionnelle

2.1. Stimulation électrique neuromusculaire

La stimulation électrique fonctionnelle est une méthode de neuromodulation qui consiste à appliquer un courant électrique de faible intensité sur un tissu neuromusculaire, à l'aide d'électrodes de surface ou implantées à proximité des nerfs moteurs, afin de générer ou de renforcer une contraction musculaire impliquée dans un mouvement fonctionnel (Peckham and Knutson, 2005; Rushton, 1997). Depuis les travaux pionniers de Liberson et al. (1961), de nombreuses applications visent à assister ou restaurer des fonctions essentielles à la marche. Chez des patients atteints d'hémiparésie post-AVC, de sclérose en plaques ou de paralysie cérébrale, la stimulation du nerf fibulaire commun ou du muscle tibial antérieur durant la phase oscillante a permis de corriger le syndrome du pied tombant en augmentant la flexion dorsale de la cheville (Liberson et al., 1961; Sheffler and Chae, 2007). Cette amélioration de la cinématique articulaire s'accompagne d'une augmentation de la vitesse de marche et d'une réduction du risque de chute (Gervasoni et al., 2017; Kottink et al., 2004). Par

ailleurs, l'application de la stimulation électrique fonctionnelle aux muscles fléchisseurs plantaires durant l'appui terminal et la pré-oscillation, auprès d'une population atteint d'hémiparésie post-AVC a également montré une augmentation de la force de réaction antéropostérieure et de l'impulsion propulsive du membre parétique, contribuant ainsi à l'amélioration de la symétrie de marche et de la propulsion (Kesar et al., 2009). Ces résultats suggèrent que la stimulation électrique fonctionnelle constitue une approche prometteuse pour améliorer la fonction propulsive de la cheville en ciblant les muscles fléchisseurs plantaires au moment de la levée du talon jusqu'au décollement des orteils.

Bien qu'historiquement développée pour des populations présentant des déficits d'activation volontaire, l'application de la stimulation électrique fonctionnelle s'étend désormais à des contextes où la commande motrice volontaire est préservée. Cette approche permet d'approfondir la compréhension des contributions musculaires à la marche et de développer, auprès d'une population saine, des solutions d'entraînement ou d'assistance destinées à améliorer la performance locomotrice. Chez les individus sains, l'application de la stimulation électrique fonctionnelle implique la surimposition d'un courant électrique à la commande motrice volontaire. Afin de comprendre les mécanismes sous-jacents à cette approche, il convient, dans un premier temps, de rappeler les principes neurophysiologiques impliqués dans la contraction musculaire et la production de force, qui sont abordés dans la section 2.1.1. Ces éléments constituent également un prérequis à la compréhension des mécanismes neurophysiologiques associés à la stimulation surimposée, présentés dans la sous-section 2.1.2. Enfin, la sous-section 2.1.3 est dédiée à la présentation des paramètres de stimulation qui régissent l'application de la stimulation électrique fonctionnelle et conditionnent son efficacité.

2.1.1. Contraction musculaire volontaire

Dans le cadre du contrôle moteur volontaire, les commandes élaborées au sein du cortex moteur cheminent par les voies descendantes, notamment via le tractus corticospinal jusqu'aux motoneurones alpha situés dans la corne antérieure de la moelle épinière. Ces motoneurones constituent la voie finale commune de la commande motrice et assurent la transmission des signaux nerveux vers les fibres musculaires

squelettiques (Sherrington, 1907). Chaque motoneurone alpha, associé à l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve, forme une unité motrice (Liddell and Sherrington, 1925). Considérée comme l'unité fonctionnelle du système neuromusculaire, les unités motrices se distinguent par les propriétés contractiles et métaboliques de leurs fibres (voir section 1.5.3), mais également par leur ratio d'innervation. Ce ratio, qui correspond au nombre de fibres musculaires innervées par un même motoneurone, conditionne l'amplitude des variations de force générées lors du recrutement des unités motrices et participe à la gradation de la force développée par le muscle.

Au niveau de la fibre musculaire individuelle, la contraction résulte d'une cascade d'événements initiée par l'arrivée d'un potentiel d'action nerveux. Lorsqu'un potentiel d'action atteint la terminaison axonale d'un motoneurone alpha, la libération d'acétylcholine dans la fente synaptique de la jonction neuromusculaire déclenche un potentiel d'action musculaire. La propagation de ce potentiel d'action musculaire le long du sarcolemme et des tubules transverses entraîne la libération de Ca^{2+} depuis le réticulum sarcoplasmique vers le sarcoplasme. La fixation du calcium sur la troponine C provoque un déplacement de la tropomyosine qui libère les sites de liaison sur les filaments d'actine. Cette levée d'inhibition permet la formation des ponts entre les filaments d'actine et les têtes de myosine, produisant le raccourcissement du sarcomère et la génération de tension mécanique (Huxley, 1974; Huxley and Simmons, 1971). Ces mécanismes rendent compte du couplage excitation-contraction au niveau d'une fibre musculaire individuelle (*Figure 10*).

La force développée par le muscle dans son ensemble dépend toutefois de l'organisation de la commande neurale, qui détermine le nombre d'unités motrices simultanément actives ainsi que leur fréquence de décharge. Le recrutement spatial des unités motrices s'effectue selon le principe de taille (Henneman et al., 1965), selon lequel les motoneurones de petits diamètres (seuil d'excitabilité bas) sont recrutés en premier, mobilisant les fibres de type I résistantes à la fatigue, avant que les motoneurones de plus grand diamètre ne sollicitent progressivement les fibres de type II, capables de générer des tensions plus importantes. Le recrutement temporel repose quant à lui sur l'augmentation de la fréquence de décharge des unités motrices déjà actives (Adrian and Bronk, 1929). Un potentiel d'action isolé induit une secousse

musculaire unique, tandis qu'une succession de potentiels d'action à haute fréquence entraîne une sommation des réponses mécaniques pouvant conduire à une contraction tétanique soutenue (*Figure 11*) (Rack and Westbury, 1969).

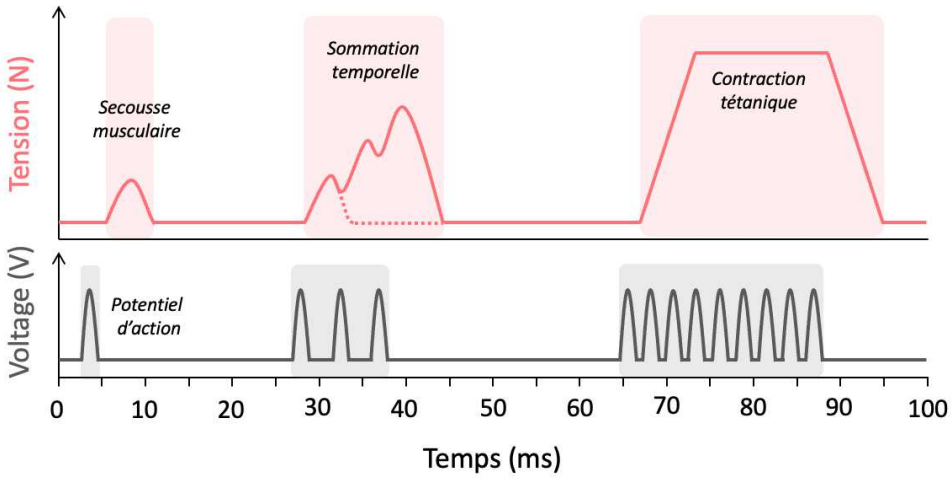


Figure 11. **Illustration de la relation entre la fréquence de décharge des potentiels d'actions et la réponse mécanique musculaire.**

Un potentiel d'action isolé induit une secousse musculaire. Lorsque plusieurs potentiels d'action surviennent avant la relaxation complète de la secousse précédente, une sommation temporelle des réponses mécaniques est observée. À haute fréquence de décharge, l'absence de relaxation intermédiaire conduit à une contraction tétanique soutenue, caractérisée par un plateau de tension maximale.

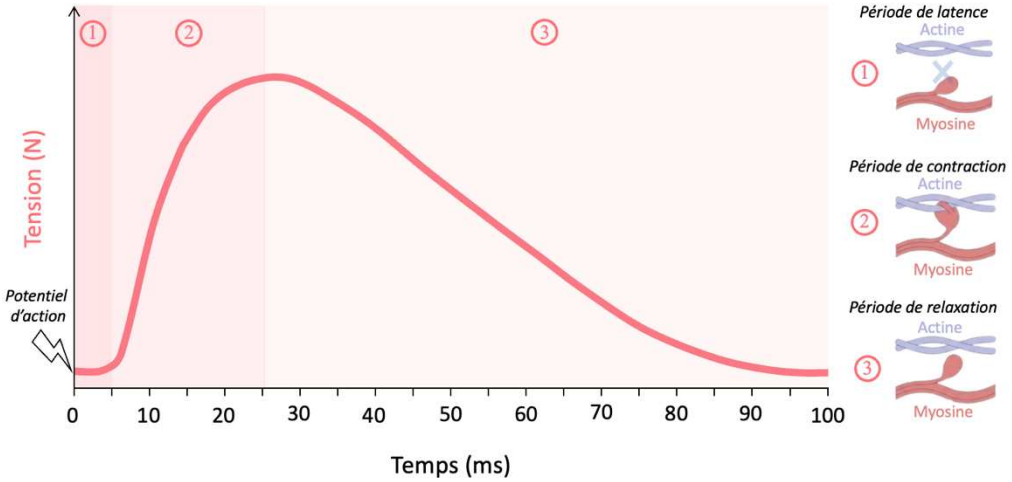


Figure 10. **Illustration d'une contraction musculaire en réponse à un potentiel d'action.**

Les indices correspondent aux évènements suivants : 1) phase de latence, correspondant au délai entre le potentiel d'action et le début du développement de la tension ; 2) phase de contraction, caractérisée par l'augmentation de la tension liée à la formation des ponts actine–myosine ; 3) phase de relaxation, associée à la recapture du calcium par le réticulum sarcoplasmique et à la diminution progressive de la tension.

Lors de contractions isométriques volontaires, les unités motrices recrutées précocement tendent à décharger à des fréquences plus élevées que celles recrutées tardivement. Ce principe d'*onion skin* introduit par Deluca et Erim (1994) permettrait d'optimiser la gradation de la force aux faibles niveaux d'intensité tout en préservant les unités motrices de seuil élevé comme réserve mobilisable lorsque la demande augmente (De Luca and Contessa, 2015; Deluca and Erim, 1994). Ainsi, la contraction musculaire volontaire repose sur un recrutement hiérarchisé des unités motrices et une modulation de leur fréquence de décharge, permettant au système nerveux central d'ajuster finement la force produite aux contraintes de la tâche motrice. Toutefois, ce mode de recrutement physiologique contraste avec celui induit par la stimulation électrique neuromusculaire, qui repose sur des mécanismes d'activation distincts.

2.1.2. Stimulation surimposée

La surimposition est une technique qui consiste à appliquer un courant électrique sur un tissu neuromusculaire pendant une contraction musculaire volontaire (Paillard et al., 2005). Son intérêt repose sur la complémentarité entre le recrutement physiologique des unités motrices par la commande volontaire et le recrutement électriquement induit par la stimulation. Lors de la contraction volontaire, le recrutement obéit au principe de taille (Henneman et al., 1965) et les fréquences de décharge des unités motrices sont modulées de manière asynchrone selon une organisation hiérarchisée (Deluca and Erim, 1994). La stimulation électrique neuromusculaire transcutanée active en revanche les unités motrices en fonction de la proximité de leurs axones par rapport aux électrodes, indépendamment de leurs propriétés contractiles et métaboliques (Bickel et al., 2011; Gregory and Bickel, 2005). Ce constat a conduit à abandonner l'hypothèse initiale d'un recrutement inversé par rapport au principe de taille (Hainaut and Duchateau, 1992) au profit d'un recrutement qualifié de non sélectif, à travers lequel des fibres de type II peuvent être sollicitées, même à de faibles niveaux de force évoquée (Maffiuletti, 2010; Vanderthommen and Duchateau, 2007).

La stimulation électrique neuromusculaire induit un recrutement des unités motrices spatialement invariant et temporellement synchrone, se traduisant par l’activation répétée des mêmes unités motrices et par leur décharge simultanée à

chaque impulsion électrique (Bickel et al., 2011). Ce mode d'activation contraste avec l'organisation temporelle de la contraction volontaire, caractérisée par un recrutement asynchrone et une alternance des unités motrices actives, mécanisme contribuant à répartir la charge contractile entre différentes unités et à retarder l'apparition de la fatigue musculaire (De Luca and Contessa, 2015). Cette absence d'alternance des unités motrices et la synchronisation artificielle de leurs décharges expliquerait la fatigabilité musculaire accrue observée lors de contractions électriquement évoquées par rapport à des contractions volontaires produisant un niveau de force comparable (Bickel et al., 2011; Gregory and Bickel, 2005). Lors de contractions sous-maximales, la surimposition permettrait le recrutement d'unités motrices supplémentaires, non mobilisables par la commande volontaire seule (Maffiuletti, 2010; Paillard et al., 2005). Toutefois, ce bénéfice dépend du niveau de contraction volontaire. Le modèle phénoménologique proposé par Perumal et al. (2010) prédit que le gain de force additionnel apporté par la stimulation diminue à mesure que le niveau de contraction volontaire se rapproche de la force maximale, en raison du chevauchement entre les unités motrices recrutées volontairement et celles activées par la stimulation. Ainsi, lors de contractions maximales où la quasi-totalité du pool d'unités motrices est déjà recrutée par la commande centrale, le bénéfice induit par la surimposition serait restreint, sauf en cas de déficit d'activation volontaire comme observé dans certaines pathologies ou avec l'avancée en âge (Paillard et al., 2005; Perumal et al., 2010).

Ainsi, la stimulation électrique neuromusculaire se distingue de la contraction volontaire par un recrutement non sélectif, spatialement invariant et temporellement synchrone des unités motrices. Au cours de la phase propulsive de la marche, les muscles fléchisseurs plantaires développent des contractions sous-maximales. Ces conditions pourraient donc être favorables à un recrutement complémentaire d'unités motrices par la stimulation électrique surimposée. Cependant, l'ampleur de ces effets dépend étroitement des paramètres de stimulation appliqués, dont le choix résulte d'un compromis entre optimisation de la force produite, limitation de la fatigue musculaire engendrée et préservation du confort du sujet (Maffiuletti, 2010; Maffiuletti et al., 2018).

2.1.3. Paramètres de stimulation

L'efficacité d'une stimulation électrique neuromusculaire, qu'elle soit appliquée de manière passive ou surimposée à une contraction volontaire, dépend étroitement des paramètres de stimulation utilisés. Les paramètres comprennent principalement la forme du courant, la fréquence, la largeur d'impulsion et l'intensité *(Figure 12)*, auxquels s'ajoutent des éléments techniques et matériels tels que la taille et le positionnement des électrodes, le mode de déclenchement de la stimulation et la durée d'application. L'ensemble de ces paramètres conditionne le recrutement des unités motrices, la force produite, la fatigabilité musculaire ainsi que le confort perçu par le sujet.

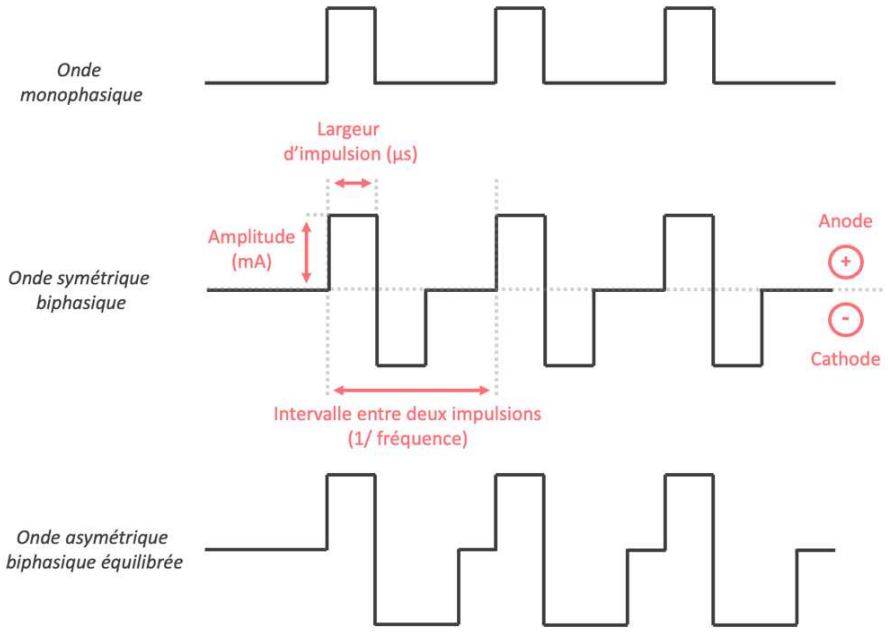


Figure 12. **Représentation des principales formes d'onde utilisées en stimulation électrique neuromusculaire (monophasique, biphasique symétrique et biphasique asymétrique équilibrée), ainsi que des principaux paramètres de stimulation (amplitude, largeur d'impulsion et fréquence).**

La forme d'onde caractérise la manière dont le courant électrique est délivré aux tissus neuromusculaires au cours du temps. Les courants monophasiques à polarité unique (*Figure 12 ; haut*) présentent un risque d'accumulation de charges électriques susceptible d'induire des altérations tissulaires lors de stimulations prolongées (Piallat et al., 2009; Scheiner et al., 1990). En opposition, les courants biphasiques alternent la direction du flux électrique entre l'anode et la cathode, assurant une charge nette nulle

et limitant ainsi les phénomènes de polarisation électrochimique pouvant causer des lésions tissulaires (Marquez-Chin and Popovic, 2020). Un courant biphasique est qualifié de symétrique lorsque les deux phases de polarité opposée présentent une amplitude et une durée identiques. Cette configuration induit une activation musculaire sous chacune des électrodes et est associée à un meilleur confort lors de la stimulation de grands groupes musculaires (Bowman and Baker, 1985). Parallèlement, les courants biphasiques asymétriques équilibrés présentent des phases de polarité opposée dont les amplitudes et les durées diffèrent, mais dont les charges sont identiques. Cette configuration concentre préférentiellement la dépolarisation sous la cathode tout en conservant une charge nette nulle, offrant à la fois une activation localisée et un confort accru pour les groupes musculaires de taille modérée (Marquez-Chin and Popovic, 2020). Au-delà de leurs avantages en termes de confort et de sécurité, les courants biphasiques permettent de générer un couple musculaire supérieur d'environ 20 à 25 % à celui obtenu avec un courant monophasique, pour une intensité et une largeur d'impulsion équivalentes, lors de secousses isométriques évoquées au repos (McNeal and Baker, 1988).

Comme nous pouvons le voir à travers la *Figure 12*, la forme de l'onde délivrée aux tissus neuromusculaires est modulée par trois paramètres principaux : l'intensité du courant, la largeur d'impulsion et la fréquence de stimulation.

L'intensité (en mA) correspond à l'amplitude du courant appliqué. Conjointement avec la largeur d'impulsion, elle détermine la charge électrique (µC) délivrée par impulsion, un paramètre qui influence directement la proportion d'unités motrices recrutées et l'amplitude de la contraction évoquée (Maffiuletti, 2010). Une augmentation de l'intensité accroît le nombre de fibres musculaires dépolarisées et augmente la production de force, mais favorise également une fatigue périphérique plus rapide en raison du recrutement simultané d'un plus grand nombre de fibres (Bickel et al., 2011). Bergquist et al. (2011) ont montré qu'aux intensités élevées, la transmission antidromique des potentiels d'action dans les axones moteurs bloque les signaux orthodromiques provenant des voies réflexes spinales, réduisant ainsi la contribution des voies centrales à la contraction évoquée. À l'inverse, aux intensités proches du seuil moteur, la contribution centrale peut être maximisée (Bergquist et al., 2011). En pratique,

l'intensité est généralement ajustée entre le seuil moteur et le seuil d'inconfort afin d'assurer une contraction musculaire suffisante tout en préservant au mieux le confort du sujet (Nussbaum et al., 2017).

La largeur d'impulsion (en µs) correspond à la durée d'une impulsion électrique. Ce paramètre influence la proportion d'axones sensoriels recrutés en plus des axones moteurs. Les axones sensoriels possèdent une rhéobase plus faible (intensité minimale nécessaire à leur dépolarisation) et une chronaxie plus longue (durée d'impulsion nécessaire pour atteindre le seuil d'excitation à deux fois la rhéobase) que les axones moteurs (Panizza et al., 1989; Veale et al., 1973). En conséquence, les largeurs d'impulsion courtes (50-200 µs) activent principalement les axones moteurs, tandis que les largeurs longues (500-1000 µs) recrutent également une proportion importante d'axones sensoriels (Lagerquist and Collins, 2010). Par ailleurs, des largeurs d'impulsion longues permettent également une pénétration plus profonde du courant dans les tissus sous-cutanés ce qui peut être intéressant pour le recrutement des muscles profonds (Doucet et al., 2012). Sur le plan pratique, les largeurs d'impulsion utilisées en stimulation électrique fonctionnelle se situent généralement entre 200 et 400 µs. Pour atteindre un même niveau de force produite, l'utilisation de largeurs d'impulsion longues permet de réduire l'intensité nécessaire, ce qui améliore le confort et retarde l'apparition de la fatigue périphérique (Gorgey and Dudley, 2008).

La fréquence de stimulation (en Hz) correspond au nombre d'impulsions délivrées par seconde. Elle module la sommation temporelle des secousses musculaires. À basse fréquence (<10 Hz), chaque impulsion génère une secousse isolée. Une augmentation progressive de la fréquence conduit à une sommation des secousses puis à une contraction tétanique, généralement obtenue entre 20 et 40 Hz selon le muscle stimulé. Des fréquences élevées (>50 Hz) permettent d'accroître la production de force mais s'accompagnent d'une fatigabilité musculaire accrue et d'un déclin plus rapide de la force au cours de la stimulation (Dreibati et al., 2010). En pratique, les fréquences comprises entre 20 et 50 Hz représentent un compromis entre production de force et fatigabilité. Bien que cette plage soit légèrement supérieure aux fréquences de décharge physiologiques des motoneurones lors de contractions volontaires soutenues, qui varient typiquement de 8 à 30 Hz selon l'intensité de la contraction (De Luca et al., 1982;

Milner-Brown et al., 1973), elle est nécessaire pour compenser le recrutement non-physiologique des unités motrices induit par la stimulation électrique.

À ces paramètres principaux s'ajoutent des considérations pratiques relatives à la taille et au positionnement des électrodes. À intensité constante, des électrodes de grande surface répartissent la charge sur une zone cutanée plus étendue, diminuant ainsi la densité de courant appliquée et améliorant la tolérance à la stimulation (Alon et al., 1994; Lyons et al., 2004). À l'inverse, des électrodes de petite taille concentrent le courant sur une surface réduite, augmentant la densité de courant et permettant un ciblage plus précis des structures nerveuses ou musculaires. Cependant, cette concentration du courant est plus susceptible d'atteindre le seuil d'activation des terminaisons nociceptives cutanées, induisant une sensation d'inconfort accrue (Alon et al., 1994). Cette meilleure tolérance avec des électrodes larges permet d'appliquer des intensités plus élevées avant l'apparition de l'inconfort et, par conséquent, d'augmenter la force évoquée par l'augmentation du nombre de fibres recrutés (Alon, 1985; Maffiuletti, 2010). Le positionnement des électrodes influence également l'efficacité de la stimulation. Le point moteur correspond à la zone cutanée où le seuil d'excitation motrice est le plus bas pour une impulsion donnée. En courant asymétrique biphasique équilibré, le placement de la cathode à au niveau du point moteur permet de réduire l'intensité nécessaire pour évoquer une contraction tout en diminuant l'inconfort perçu (Gobbo et al., 2014). Concernant le triceps sural, Kim et al. (2005) ont montré que les points moteurs sont distribués de manière diffuse le long du ventre musculaire, sur environ 28 % de la longueur de la jambe pour les gastrocnémiens et 26 % pour le soléaire. Cette distribution étendue, combinée à la variabilité interindividuelle de la localisation des points moteurs (Botter et al., 2011), justifie une identification préalable et individualisée pour optimiser l'efficacité de la stimulation et limiter les risques de diaphonie avec les muscles adjacents.

Enfin, dans le cadre de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée à la marche, l'instant de déclenchement et la durée de stimulation sont généralement synchronisés aux phases d'activation physiologique du muscle cible. Pour les fléchisseurs plantaires, la stimulation est généralement initiée au décollement du talon et prend fin lorsque les orteils du membre ipsilatéral quittent le sol (Kesar et al., 2009).

La détection de ces événements peut être réalisée à l'aide de divers dispositifs tels que des capteurs de contact ou de pression positionnés sous le talon et l'avant-pied (Kesar et al., 2009) ou des capteurs inertiels fixés au pied ou à la jambe, permettant de détecter les accélérations linéaires et les vitesses angulaires caractéristiques de ces transitions (voir *Figure 4*) (Skelly and Chizeck, 2001).

En somme, le choix des paramètres de stimulation repose sur une série de compromis visant à maximiser la force produite tout en limitant l'apparition de la fatigue musculaire et en minimisant l'inconfort perçu. Le recours à un courant biphasique asymétrique équilibré apparaît pertinent pour concentrer la dépolarisation sous la cathode tout en assurant une charge nette nulle, garantissant ainsi une activation localisée et la sécurité des tissus neuromusculaires. L'intensité est généralement individualisée entre le seuil moteur et le seuil d'inconfort, afin de recruter un nombre suffisant d'unités motrices sans compromettre la tolérance du sujet. Des largeurs d'impulsion comprises entre 200 et 400 µs sont couramment utilisées en stimulation électrique neuromusculaire, car elles permettent de limiter le recrutement additionnel d'axones sensoriels et, par conséquent, de préserver le confort. De même, des fréquences comprises entre 20 et 50 Hz offrent un compromis entre la production d'une contraction tétanique efficace et la limitation de l'apparition de fatigue musculaire. Enfin, le positionnement de la cathode au niveau du point moteur, identifié de manière individualisée, permet de minimiser l'intensité requise et de réduire le risque de diaphonie avec les muscles adjacents. Bien que ces paramètres fournissent des indications utiles concernant les réglages de stimulation électrique neuromusculaire à appliquer, ils ne sont pas systématiquement issus de protocoles conçus pour améliorer la marche ni spécifiquement adaptés à la stimulation des muscles fléchisseurs plantaires. En ce sens, il apparaît nécessaire d'examiner la littérature portant sur l'application de la stimulation électrique neuromusculaire lors de la marche afin d'identifier les configurations employées et d'appréhender les effets biomécaniques qui en résultent.

2.2. Application à la marche

Initialement développée pour compenser les déficits d'activation volontaire observés au sein de populations pathologiques, la stimulation électrique fonctionnelle est également utilisée auprès de jeunes individus en bonne santé afin de mieux comprendre ses effets sur la biomécanique de la marche. Cette démarche vise à caractériser les adaptations biomécaniques induites par la stimulation en l'absence d'altération neuromusculaire, permettant ainsi d'isoler les effets propres à la stimulation des mécanismes compensatoires liés à une pathologie ou à l'avancée en âge. Dans cette perspective, différentes configurations impliquant la stimulation de divers muscles appartenant aux membres inférieurs ont été employées au cours de la marche, et leurs effets seront présentés dans la sous-section 2.2.1, tandis que la sous-section 2.2.2 se focalisera plus spécifiquement sur les effets d'une stimulation surimposée aux muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche.

2.2.1. Effets connus auprès d'une population saine

L'application de la stimulation électrique fonctionnelle à la marche auprès de populations saines a été explorée à travers différentes configurations, variant selon le nombre et la nature des muscles stimulés, les paramètres de stimulation employés, ou encore l'instant de déclenchement utilisé. Des études ont rapporté des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les paramètres spatio-temporels de la marche. Azmi et al. (2018) ont rapporté une diminution de la vitesse de marche (7%) suite à la stimulation du chef long du biceps fémoral durant la phase d'appui (40 Hz, avec une intensité inférieure au seuil d'inconfort). Ce résultat contraste avec ceux obtenus par Ding et al. (2019), qui n'ont rapporté aucun effet sur la vitesse de marche en ciblant le même muscle avec une fréquence identique (40 Hz) mais une largeur d'impulsion et des intensités différentes (120 µs ; 40, 60 et 80 mA). Par ailleurs, Talis et al. (2015), en stimulant de manière coordonnée le biceps fémoral, le gastrocnémien médial, le tibial antérieur et le quadriceps durant leurs phases d'activation physiologiques, n'ont également pas observé d'effets sur la vitesse de marche, de la longueur de pas ou encore de la cadence. Les divergences observées entre Azmi et al. (2018) et Ding et al. (2019) pourraient être attribuables aux différences de largeur d'impulsion et d'intensité

employées entre ces deux configurations. En revanche, l'absence d'effet sur la vitesse de marche rapportée par Talis et al. (2015) suggère que la stimulation coordonnée de plusieurs muscles selon leurs séquences d'activation physiologiques ne suffit pas, à elle seule, à modifier le patron spatio-temporel de la marche chez le jeune adulte sain.

Des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la cinématique articulaire ont également été rapportés au sein de la littérature. Hernandez et al. (2010) ont stimulé le droit fémoral (33 Hz, 300 µs, intensité inférieure au seuil de douleur) à 50% (pré-oscillation) et à 60% (début de l'oscillation) du cycle. Durant la pré-oscillation, la stimulation a réduit le pic d'angle de flexion du genou chez l'ensemble des participants (-7,5° en moyenne). En revanche, lorsque la stimulation était appliquée au début de l'oscillation, cet effet n'était observé que chez trois des sept participants et avec une amplitude plus faible (-1,7° en moyenne). Bien que les deux instants de déclenchement aient produit des effets de même nature sur la cinématique du genou, la variabilité interindividuelle des réponses observée à 60% du cycle suggère que ces effets dépendent également de facteurs propres à chaque individu. Les configurations impliquant une stimulation coordonnée de plusieurs muscles ont quant à elles produit des effets plus marqués sur les amplitudes articulaires. En stimulant le gastrocnémien latéral, le tibial antérieur, le biceps fémoral et le droit fémoral à des phases spécifiques du cycle de marche, Dong et al. (2022) ont rapporté une augmentation de l'amplitude articulaire dans le plan sagittal de +36,5% (~9,1°) à la cheville, +21,6% (~12,9°) au genou et +20% (~7,6°) à la hanche. En revanche, Talis et al. (2015), en stimulant bilatéralement des groupes musculaires comparables selon leurs séquences d'activation physiologiques, n'ont observé aucun effet sur les angles articulaires. Ces divergences entre les études, obtenues avec des configurations musculaires comparables, pourraient s'expliquer par des différences dans le mode de déclenchement (capteurs de pression et centrale inertielle vs. goniomètre au genou), la largeur d'impulsion (350 µs fixe vs. individualisée) ou encore l'intensité de stimulation utilisée (individualisée entre le seuil moteur et le seuil d'inconfort vs. imposée à 65 mA).

Quelques études ont également rapporté des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la cinétique de la marche, notamment sur les forces de réaction au sol et les forces articulaires au genou. Néanmoins, aucune étude n'a analysé les effets de la

stimulation électrique fonctionnelle sur la cinétique articulaire à la cheville. Okamura et al. (2018) ont rapporté une diminution du second pic de force de réaction verticale lors de la stimulation de l'abducteur de l'hallux (20 Hz, 250 µs, intensité individualisée sous le seuil de douleur). Par ailleurs, Rane et Bull (2016) ont observé, lors de la stimulation du moyen fessier durant la phase d'appui (45 Hz, 400 µs, intensité capable de produire une abduction de la hanche équivalente à 30 - 45°), une réduction des impulsions des forces de réaction verticale et médio-latérale, accompagnée d'une augmentation de l'impulsion de la force de réaction antéropostérieure. Azmi et al. (2018) ont quant à eux rapporté une réduction du pic de moment de rotation interne tibial de 63% et une augmentation des forces de cisaillement appliquées au condyle latéral du genou de 144% lors de la stimulation du chef long du biceps fémoral en phase d'appui. L'ensemble de ces résultats indique que la stimulation électrique fonctionnelle peut modifier les forces de réaction au sol et les forces articulaires au genou. Toutefois, ses effets sur la cinétique articulaire à la cheville (moments, puissances et travail mécaniques) restent non documentés. Ces études, qui ne constituent qu'une partie de la littérature disponible sur ce sujet, mettent en évidence que les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la biomécanique de la marche du sujet sain dépendent de multiples facteurs, incluant le muscle stimulé, le nombre de muscles ciblés, l'instant de déclenchement, les paramètres de stimulation ou encore la variabilité interindividuelle des réponses. Par ailleurs, aucune de ces études n'a examiné les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les moments, les puissances ou le travail mécaniques articulaires à la cheville, au genou ou à la hanche au cours de la marche, ni sur le pic de force propulsive. Parmi les études disponibles dans la littérature, certaines ont spécifiquement ciblé les muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche. Compte tenu du rôle central de ces muscles dans la propulsion, tel que décrit dans la section 1.5.3, ces travaux feront l'objet d'un examen détaillé dans la sous-section suivante.

2.2.2. Effets connus d'une stimulation électrique surimposée aux muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche

Quelques études se sont spécifiquement intéressées aux effets d'une stimulation électrique surimposée aux muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche auprès de

jeunes adultes en bonne santé (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020). Ces études ont ciblé le soléaire et/ou le gastrocnémien médial ou latéral, en employant des paramètres de stimulation ainsi que des instants de déclenchement distincts. Au regard des paramètres spatio-temporel, seule l'étude de Thorp et Adamczyk (2020) a examiné les effets de la stimulation des fléchisseurs plantaires sur les paramètres temporels de la marche. En stimulant le gastrocnémien médial à 12 instants distincts du cycle (40 Hz, 350 µs, trois niveaux d'intensité compris entre le seuil moteur minimal et l'intensité maximale tolérée), les auteurs ont observé que la durée du cycle diminuait lorsque la stimulation était appliquée autour de la phase propulsive et augmentait lorsqu'elle était déclenchée autour du contact du pied au sol (Thorp and Adamczyk, 2020). Ces résultats indiqueraient que l'instant de déclenchement de la stimulation du gastrocnémien médial module la durée du cycle de marche de manière bidirectionnelle.

Du point de vue de la cinématique, Stewart et al. (2007) ont stimulé séparément le gastrocnémien latéral et le soléaire (40 Hz, largeur d'impulsion individualisée, intensité inférieure au seuil d'inconfort) durant trois phases distinctes de l'appui, dont une couvrant la phase propulsive (du décollement du talon au décollement des orteils). La stimulation du gastrocnémien latéral augmentait la flexion du genou et la dorsiflexion de la cheville, tandis que celle du soléaire augmentait l'extension du genou et la flexion plantaire (Stewart et al., 2007). Ces effets variaient en amplitude selon l'instant de déclenchement au cours de la phase d'appui. Des résultats convergents ont été rapportés par Lenhart et al. (2014), qui ont stimulé séparément le gastrocnémien médial et le soléaire à 20% (milieu de l'appui) et à 30% (appui terminal) du cycle de marche (40 Hz, 250 µs, seuil moteur minimal). Au milieu de l'appui, la stimulation du gastrocnémien médial a induit une augmentation de la flexion de la hanche (+1,5°), du genou (+3,2°) et de la dorsiflexion de la cheville (+0,7°) (Lenhart et al., 2014). À l'inverse, la stimulation du soléaire au même instant augmentait la flexion plantaire (+1°) et l'extension du genou (+1°). Les effets observés lors de l'appui terminal étaient de moindre amplitude avec une augmentation de la flexion du genou (+1,9°) pour la stimulation du gastrocnémien médial et une augmentation de l'extension du genou (+0,6°) pour la stimulation du soléaire (Lenhart et al., 2014). Ces deux études mettent en évidence que le soléaire et le

gastrocnémien produisent des effets cinématiques distincts, voire opposés, sur les articulations de la cheville et du genou, et que l'amplitude de ces effets dépend de l'instant de déclenchement au cours de la phase d'appui. Cette dissociation fonctionnelle rejoint les divergences rapportées dans la littérature quant aux contributions respectives du soléaire et des gastrocnémiens à la propulsion (section 1.5.3), et souligne la nécessité d'examiner spécifiquement les effets de la stimulation de chacun de ces muscles sur la fonction propulsive de la cheville.

Enfin, en ce qui concerne la cinétique de la marche, Francis et al. (2013), en utilisant un protocole comparable à celui de Lenhart et al. (2014), ont stimulé séparément le gastrocnémien médial et le soléaire à 20% et 30% du cycle de marche (33 Hz, 300 µs, intensité inférieure à 50 mA). La stimulation du gastrocnémien médial lors de l'appui terminal augmentait la composante antéropostérieure de la force de réaction au sol, tandis que la stimulation du soléaire la diminuait aux deux instants du cycle testés. Un déplacement antérieur du centre de pression a également été observé à 20% du cycle pour les deux muscles (Francis et al., 2013). Par ailleurs, la stimulation du soléaire à 20% du cycle augmentait la composante verticale de la force de réaction au sol (Francis et al., 2013). Ces résultats indiquent que le soléaire et le gastrocnémien médial produisent des effets distincts sur les forces de réaction au sol, et que ces effets varient également selon l'instant de la stimulation appliquée au cours de la phase d'appui.

L'ensemble de ces études met en évidence que la stimulation des muscles fléchisseurs plantaires modifie les paramètres spatio-temporels, la cinématique articulaire et les forces de réaction au sol au cours de la marche, et que ces effets dépendent à la fois du muscle stimulé et de l'instant de déclenchement. Toutefois, aucune de ces études ne semble spécifiquement investiguer les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville, incluant les moments, puissances et travail mécaniques articulaires, ainsi que le pic et l'impulsion de force propulsive antéropostérieure. Par conséquent, les effets de la stimulation électrique fonctionnelle surimposée aux fléchisseurs plantaires sur la fonction propulsive de la cheville lors de la marche restent à ce jour non documentés.

Partie 2. Problématique

Comme cela a été exposé dans le cadre théorique, la propulsion constitue une phase centrale du cycle de marche dont les implications s'étendent au-delà de la seule progression du centre de masse vers l'avant. En assurant l'accélération du centre de masse lors de la poussée, cette phase permet de compenser le travail mécanique négatif généré à la collision controlatérale, minimisant ainsi le coût énergétique de la transition pas-à-pas (Donelan et al., 2002; Kuo, 2002). Outre ce rôle dans la progression vers l'avant, la propulsion participe également au contrôle de la stabilité dynamique au cours du déplacement (Browne and Franz, 2017; Karabin et al., 2024). Sur le plan articulaire, la cheville est la principale source de production d'énergie mécanique positive durant la marche, et les muscles fléchisseurs plantaires (soléaire et gastrocnémiens) en sont les principaux contributeurs, générant plus de 80% du travail mécanique positif effectué sur le centre de masse lors de la poussée (Zelik and Adamczyk, 2016). La propulsion dépend conjointement du moment de flexion plantaire développé à la cheville et de l'inclinaison du membre inférieur postérieur, cette dernière jouant un rôle facilitateur en conditionnant la conversion du moment articulaire en force de réaction au sol dirigée vers l'avant (Hsiao et al., 2015).

Lorsque la fonction propulsive de la cheville est altérée, notamment avec l'avancée en âge ou en présence de troubles neuromusculaires, la puissance et le travail mécaniques positifs produits lors de la poussée diminuent (Cofré et al., 2011). Cette réduction s'accompagne d'une diminution de la vitesse de marche et de la longueur de pas (Judge et al., 1996). Pour maintenir la progression du centre de masse vers l'avant, une redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire est observée, caractérisée par une sollicitation accrue de la hanche et, dans une moindre mesure, du genou (Cofré et al., 2011; DeVita and Hortobagyi, 2000). Bien que cette stratégie compensatoire permette de maintenir l'accélération du centre de masse vers l'avant, elle ne compense pas totalement le déficit de travail mécanique positif à la cheville et s'accompagne d'une augmentation du coût métabolique (Delabastita et al., 2021) ainsi que d’une modification du contrôle de la stabilité (Wade et al., 2024). Ces constats soulignent l'intérêt de développer des stratégies visant à restaurer ou à renforcer

spécifiquement la fonction propulsive de la cheville, en ciblant les muscles fléchisseurs plantaires.

La stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires apparaît comme une approche prometteuse pour améliorer la propulsion à la marche. Cette technique de neuromodulation implique la surimposition d'un courant électrique à la contraction musculaire volontaire, induisant un recrutement complémentaire d'unités motrices par rapport à la commande motrice seule (Maffiuletti, 2010; Paillard et al., 2005). Le gain de force additionnel apporté par la surimposition est d'autant plus important que le niveau de contraction volontaire est faible (Perumal et al., 2010). Lors de la phase propulsive de la marche, les fléchisseurs plantaires se contractent à un niveau sous-maximal, offrant ainsi des conditions favorables à ce recrutement complémentaire. Initialement développée pour des populations présentant des déficits d'activation volontaire, la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires a notamment permis d'améliorer la force propulsive et la vitesse de marche chez des patients hémiparétiques post-AVC (Kesar et al., 2009). Chez le sujet sain, quelques études ont ciblé les muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche, révélant des effets sur les paramètres spatio-temporels, la cinématique articulaire et les forces de réaction au sol (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020). Ces travaux ont notamment mis en évidence que le soléaire et le gastrocnémien exercent des effets distincts, voire opposés, sur la cinématique de la cheville et du genou, et que ces effets dépendent de l'instant de déclenchement de la stimulation au cours de la phase d'appui.

Malgré ces avancées, plusieurs lacunes persistent dans la littérature. **À ce jour, aucune revue systématique n'a synthétisé les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la marche chez le sujet sain**. Or, la grande hétérogénéité des protocoles employés en termes de muscles ciblés, de paramètres de stimulation et d'instants de déclenchement rend difficile la comparaison des résultats entre études et l'identification des configurations les plus pertinentes. Alors que plusieurs revues existent pour les populations pathologiques, l'absence d'une telle synthèse chez le sujet sain limite notre

compréhension du potentiel de la stimulation électrique fonctionnelle en tant que solution d'assistance ou d'entraînement pour améliorer la performance locomotrice. Par ailleurs, **aucune des études présentées n'a spécifiquement investigué les effets de la stimulation électrique fonctionnelle surimposée aux fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville**, incluant les moments, puissances et travail mécaniques articulaires, ainsi que le pic et l'impulsion de force propulsive antéropostérieure. La question de savoir si la stimulation électrique fonctionnelle peut améliorer la production d'énergie mécanique positive à la cheville et la génération de forces propulsives au cours de la marche reste donc non documentée. Enfin, la vitesse de marche constitue un facteur confondant majeur dans l'interprétation des effets de la stimulation électrique fonctionnelle, dans la mesure où elle influence directement les paramètres de propulsion et la redistribution du travail mécanique articulaire (Cofré et al., 2011; Fukuchi et al., 2019). De plus, les études ciblant les fléchisseurs plantaires ont été menées exclusivement à vitesse spontanée, ce qui ne permet pas de dissocier les effets propres de la stimulation électrique fonctionnelle de ceux résultant d'éventuels ajustements de vitesse. Il apparaît donc nécessaire d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle à la fois à vitesse spontanée, pour évaluer son impact en condition écologique, et à vitesse contrôlée, afin d'isoler ses effets sur la cinétique articulaire indépendamment de ces ajustements.

Comme évoqué en introduction générale et étayé par les éléments du cadre théorique, la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche n'a, à ce jour, fait l'objet d'aucune investigation portant sur la fonction de propulsion et la cinétique articulaire à la cheville chez le sujet sain, et ne permet donc pas de comprendre les mécanismes sous-jacents propres à la stimulation. Ce constat a conduit à formuler l'objectif général de cette thèse qui était d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville au cours de la marche, auprès de jeunes adultes en bonne santé. Ainsi, **les trois objectifs spécifiques de cette thèse rattachés à nos trois études sont :**

1) de réaliser une revue systématique de la littérature visant à fournir une vue d'ensemble des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les paramètres

spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la marche chez le sujet sain. Cette revue correspond à notre première étude qui visait à recenser les configurations de stimulation employées, confirmer les lacunes identifiées dans le cadre théorique et formuler les hypothèses des études expérimentales suivantes.

2) d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires (soléaire et gastrocnémien indépendamment, et les deux simultanément) durant la phase de propulsion sur la génération de puissance à la cheville et, par conséquent, sur la propulsion vers l'avant au cours de la marche à vitesse spontanée. Le cadre théorique a mis en évidence le rôle central des fléchisseurs plantaires dans la propulsion ainsi que la possibilité de recruter des unités motrices supplémentaires par surimposition lors de contractions sous-maximales. Sur la base de ces éléments, nous avons émis l'hypothèse que la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires durant la phase de propulsion augmenterait la puissance positive à la cheville et, par conséquent, améliorerait la propulsion vers l'avant. Par ailleurs, les effets respectifs de la stimulation isolée du soléaire, du gastrocnémien et de leur stimulation combinée sur la propulsion et sur le couple de flexion plantaire évoqué au repos ont été explorés. Cette analyse visait à documenter la capacité de chaque configuration à produire un couple articulaire additionnel et à examiner si les différences fonctionnelles entre ces muscles se traduisent par des réponses distinctes à la stimulation.

3) de comparer les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires (soléaire et gastrocnémien indépendamment, et les deux simultanément) durant la phase de propulsion sur la biomécanique articulaire du membre inférieur au cours de la marche à vitesse contrôlée. Le contrôle de la vitesse visait à isoler les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la biomécanique articulaire, indépendamment d'éventuels ajustements de vitesse pouvant survenir en condition de marche spontanée. Des travaux antérieurs ont montré que des individus sains réduisent les sollicitations mécaniques aux articulations proximales lorsqu'ils augmentent volontairement la puissance à la cheville au cours de la marche à vitesse fixe (Fickey et al., 2018; Lewis and Ferris, 2008). Cela soulève la question de savoir si une redistribution similaire du travail mécanique articulaire pourrait être induite par la

stimulation électrique fonctionnelle lorsque la vitesse de marche est contrôlée. Nous avons donc émis l'hypothèse que la stimulation électrique fonctionnelle induirait une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire, caractérisée par une augmentation de la contribution de la cheville et une diminution des contributions du genou et de la hanche. Ces connaissances pourraient contribuer au développement de solutions visant à contrecarrer la redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire observée avec l'avancée en âge.

Pour répondre à cette problématique, les trois études sont présentées dans la partie suivante. La première étude vise à établir l'état des connaissances sur les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la biomécanique de la marche chez le sujet sain par une revue systématique. Les deux études suivantes issues d’une session expérimentale évaluent expérimentalement les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la fonction propulsive de la cheville, respectivement à vitesse spontanée et à vitesse contrôlée.

Partie 3. Travaux de thèse

3.1. **Étude 1.** Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Characteristics in Healthy Individuals: A Systematic Review.

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans la revue « Sensors »:

Aout, T., Begon, M., Jegou, B., Peyrot, N., Caderby, T., 2023. Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Characteristics in Healthy Individuals: A Systematic Review. Sensors 23, 8684. https://doi.org/10.3390/s23218684.

3.1.1. Contributions des auteurs :

Pour cette première étude, j'ai co-conçu le protocole de recherche et la méthodologie avec Teddy Caderby (conceptualisation, méthodologie). J'ai réalisé, conjointement avec Teddy Caderby, l'interrogation des bases de données, la sélection des articles selon les critères d'inclusion et l'évaluation de la qualité méthodologique des études incluses à l'aide de l'échelle PEDro (investigation). J'ai ensuite réalisé l'extraction et la synthèse des données (analyse formelle) et rédigé la version initiale du manuscrit (rédaction — version originale). Mickaël Begon, Baptiste Jegou, Nicolas Peyrot et Teddy Caderby ont contribué à la révision critique du manuscrit (rédaction — révision et édition). Mickaël Begon, Nicolas Peyrot et Teddy Caderby ont assuré la supervision de ce travail. Ce travail a été financé par une bourse de la Région Réunion et par le projet ANR e-WALKING.

3.1.2. Résumé :

La grande hétérogénéité des protocoles employés dans la littérature, en termes de muscles ciblés, de paramètres de stimulation et d'instants de déclenchement, rend difficile la comparaison des résultats entre études et l'identification des configurations de stimulation les plus pertinentes. En lien avec notre 1er objectif spécifique, cette première étude avait donc pour objectif de fournir une vue d'ensemble des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques

et cinétiques de la marche chez le sujet sain, et de déterminer si des études s'étaient spécifiquement intéressées à l'amélioration de la fonction propulsive de la cheville.

Sur le plan méthodologique, six bases de données électroniques (PubMed, Embase, Epistemonikos, PEDro, COCHRANE Library et Scopus) ont été interrogées pour identifier les études évaluant les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la marche chez le sujet sain. Deux examinateurs indépendants ont évalué l'éligibilité et la qualité méthodologique des études incluses à l'aide de l'échelle PEDro.

Au total, 15 études ont satisfait les critères d'inclusion. Les résultats ont montré que la stimulation électrique fonctionnelle peut modifier la cinématique articulaire des membres inférieurs, c'est-à-dire augmenter ou réduire les amplitudes articulaires à la hanche, au genou et à la cheville. De plus, la stimulation électrique fonctionnelle peut modifier les paramètres cinétiques, incluant les forces de réaction au sol, la trajectoire du centre de pression et les forces articulaires au genou. En conséquence de ces modifications cinématiques et cinétiques, des changements dans les paramètres spatio-temporels, tels que la vitesse de marche, la cadence et la durée de la phase d'appui, ont également été rapportés.

En conclusion, les résultats de cette revue améliorent notre compréhension des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la biomécanique de la marche chez le sujet sain et soulignent le potentiel de cette technologie en tant que solution d'entraînement ou d'assistance pour améliorer la performance locomotrice. Cependant, cette revue a confirmé qu'aucune des études incluses n'avait spécifiquement investigué les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville, incluant les moments, puissances et travail mécaniques articulaires, ainsi que le pic et l'impulsion de force propulsive antéropostérieure. Ce constat a motivé la réalisation de la deuxième étude.

Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Characteristics in Healthy Individuals : A Systematic Review

Authors: Thomas Aout[a], Mickaël Begon[b,c], Baptiste Jegou[a], Nicolas Peyrot[a,d], Teddy Caderby[a]

Affiliations: [a] Laboratoire IRISSE-EA 4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de la Réunion, 97430 Le Tampon, La Réunion.
[b] Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Université de Montréal, Québec, Canada.
[c] Centre de Recherche du CHU Sainte-Justine, Université de Montréal, Montreal, QC H3C 3J7, Canada.
[d] Mouvement - Interactions - Performance, MIP, Le Mans Université, UR 4334, 72000 Le Mans, France.

Corresponding author: Teddy Caderby, Laboratoire IRISSE-EA 4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de la Réunion, 117 rue du Général Ailleret, 97430 Le Tampon, La Réunion. Tel: +262 2 62 91 20 06; Fax: +262 2 62 57 95 71.
E-mail: teddy.caderby@univ-reunion.fr

Keywords: electrical muscle stimulation ; peripheral neuromodulation ; walking ; kinematics ; kinetics ; spatiotemporal ; able-bodied.

3.1.3. Abstract:

Background: This systematic review aimed to provide a comprehensive overview of the effects of Functional Electrical Stimulation (FES) on gait characteristics in healthy individuals.

Methods: Six electronic databases (PubMed, Embase, Epistemonikos, PEDro, COCHRANE Library, Scopus) were searched for studies evaluating the effects of FES on spatiotemporal, kinematic and kinetic gait parameters in healthy individuals. Two examiners evaluated the eligibility and quality of included studies using the PEDro scale.

Results: A total of 15 studies met the inclusion criteria. Findings from the literature reveal that FES can be used to modify lower-limb joint kinematics, i.e., to increase or reduce the range of motion of hip, knee and ankle joints. In addition, FES can be used to alter kinetics parameters, including ground reaction forces, center of pressure trajectory, or knee joint reaction force. As a consequence of these kinetics and kinematics changes, FES can lead to changes in spatiotemporal gait parameters, such as gait speed, step cadence, and stance duration.

Conclusion: The findings of this review improve our understanding of the effects of FES on gait biomechanics in healthy individuals and highlight the potential of this technology as a training or assistive solution for improving gait performance in this population.

3.1.4. Introduction

Functional electrical stimulation (FES) is a peripheral neuromodulation technique that has been used in clinics for several years. This technique involves applying a low-intensity electrical current to neuromuscular tissues through either skin electrodes or directly implanted in the motor nerves. FES primarily aims to elicit involuntary muscle contractions in order to produce functional movements (Rushton, 1997). This widely recognized approach is crucial in restoring motor function and improving the quality of life for individuals with neuromuscular or neurological impairments (Marquez-Chin and Popovic, 2020; Mayer et al., 2015). Long-term FES use has been proven effective in functionally restoring and rehabilitating individuals with movement disorders, including stroke survivors and those with spinal cord injuries (Melo et al., 2015). As an assistive technology, FES leads to enhanced functions, such as walking, maintaining a standing posture, and grasping in these patients (Kobetic et al., 1997; Popovic et al., 2001; Triolo et al., 1996). This stimulation method can also be employed as a short-term therapeutic strategy to restore unassisted mobility (Marquez-Chin and Popovic, 2020).

Since Liberson's pioneering work in the 1960s (Liberson et al., 1961), numerous applications of FES for gait assistance and restoration have been reported in the literature. In particular, FES has been widely used to address foot drop syndrome in patients with post-stroke hemiparesis (Liberson et al., 1961; Marquez-Chin and Popovic, 2020), multiple sclerosis (Linden et al., 2014), and cerebral palsy (Allen et al., 2018). By stimulating the fibular nerve or directly the tibialis anterior muscle of the weakened or paretic leg during a targeted period of gait cycle, FES can increase ankle dorsiflexion angle during the swing phase and consequently toe clearance (Allen et al., 2018; Liberson et al., 1961; Linden et al., 2014). These FES-induced changes result in improved walking speed and a safer gait in the populations mentioned above (Liberson et al., 1961; Linden et al., 2014; Marquez-Chin and Popovic, 2020). Furthermore, FES has been applied to the plantarflexor muscles during terminal stance to increase the ankle plantar flexion angle at toe-off and lead to greater forward propulsion during walking in these patients (Kesar et al., 2009). Finally, FES was applied to individuals with spinal cord injuries to regain standing posture and walking (Melo et al., 2015). These outcomes were achieved by selectively and coordinately activating various lower limb muscles using surface

electrodes or a neurostimulator implanted in the lumbar region (Capogrosso et al., 2018). All these findings indicate that FES is an effective solution for improving gait in people with neuromuscular impairments.

Beyond FES application in populations with neuromuscular disorders, FES has also been evaluated in healthy individuals to understand muscles' function (Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007), validate musculoskeletal models (Ding et al., 2019), or improve gait performance (Park et al., 2022). Although several reviews have examined the influence of FES on gait parameters in people with neuromuscular impairments (Miller et al., 2017; Springer and Khamis, 2017), to the best of our knowledge, no study has systematically reviewed the effects of FES on gait characteristics in healthy individuals. Yet, such information could provide valuable insights into the potential of FES for developing future assistive or training technologies. Therefore, this review aims to establish a systematic literature review about the effects of FES on spatiotemporal, kinematic, and kinetic parameters of gait in healthy individuals.

3.1.5. Methods

This review followed the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) 2020 statement. The protocol was registered on the Open Science Framework (https://doi.org/10.17605/OSF.IO/79GVQ) on August 3, 2023.

3.1.5.1. Search strategy

Systematic searches were conducted using six scientific databases (PubMed, Embase, Epistemonikos, PEDro, COCHRANE Library, and Scopus) and cross-referencing. We reviewed articles written in English and French published up to August 24th, 2023. The search terms were adjusted for each database (see Appendix A) and included: ("functional electrical stimulation") AND ("healthy" OR "able-bodied" OR "normal" OR "non-disabled") AND ("gait" OR "walking" OR "locomotion"). Two independent re-viewers (TA and TC) independently screened articles according to eligibility criteria.

3.1.5.2. Eligibility criteria

Only peer-reviewed full-text articles meeting the following criteria were included in this review: (1) participants were healthy adults, with no restriction in terms of age, sex, or body mass; (2) the study assessed the acute or chronic effects of FES applied to one or more muscles during gait; (3) the study tested at least one mechanical gait outcome (e.g., gait speed, spatiotemporal features, kinematics and kinetics parameters, etc.). Articles with the following features were excluded: (1) studies only assessing the combined effect of FES and another intervention (e.g., exoskeleton); (2) absence of a control condition (non-controlled design); (3) case study, case report, conference paper, book chapter.

3.1.5.3. Study selection process

The results identified by the search strategy were combined, and duplicates were removed. Two researchers (TA and TC) screened all papers independently. Articles were screened first by title and abstract, then full texts were checked based on the inclusion/exclusion criteria. Any disagreement during this selection process was resolved by discussion and mutual consent or by a third researcher (MFS).

3.1.5.4. Data extraction

Data from all included studies were extracted by the first author (TA) and checked by the last author (TC). Characteristics of participants (number, sex, and age), FES parameters (wave type, pulse width, frequency, intensity, localization, duration, trigger), study protocol, outcome measures, and key findings were extracted from each study and reported in *Table 1*.

3.1.5.5. Methodological quality assessment

The methodological quality of the included studies was assessed independently by two researchers (TA and TC) using the Physiotherapy Evidence Database (PEDro) scale. The PEDro scale is a commonly used checklist consisting of 11 items rating the external and internal validity of the studies. The total score of the PEDro scale corresponds to the

number of ”yes“ responses for items 2 to 11, i.e., a total score expressed on 10 points. The first item is not included in the sum of the total score because it is the only item related to external validity (Mark R Elkins et al., 2013). Studies scoring ≥6 were considered “good” quality, those scoring 4 or 5 “fair” quality, and those scoring <4 were considered “poor” quality (Qiu et al., 2022). Any discrepancies between the two reviewers were resolved through discussion and mutual agreement or by a third researcher (MFS) providing a rating.

3.1.6. Results

3.1.6.1. Search results

A total of 2583 records were initially identified from six databases. After removing 498 duplicates, 2085 studies underwent screening. Based on titles and abstracts, a blinded selection among these 2085 remaining studies was conducted. After analyzing the full texts, 15 studies met all criteria and were included in this systematic review. The flow diagram of the screening procedure is presented in *Figure 13*

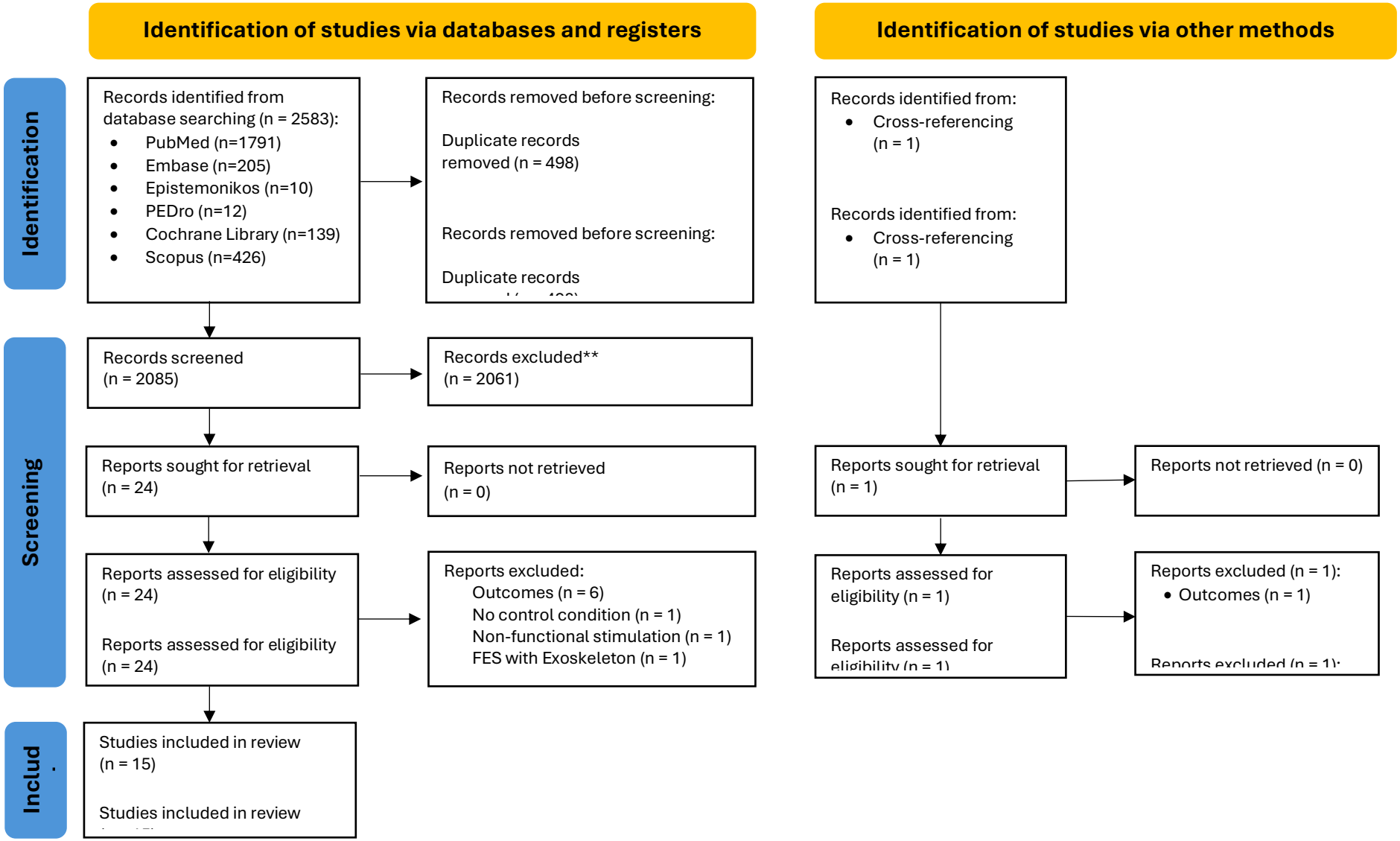


Figure 13. ***Prisma 2020 flow diagram***

Table 1. ***Summary of included studies, including first author, demographics (sex and age) of healthy participants, study objectives and protocols, FES parameters, outcome measures, and key findings.*** *(Ordered by year of publication)*

First author (year and reference number)	Sex (mean age) of healthy participant	Objectives	FES parameters (Stimulated muscle; wave type; frequency; intensity; stimulation timing and trigger device)	Study protocol	Outcome measures	Key findings
Stewart et al. (2007)	5M (38 years).	To investigate the dynamic function of the calf muscles during normal gait by using FES.	*Muscles*: LG and SOL. *Wave type*: asymmetric biphasic wave. *Pulse width*: adapted to the subjects to make a strong muscle contraction. *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: below the discomfort threshold (≤ 70 mA). *Stimulation timing:* (1) initial contact to foot flat, (2) foot flat to toe- off, (3) heel-off to toe-off. *Trigger device*: Foot switch.	Walking trials were performed with 3 different stimulation patterns for each muscle (LG and SOL), giving 6 stimulation conditions. 6 trials were collected for the stimulated and unstimulated conditions.	Knee and ankle angles in the sagittal plane.	Stimulation of LG during stance phase increased the knee flexion angle and the ankle dorsiflexion angle, while stimulation of SOL increased knee extension angle and ankle plantarflexion angle. These results vary from subject to subject.
Hernandez et al. (2010)	7 adults (mean age: 30 years).	To evaluate the rectus femoris function during walking by synchronizing electrical stimulation to specific points of the gait cycle.	*Stimulated muscle*: RF of right leg. *Wave type*: not specified. *Pulse width*: 300 µs. *Frequency*: 33 Hz. *Intensity*: below the pain threshold (subjective value of 2 in a 10-point pain scale). *Stimulation timing: 5*0% (pre-swing) or 60% (early-swing) of the gait cycle for 90 ms. *Trigger device*: vertical GRF.	Participants performed 90-s walking trials on a split-belt instrumented treadmill while their right RF was stimulated during the pre- or early-swing phases of randomly selected strides.	Hip and knee angles in the sagittal plane.	RF stimulation during pre-swing reduced the knee flexion angle peak in every subject and the hip flexion angle peak in 4 /7 subjects. RF stimulation during early swing reduced the knee flexion angle peak in 3/7 subjects and the hip flexion angle peak in 4/7 subjects.
Francis et al. (2013)	20 young adults (mean	To investigate the relative influence of the gastrocnemius	*Stimulated muscles*: MG and the distal-lateral quadrant of SOL. *Wave type*: not specified. *Pulse width*:	Participants performed eight 90-s walking trials at their preferred walking speed.	GRF and CoP.	Stimulation of MG at 20% of gait cycle led to an anterior CoP shift, while

Francis et al. (2013)	age: 24 years).	and soleus on support, propulsion, and CoP trajectory in distinct phases of gait.	300 µs. *Frequency*: 33 Hz. *Intensity*: <50 mA. *Stimulation timing:* 20% (mid-stance) or 30% (terminal stance) of the gait cycle for 90 ms. *Trigger device*: GRF signal.	The FES program randomly delivered stimulation to the MG or SOL at 20% or 30% of the gait cycle, with 5-10 strides between stimulation pulse trains.		it led to an increase in the push-off at 30% of gait cycle. Stimulation of SOL decreased the anteroposterior force at both timings, while it led to an anterior CoP shift and an increased vertical ground reaction force at 20% of gait cycle.
Lenhart et al. (2014)	20 young adults (7M and 13F, mean age: 24 years).	To evaluate the effect of electrically stimulating SOL and MG at specific portions of the stance phase of gait on lower limb kinematics.	*Muscles*: SOL and MG. *Wave type*: biphasic wave. *Pulse width*: 250 µs. *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: minimum motor threshold (value < 50 mA). *Stimulation timing*: 20% (mid-stance) or 30% (terminal stance) of the gait cycle for 90 ms. *Trigger device*: vertical GRF.	For each gait trial, muscle (MG or SOL) and stimulation timing (20% or 30% of the gait cycle) were randomized. Trials were 90 s in duration and included approximately 10 stimulations per trial.	Lower limb joint angles in the sagittal plane.	MG stimulation during mid-stance induced a greater hip and knee flexion angle, 150 ms post-stimulation. Ankle dorsiflexion angle and posterior pelvic tilt were also induced at 200 ms after stimulation onset. In contrast, SOL stimulation during midstance induced ankle plantar flexion angle and knee extension angle.
Talis et al. (2015)	16 adults (13M and 3F, mean age: 35 years).	To study the effect of the FES of leg muscles on kinematics of healthy subjects during treadmill locomotion.	*Stimulated muscles*: BF, MG, TA, and Quadriceps of both legs. *Wave type*: rectangular pulse. *Pulse width*: 0 to 250 µs. *Frequency*: 65 Hz. *Intensity*: 65 mA. *Stimulation timing:* timing of the activation sequence of various muscles during normal gait. *Trigger device*: right knee goniometer signal.	An experimental group (n=8) and a control group (n=8) walked for 40 min on a treadmill. After 10 min without stimulation, FES was applied for 30 min in the experimental group and finally switched off for the last 10 min. Control group walked without FES.	Spatiotemporal gait parameters, trunk oscillations and limb elevation angles in sagittal plane.	FES increased the stance duration during gait. No effect on limb elevation angles in sagittal plane, gait speed, step length, step width and frequency.
Rane and Bull, (2016)	15 young adults (13M and	To study the effects of stimulating GLM	*Stimulated muscle:* GLM. *Wave type*: asymmetrical biphasic current waveforms. *Pulse width*: 400 µs.	Participants performed between 10 and 15 overground walking trials	Medial knee JRF, GLM force, GRF, and lower	Stimulating GLM during stance reduced the medial knee JRF impulse

Rane and Bull (2016)	2F, mean age: 25 years).	on the medial knee JRF during walking.	*Frequency*: 45 Hz. *Intensity*: the intensity producing an abduction angle of 30-45° of the right leg while being tolerable. *Stimulation timing:* start before the right foot strike such that stimulation was maximal throughout the stance phase. *Trigger device*: not specified.	at their preferred speed without and then with FES.	limb kinematics.	in the mid and terminal stance, increased GLM force impulse, decreased pelvic drop in the frontal plane toward the swing leg, decreased both the mediolateral and vertical GRF impulses, and increased the anteroposterior GRF impulse during stance phase compared to normal gait.
Meng et al. (2017)	5M and 2F young adults (29 years).	To test a new multichannel FES gait system based on a purely reflexive mechanism that is aimed at assisting gait locomotion.	*Muscles*: RF, BF, LG, and TA. *Wave type*: not specified. *Pulse width*: 350 μs, *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: superior to the motor threshold and below the pain threshold. *Stimulation timing:* during swing (TA, BF), at the terminal swing (TA, BF, RF), the pre-swing (LG), and the loading response (RF, LG). *Trigger device*: force-sensitive resistors and inertial measurement units.	The participants performed walking trials on a treadmill in two conditions: (1) 3 min at preferential speed, (2) 1 min with stimulation applied on eight muscles, at the same speed as in the first condition.	Hip, knee, and ankle angles in the sagittal plane.	Five participants obtained a higher peak of ankle plantarflexion angle in the pre-swing phase and a higher peak of ankle dorsiflexion angle in the swing phase. Knee and hip extension were reduced in the stance phase, whereas flexion angles was increased during swing phase.
Azmi et al. (2018)	12 young adults (5M and 7F, mean age: 26 years).	To investigate the effect of stimulating the biceps femoris in stance phase on the internal rotation torque and the anterior tibial shear force during gait.	*Stimulated muscle*: BF long head. *Wave type*: not specified. *Pulse width*: not specified. *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: below the pain threshold, had to generate a knee flexion angle. *Stimulation pattern*: start with 1-s ramp up, 4 s with maximum current, and 1-s ramp down. *Stimulation timing:* heel-strike to toe-off. *Trigger device*: hand switch.	Subjects performed 6 walking trials without stimulation and 6 with stimulation at their self-preferred speed. Stimulation current was at its maximum value from when the heel of the right foot strikes the force plate until toe-off.	Knee joint torque, anterior shear force, knee contact force, patella tendon force, and gait speed.	Stimulation of BF in stance phase reduced the gait speed, the peak value of the tibial internal rotation torque, and the anterior shear force at the knee. In contrast, it increased the peak of lateral knee compressive force and the peak of patella tendon force.

Chen et al. (2018)	9 young adults (5M and 4F, mean age 23) and 10 post-stoke adults.	To compare two methods of triggering FES for drop foot correction during walking.	*Stimulated muscle:* TA. *Wave type*: rectangular pulse. *Pulse width*: 400 μs. *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: intensity when the subjects achieved a neutral ankle angle (0°) in a seated position with the foot hanging freely in a plantar-flexed position. *Stimulation timing:* Heel-off to heel strike. *Trigger device*: foot switch.	Healthy controls walked on a treadmill at 4 speeds (0.3, 0.6, 0.9, 1.2 m/s) under 3 stimulation conditions: (1) FES triggered by the heel-off event (HOS), (2) FES triggered by a speed-adaptive algorithm (SAS), (3) without FES (NS).	Peak of the knee flexion angle, maximum dorsiflexion angle during the swing phase, and ankle angle at the toe-off event.	Higher peak of dorsiflexion angle during swing phase and a decrease in plantarflexion angle in SAS condition compared NS condition. Peak knee flexion angle in the NS condition was similar to that in the SAS condition at most of speeds.
Okamura et al. (2018)	20M young adults (21 years).	To examine the effect of reinforcing the plantar intrinsic foot muscles (PIFMs) via electrical stimulation on foot dynamics during gait.	*Muscle*: Abductor hallucis of the right leg. *Wave type*: not specified. *Pulse width*: 250 μs. *Frequency*: 20 Hz. *Intensity*: below the pain threshold. *Stimulation timing:* PIFMs were stimulated from midstance to pre-swing. *Trigger device*: Hand switch.	Two groups performed 5 walking trials at their self-selected preferred speed on an 8-m walkway. Afterward, 5 trials were conducted again with FES only in the experimental group.	Stance duration, foot kinematics, ankle moments, and GRF.	FES slowed the deformation of the medial longitudinal arch, decreased forefoot abduction and reduced the second peak of the vertical ground reaction force. No effect on gait speed, stance duration, forefoot eversion, ankle dorsiflexion, anteroposterior and mediolateral GRF.
Ding et al. (2019)	13 young adults (5M and 8F, mean age: 26 years).	To quantify the effect of stimulating biceps femoris during the stance phase of gait and validating a musculoskeletal model.	*Stimulated muscle*: BF long head. *Wave type*: not specified. *Pulse width*: 120 μs. *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: 40 mA, 60 mA, 80 mA (each intensity had to generate a knee flexion angle). *Stimulation timing:* delivered at the early stance on the muscle activation duration. *Trigger device*: manual (hand switch).	Participants performed 6 walking trials without stimulation and 6 walking trials per intensity of stimulation (3 intensities) at their self-selected preferred speed on a 6-m walkway.	Gait speed.	Stimulation of BF during stance phase did not affect the gait speed. GMAX EMG peak and impulse during stance phase increased with stimulation intensity of BFLH.
Thorp et Adamczyk (2020)	8F young (College-aged).	To examine the effects of electrical stimulation of gastrocnemius at	*Muscle*: right Medial Gastrocnemius (MG). *Wave type*: biphasic wave. *Pulse width*: 350 μs. *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: minimum motor	Participants preformed four trials of treadmill gait for two minutes at their preferred speed. A 1 min break was	Stride duration.	Depending on the stimulation timing, stride duration was influenced by the stimulation of MG.

Thorp et Adamczyk (2020)		various phases of the gait cycle on treadmill and overground walking.	threshold (Min), maximum tolerable intensity (Max), and 2/3 between Min and Max. *Delay*: 0-1 s. *Stimulation timing:* 8 distinct subphases within stance phase (0-49% of the gait cycle in 7% increments, and 49-60%) and 4 subphases within swing phase (60-100% in 10% increments) for 100 ms. *Trigger device*: inertial measurement unit.	established between trials. In parallel, four overground walking trials were performed. Each stimulation pulse train was separated by a random integer (from 4 to 6) of normal strides.		The stride period was shorter when stimulation was applied around the push-off phase and was longer when stimulation was applied around foot contact.
Dong et al. (2022)	10 young adults (mean age: 25 years).	To validate a FES walking assistance system with an adaptive control method of the stimulation based on temporal gait parameters and sagittal shank angle.	*Stimulated muscles*: RF, BF, LG, and TA of both legs. *Wave type*: not specified. *Pulse width*: 250 to 500 µs. *Frequency*: not specified. *Intensity*: adaptative. *Stimulation timing:* during swing (TA, BF), at the terminal swing (TA, BF, RF), at the pre-swing (LG) and at the loading response (RF, LG). *Trigger device*: force sensitive resistors and inertial measurement unit.	3 conditions of walking on treadmill: without FES (NFC), with reflexive FES controller (RFC) and with adaptative and reflexive FES controller (ARFC). The walking speed increased from 1.0 to 2.0 km/h and then decreased to 1.0 km/h, with 0.2-km/h steps.	Joint kinematics of the hip, knee and ankle in the sagittal plane.	Combined stimulation of various muscles increased the ROM angle of the ankle, knee and hip. ARFC had a greater effect than RFC on all kinematics parameters, at different walking speeds.
Gottlieb et al. (2022)	24 adults (13M and 11F, mean age 30 years) and 24 adults (17M and 7F, mean age 30 years) with chronic ankle instability (CAI).	To study the effects of a single gait training with peroneal FES on ankle kinematics and peroneal activity in individuals with and without CAI.	*Stimulated muscle:* below the head of the Fibula and over the Peroneus Longus belly. *Wave type*: biphasic symmetrical pulse. *Pulse width*: 200 µs. *Frequency*: 35 Hz. *Intensity*: above the motor threshold and below the discomfort threshold (between 33 mA and 40 Hz). *Stimulation timing:* was delivered between 0% and 80% of the stance phase. *Trigger device*: foot switch.	Participants walked for 10 min with FES on a treadmill at a pace 20% faster than their preferred walking speed.	Ankle kinematics and peroneal activity (EMG).	After a single gait training session with FES, healthy controls had significantly more ankle eversion angle at early and late stance than before the intervention in this phase, without change in the peroneal muscle activity.

Park et al. (2022)	10M and 19F old adults (75 years).	To examine the immediate effects of wearable EMG-controlled FES on the lower limb muscle morphology, balance, and gait in older adults.	*Muscles*: RF, BF, TA, and MG. *Wave type*: rectangular biphasic wave. *Pulse width*: 250 μs. *Frequency*: 40 Hz. *Intensity*: below the pain threshold (range: 10–40 mA). *Pulse duration:* not specified. *Stimulation timing:* delivered at different moments of stance and swing phase, without specifying the events. *Trigger device*: EMGs.	After a familiarization phase with the EMG-controlled FES (5 to 10min), walking trials were carried out with and without FES (six trials in total), in a randomized order. Participants walked at a self-selected speed on a walkway approximately 9-m long and on a 5-m GAITRite mat with 2-m acceleration and deceleration periods.	Spatiotemporal gait parameters	FES led to an increase in gait speed and cadence. No effect on stride length, step length and step width.

***Muscles abbreviations – GLM**: Gluteus Medius; **RF**: Rectus Femoris; **BF**: Biceps Femoris; **BFLH**: Biceps Femoris Long Head; **LG**: Lateral Gastrocnemius; **MG**: Medial Gastrocnemius; **SOL**: Soleus; **TA**: Tibialis anterior; **PIFM**: Plantar Intrinsic Foot Muscle.*

***Other abbreviations** – **M**: Males; **F**: Females; **CoP**: Centre of Pressure; **GRF**: Ground Reaction Force; **JRF**: Joint Reaction Force.*

3.1.6.2. Methodological quality of the included articles

Most studies (Azmi et al., 2018; Chen et al., 2018; Francis et al., 2013; Gottlieb et al., 2022; Lenhart et al., 2014; Meng et al., 2017; Okamura et al., 2018; Park et al., 2022; Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020) obtained a PEDro score of 6 or higher (n=10), i.e., a good methodological quality (*Table 2*). The remaining five studies (Ding et al., 2019; Dong et al., 2022; Hernandez et al., 2010; Rane and Bull, 2016; Talis et al., 2015) scored 5, corresponding to a moderate methodological quality. The included studies are subject to common biases, especially in relation to items 6 and 7, which indicate that none of the examiners or researchers involved in these studies was blinded. Furthermore, 11 out of 15 studies did not clearly state the inclusion and exclusion criteria. Finally, seven studies did not randomize the experimental conditions.

Table 2. ***Methodological assessment of studies classified by year of publication, according to the PEDro scale***

Authors	*1*	*2*	*3*	*4*	*5*	*6*	*7*	*8*	*9*	*10*	*11*	Score	Reliability (%)
Stewart et al., 2007	N	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	N	N	6/10	54%
Hernandez et al., 2010	N	N	N	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	5/10	45%
Francis et al., 2013	N	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	N	7/10	63%
Lenhart et al., 2014	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	9/10	81%
Talis et al., 2015	N	N	N	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	5/10	45%
Rane and Bull, 2016	N	N	N	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	5/10	45%
Meng et al., 2017	N	N	N	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	6/10	54%
Azmi et al., 2018	N	N	N	Y	N	Y	N	Y	Y	Y	Y	6/10	54%
Chen et al., 2018	N	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	7/10	63%
Okamura et al., 2018	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	9/10	81%
Ding et al., 2019	N	N	N	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	5/10	45%
Thorp and Adamczyk, 2020	N	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	8/10	72%
Dong et al., 2022	N	N	N	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	5/10	45%
Gottlieb et al., 2022	Y	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	8/10	72%
Park et al., 2022	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	9/10	81%

Notes: 1- The eligibility criteria have been clarified; 2- Subjects were randomly assigned to the following groups; 3- The distribution respected a secret assignment; 4- The groups were similar at baseline for the

most important prognostic indicators; 5- All subjects were "blinded"; 6- All researchers who administered the treatment were "blinded"; 7- All reviewers were "blinded" on at least one of the primary outcomes; 8- Measures for at least one of the primary endpoints were obtained for more than 85% of subjects initially assigned to the groups; 9- All subjects for whom results were available received the treatment or control intervention according to their allocation or, when this was not the case, data for at least one of the primary endpoints were analyzed on an "intention-to-treat"; 10- Results of intergroup statistical comparisons are reported for at least one of the primary outcomes; 11- For at least one of the primary endpoints, the study reports both the effect estimate and the variability estimate. Score: This section is related to the positive responses obtained for the 11 items. Reliability: This section reports the reliability percentage corresponding to the PEDro score obtained for each evaluated study.

3.1.6.3. Participants

A total of 215 healthy participants were included in these 15 studies. Fourteen studies examined FES effects on gait characteristics in healthy young individuals (186 participants; mean age: 25 years), while only one study investigated FES effects in the elderly (29 participants; mean age: 75 years) (Park et al., 2022). Two of these studies focused on FES effects during walking in healthy young subjects, comparing them to pathological populations such as post-stroke patients and individuals with chronic ankle instability (Chen et al., 2018; Gottlieb et al., 2022). In this systematic review, only data on healthy participants were considered and summarized in Table 1.

3.1.6.4. Stimulation parameters

Targeted muscles. The choice of stimulated muscles varied according to the objective of each study. Eight different muscles were targeted in the included studies (Table 3). The most frequently targeted muscle was the Gastrocnemius (Dong et al., 2022; Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014; Meng et al., 2017; Park et al., 2022; Stewart et al., 2007; Talis et al., 2015; Thorp and Adamczyk, 2020), followed by the Biceps Femoris (Azmi et al., 2018; Ding et al., 2019; Dong et al., 2022; Meng et al., 2017; Park et al., 2022; Talis et al., 2015), Tibialis Anterior (Chen et al., 2018; Dong et al., 2022; Meng et al., 2017; Park et al., 2022; Talis et al., 2015), Rectus Femoris (Dong et al., 2022; Hernandez et al., 2010; Meng et al., 2017; Park et al., 2022) and Soleus (Lenhart et al., 2014, 2014; Stewart et al., 2007). Additionally, isolated studies investigated the FES effects on the Gluteus

Medius (Rane and Bull, 2016), Peroneus Longus (Gottlieb et al., 2022), and Abductor Hallucis (Okamura et al., 2018).

Wave type. Regarding the type of current used, most of the experiments used a biphasic current (Chen et al., 2018; Gottlieb et al., 2022; Lenhart et al., 2014; Park et al., 2022; Rane and Bull, 2016; Stewart et al., 2007; Talis et al., 2015; Thorp and Adamczyk, 2020). Among them, three delivered a rectangular waveform stimulation (Chen et al., 2018; Park et al., 2022; Talis et al., 2015), and two used an asymmetric waveform current (Rane and Bull, 2016; Stewart et al., 2007).

Pulse width. In total, 14 studies have mentioned pulse width. Several studies employed pulse widths of 250 μs (Lenhart et al., 2014; Okamura et al., 2018; Park et al., 2022), 300 μs (Francis et al., 2013; Hernandez et al., 2010), 350 μs (Meng et al., 2017; Thorp and Adamczyk, 2020), and 400 μs (Chen et al., 2018; Rane and Bull, 2016). Only one study used a pulse width of 120 μs (Ding et al., 2019), and another used 200 μs (Gottlieb et al., 2022). Notably, one of the fourteen studies mentioned implemented adjustments to the pulse widths based on participant characteristics (Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020). Moreover, two additional studies employed variable pulse widths, ranging from 0 to 250 μs (Talis et al., 2015) and from 250 to 500 μs (Dong et al., 2022).

Stimulation frequency. Thirteen studies mentioned the stimulation frequency. Among these studies, nine used a stimulation frequency of 40 Hz (Azmi et al., 2018; Chen et al., 2018; Gottlieb et al., 2022; Lenhart et al., 2014; Meng et al., 2017; Park et al., 2022; Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020). Two studies used a stimulation frequency of 33 Hz (Ding et al., 2019; Hernandez et al., 2010), while two others employed frequencies of 45 Hz (Rane and Bull, 2016) and 65 Hz (Talis et al., 2015).

Stimulation intensity. Twelve studies indicated using a stimulation intensity above the motor threshold (Azmi et al., 2018; Ding et al., 2019; Gottlieb et al., 2022; Lenhart et al., 2014; Meng et al., 2017; Rane and Bull, 2016; Thorp and Adamczyk, 2020) and/or below the pain threshold (Azmi et al., 2018; Gottlieb et al., 2022; Lenhart et al., 2014; Meng et al., 2017; Okamura et al., 2018; Park et al., 2022; Rane and Bull, 2016; Stewart et al., 2007). Four of these studies determined the stimulation intensity based on

a desired mechanical output. Specifically, two studies determined the appropriate stimulation intensity based on the knee flexion angle (Azmi et al., 2018; Ding et al., 2019). In studies (Chen et al., 2018) and (Rane and Bull, 2016), FES intensity was determined upon reaching a specific angle at the ankle (neutral position) or hip (30 – 45° abduction), respectively. Among the 10 studies that evaluated stimulation intensity relative to the pain threshold, one study employed an intensity equivalent to a subjective value of 2 on a 10-point visual analog pain scale (Hernandez et al., 2010) and another an intensity corresponding to 2/3 of the maximum tolerance threshold (Thorp and Adamczyk, 2020).

Stimulation timing. The majority of included studies provided explicit details about the timing of muscle stimulation within the FES protocol. These details are displayed in Tables 1 and 3. In seven studies, electrical muscle stimulation was applied between temporal events of the gait cycle (Azmi et al., 2018; Chen et al., 2018; Dong et al., 2022; Gottlieb et al., 2022; Hernandez et al., 2010; Meng et al., 2017; Okamura et al., 2018; Stewart et al., 2007), described hereafter according to the targeted muscle: Abductor Hallucis muscle from foot-flat to heel-off (mid-stance phase) (Okamura et al., 2018), Biceps Femoris from heel-strike to toe-off (stance phase) (Azmi et al., 2018) or from toe-off to heel-strike (swing phase) (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017), Rectus Femoris from terminal swing to subsequent heel-off (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017), Peroneus Longus muscle from 0% to 80% of the stance phase (Gottlieb et al., 2022), Tibialis Anterior from heel-off to heel-strike (Chen et al., 2018) or from toe-off to heel-strike (swing phase) (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017), Gastrocnemius Lateralis and Soleus muscles (separately) from heel-strike to foot-flat (loading response) (Stewart et al., 2007), from foot-flat to toe-off (Stewart et al., 2007), from heel-off to toe-off (pre-swing phase) (Stewart et al., 2007), or from heel-strike to toe-off (stance phase, only for the Gastrocnemius Lateralis) (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017). Alternatively, five studies applied the stimulation at a specific instant of the gait cycle for a fixed duration (Chen et al., 2018; Dong et al., 2022; Hernandez et al., 2010; Lenhart et al., 2014; Rane and Bull, 2016; Thorp and Adamczyk, 2020): one study stimulated Gastrocnemius Medialis muscle for a duration of 100 ms at 8 different instants of the stance phase and four distinct instants of the swing phase (Thorp and Adamczyk, 2020), two other studies separately stimulated the Soleus and Gastrocnemius Medialis muscles for a 90-ms duration either

at 20% (mid stance) or at 30% (terminal stance) of the gait cycle (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014), and another study stimulated Rectus Femoris muscle for 90 ms either at 50% (pre-swing) or 60% (early-swing) of the gait cycle (Hernandez et al., 2010). Furthermore, studies stimulated the Tibialis Anterior (Chen et al., 2018; Park et al., 2022), Biceps Femoris (Park et al., 2022), Gastrocnemius Medialis (Park et al., 2022), and Quadriceps (Park et al., 2022) muscles according to the activation sequence of these muscles during the gait cycle detected by electromyography (Park et al., 2022). Another study mentioned stimulating these same four muscles, based on the signal of a knee electrogoniometer in a such way, that the timing activation sequence corresponded to the observed muscle activation patterns during normal gait (Talis et al., 2015). However, no information was provided on the timings used to trigger stimulations from the electrogoniometer. Finally, two other studies stimulated Biceps Femoris (Azmi et al., 2018) and Gluteus Medius (Rane and Bull, 2016) during the stance phase of gait. However, they did not provide further details or specific timing information regarding the exact moments of the stimulations within this phase.

Triggering method. Each of the analyzed studies employed different methods to trigger stimulation during walking. Most of these studies triggered stimulation solely using foot-sensitive resistors (Chen et al., 2018; Gottlieb et al., 2022; Stewart et al., 2007), or to combine this trigger with an inertial measurement unit (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017). Three studies used a manual trigger (hand switch) to initiate stimulation during walking (Azmi et al., 2018, 2018; Okamura et al., 2018), while three other studies triggered stimulation based on ground reaction force signals from force plates (Francis et al., 2013; Hernandez et al., 2010; Lenhart et al., 2014). In parallel, three studies respectively triggered stimulation based on the angular velocity signal from an inertial measurement unit (Thorp and Adamczyk, 2020), on electromyography signal (Park et al., 2022), or on a joint angle using a goniometer signal (Talis et al., 2015). Finally, only one study did not specify the type of trigger used (Rane and Bull, 2016).

3.1.6.5. Spatiotemporal parameters

Out of the 15 studies examined, only 6 addressed the effects of stimulation on spatiotemporal parameters of gait (Azmi et al., 2018; Ding et al., 2019; Okamura et al., 2018; Park et al., 2022; Talis et al., 2015; Thorp and Adamczyk, 2020). The findings from these studies were summarized in *Tables 1* and *3*.

Walking speed. Five studies reported the FES effects on walking speed. Only Park et al. (2022) found an 11% increase in walking speed by applying FES to the Biceps Femoris, Rectus Femoris, Tibialis Anterior, and Gastrocnemius Medialis muscles. In contrast, Azmi et al. (2018) revealed a 7% decrease in walking speed when stimulating the Biceps Femoris Long Head muscle during the stance phase. Three other studies did not observe any significant FES effects on walking speed (Ding et al., 2019; Okamura et al., 2018; Talis et al., 2015). The latter studies applied stimulation to Biceps Femoris during the stance phase (Ding et al., 2019), Abductor Hallucis during the mid-stance phase (Hernandez et al., 2010), and to Tibialis Anterior, Biceps Femoris, Gastrocnemius Medialis, and Quadriceps muscles according to their activation sequence during normal gait (Talis et al., 2015).

Step frequency, length and width. Regarding step frequency, one study demonstrated a 13.5% increase in this parameter by applying FES to the Biceps Femoris, Rectus Femoris, Tibialis Anterior, and Gastrocnemius Medialis muscles during overground walking (Park et al., 2022). In contrast, another study observed no effect on this parameter when stimulating the same muscles during treadmill walking (Talis et al., 2015). Neither of the latter two studies found significant effects of FES on step width, step length, or stride length (Park et al., 2022; Talis et al., 2015).

Stance and stride duration. Two studies reported an increase in stance time. In the first study, this parameter was increased by stimulating the Biceps Femoris, Quadriceps, Tibialis Anterior, and Gastrocnemius Medialis muscles according to their activation sequence during normal gait (Talis et al., 2015). The second study observed a longer stride duration when stimulation of the Gastrocnemius Medialis muscle was triggered around foot contact with the ground (Thorp and Adamczyk, 2020). However, a shorter stride duration was noted when stimulation was applied around the propulsive

phase(Thorp and Adamczyk, 2020). Finally, no significant effect was found with the stimulation of the Abductor Hallucis from mid-stance to pre-swing (Okamura et al., 2018).

3.1.6.6. Gait kinematics

Several studies investigated the effects of FES on gait kinematics (*Table 3*). Eleven studies have examined the FES effects on joint and segment angles during overground walking (Azmi et al., 2018; Lenhart et al., 2014; Okamura et al., 2018; Rane and Bull, 2016; Stewart et al., 2007) or on a treadmill (Chen et al., 2018; Dong et al., 2022; Gottlieb et al., 2022; Hernandez et al., 2010; Meng et al., 2017).

Ankle kinematics. Regarding ankle joint, three studies showed an increase in peak plantarflexion angle during walking with three different stimulation configurations. The peak plantarflexion angle during walking was examined with three different stimulation configurations. In the first configuration, ankle plantarflexion angle increased when stimulating the Soleus from foot-flat to toe-off, while no significant results were obtained when the stimulation was triggered from initial contact to foot-flat or from heel-off to toe-off (Stewart et al., 2007). The second configuration resulted in a 1° increase in ankle plantarflexion angle by stimulating the Soleus during the midstance phase (Lenhart et al., 2014). Finally, the third configuration involved the stimulation of the Gastrocnemius Lateralis during the stance phase, in combination with the stimulation of the Tibialis Anterior, Biceps Femoris, and Rectus Femoris throughout the gait cycle (Meng et al., 2017). Chen et al. (2018) found that stimulation of the Tibialis Anterior from heel-off to heel-strike resulted in a 4.3° decrease in the plantar-flexion angle at toe-off event during walking at 1.2 m/s (but not at 0.3, 0.6 and 0.9 m/s), while there were no significant changes in this parameter when the stimulation was applied to this muscle during its activation sequence determined from electromyography. In parallel, four configurations have demonstrated an increased ankle dorsiflexion angle during walking trials conducted on the ground (Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007) or on a treadmill (Chen et al., 2018; Meng et al., 2017).

Table 3. ***Outcomes according to the stimulated muscles with their stimulation timing.***

Note that since up to four muscles can be stimulated during the gait cycle (Dong et al., 2022; Park et al., 2022; Meng et al., 2017; Talis, 2015), the stimulation timing and combined effects are repeated for all stimulated muscles with the same colorcode. When only one muscle was stimulated, the timing and effects are shown in black.

Muscles	Stimulation timings	Outcomes																													REFs
	0% 10% 20% 30% 40% 50% 60% 70% 80% 90% 100%	Spatiotemporal parameters					Ankle					Knee					Hip			Forefoot		Pelvic		Tibial		GRF			GRF impulse			COP shift		
		GS	SD	SW	SL	F	PF	DF	EV	ABD	ROM	Flex	Ext	ROM	MKF	CF	Flex	Ext	ROM	ABD	EV	Tilt	Drop	ITRT	ATFSF	AP	LG	ML	AP	LG	ML	A	P	
GLM															↘								↘						↗	↘	↘			Rane and Bull, (2016)
RF							↗	↗			↗	↗	↘				↗	↘↗	↗														Meng et al. (2017)
												↗	↗	↗			↗	↗	↗														Dong et al. (2022)
		↗		✕	✕	✕																											Park et al. (2022)
												↘					↘																Hernandez et al. (2010)
												↘					↘																Hernandez et al. (2010)
BF		✕	↗	✕	✕	✕																											Talis et al. (2015)
		↗		✕	✕	✕																											Park et al. (2022)
							↗	↗				↗	↘				↗	↘↗	↗														Meng et al. (2017)
											↗	↗	↗	↗			↗	↗	↗														Dong et al. (2022)
BFLH		↘														↗								↘	↘								Azmi et al. (2018)
		✕																															Ding et al. (2019)
LG								↗				↗																					Stewart et al. (2007)
																																	Stewart et al. (2007)
																																	Stewart et al. (2007)
							↗	↗				↗	↘				↗	↘↗	↗														Meng et al. (2017)
											↗	↗	↗	↗			↗	↗	↗														Dong et al. (2022)
MG								↗				↗					↗					↘↗											Lenhart et al. (2014)
												↗																					Meng et al. (2017)
																																	Lenhart et al. (2014)
																										↗					↗		Francis et al. (2013)
		↗		✕	✕	✕																											Park et al. (2022)
		✕	↗	✕	✕	✕																											Talis et al. (2015)
			↘↗																														Thorp and Adamczyk. (2015)
SOL																																	Stewart et al. (2007)
							↗						↗																				Stewart et al. (2007)
							✕																										Stewart et al. (2007)
							↗															↘↗											Lenhart et al. (2014)
																										↘	↗				↗		Francis et al. (2013)
																						↘↗											Lenhart et al. (2014)
																																	Francis et al. (2013)
TA		✕	↗	✕	✕	✕																											Talis et al. (2015)
		↗		✕	✕	✕																											Park et al. (2022)
							↗	↗				↗	↘				↗	↘↗	↗														Meng et al. (2017)
											↗	↗	↗	↗			↗	↗	↗														Dong et al. (2022)
							↘	↗				✕																					Chen et al. (2018)
PIFM		✕	✕					✕												↘	✕					✕	↘	✕					Okamura et al. (2018)
PL									↗																								Gottlieb et al. (2022)

muscles abbreviations *– **GLM**: Gluteus Medius; **RF**: Rectus Femoris; **BF**: Biceps Femoris; **BFLH**: Biceps Femoris Long Head; **LG**: Lateral Gastrocnemius; **MG**: Medial Gastrocnemius; **SOL**: Soleus; **TA**: Tibialis anterior; **PIFM**: Plantar Intrinsic Foot Muscle; **PL**: Peroneus Longus.*

Outcomes abbreviations *– **ABD**: Abduction (frontal plane); **EV**: Eversion (transversal plane); **PF**: Plantarflexion (sagittal plane); **DF**: Dorsiflexion (sagittal plane); **ROM**: Range Of Motion; **MKF**: Medial knee force; **CF**: Compressive force; **AP**: Anteroposterior component; **LG**: Longitudinal component; **ML**: Mediolateral component; **A**: Anterior; **P**: Posterior; **ITRT**: Internal Tibial Rotation Torque; **ATFSF**: Anterior Tibiofemoral Shear Force; **GS**: Gait Speed; **SD**: Stance duration; **SL**: Step Length; **F**: Frequency.*

Others abbreviations *- ↗: Increase; ↘ : Decrease; ↘↗ :Opposite effects achieved at different moments of the gait cycles; ✕: No effect*

Stewart et al. (2007) increased ankle dorsiflexion angle by stimulating the Gastrocnemius Lateralis from foot-flat to toe-off, while Lenhart et al. (2014) obtained a 0.7° increase in ankle dorsiflexion angle by triggering Gastrocnemius Medialis stimulation during midstance. Moreover, Chen et al. (2018), by using FES triggered by a speed-adaptive algorithm, achieved a 2.8° increase in ankle dorsiflexion angle during the swing phase at a speed of 1.2 m/s (but not at 0.3, 0.6, 0.9 m/s), compared to trials without stimulation. Lastly, Meng et al. (2017) increased ankle dorsiflexion by stimulating the Tibialis Anterior in combination with the stimulation of other muscles during the gait cycle, including the Gastrocnemius Lateralis, Biceps Femoris, and Rectus Femoris. Additionally, only Gottlieb et al. (2022) mentioned the effects of FES on ankle eversion. They found that a single session of walking training with a stimulation of the Peroneus Longus induced a 2° increase ankle eversion during early stance (0 - 9% of the stance phase) and a 1° increase ankle eversion during late stance phase (82 - 89% of the stance phase) in the healthy control group. Lastly, only study conducted by Dong et al. (2022) showed a 36.5% (i.e., about 9.1°) increase in the ankle range of motion (ROM) in the sagittal plane, in the condition using an adaptative and reflexive FES controller compared to a condition without FES.

Knee kinematics. Regarding knee joint, six studies reported results related to knee flexion angle in the sagittal plane (Chen et al., 2018; Dong et al., 2022; Hernandez et al., 2010; Lenhart et al., 2014; Meng et al., 2017; Stewart et al., 2007). Knee flexion angle was successfully increased by stimulating the Gastrocnemius Lateralis in isolation between the instants of foot flat and toe-off (Stewart et al., 2007) or in combination with the stimulation of the Tibialis Anterior, Biceps Femoris, and Rectus Femoris during the pre-swing phase (Hernandez et al., 2010). Two other studies indicated a 17.6% increase (i.e., about 9.4°) in the peak knee flexion angle by stimulating the Rectus Femoris, Biceps Femoris, Gastrocnemius Lateralis and Tibialis Anterior on both legs (Dong et al., 2022) and a 3.2°-increase of motion on average by stimulating the Gastrocnemius Medialis at 20% of the gait cycle (Lenhart et al., 2014) or 1.9°-increase of motion on average by stimulating the same muscle at 30% of the gait cycle (Lenhart et al., 2014). In contrast, another study found a 7.5°-decrease in knee flexion angle during walking trials by stimulating the Rectus Femoris on right leg during the pre-swing phase (Hernandez et al.,

2010) and a 1.7°-decrease in knee flexion angle at the early-swing phase (Hernandez et al., 2010). Chen et al. (2018) reported that the stimulation of the Tibialis Anterior between heel-off to heel-strike had no effect on knee flexion angle, but the stimulation of this muscle applied during its activation sequence determined by electromyography resulted in a 1.1°-increase during walking at 0.9 m/s (but not at 0.3, 0.6 and 1.2 m/s). Regarding knee extension angle, two studies reported a 1°-increase in knee extension angle by stimulating the Soleus at the mid-stance (Stewart et al., 2007), a 0.6°-increase by stimulating the Soleus at the terminal stance (Stewart et al., 2007), or a 3.4° increase by stimulating the Rectus Femoris and Biceps Femoris during the terminal swing in combination with the stimulation of the Gastrocnemius Lateralis and Tibialis Anterior through the gait cycle (Dong et al., 2022). Only Meng et al. (2017) showed decreased knee extension angle when the Gastrocnemius Lateralis was stimulated during the loading response in combination with the stimulation of the Biceps Femoris, Rectus Femoris and Tibialis Anterior through the gait cycle. Lastly, only the study conducted by Dong et al. (Dong et al., 2022) showed a 21.6% (i.e., about 12.9°) increase in the knee ROM in the sagittal plane, in the condition using an adaptative and reflexive FES controller compared to a condition without FES.

Hip kinematics. Some studies investigated the FES effects on hip kinematics. Three studies reported a 1.5° increase in the peak hip flexion angle through the stimulation of the Gastrocnemius Medialis during the mid-stance phase (Lenhart et al., 2014), and a 17% (i.e., about 4.8°) increase in the hip flexion angle by stimulating the Rectus Femoris and the Biceps Femoris during the terminal swing in combination with the stimulation of the Gastrocnemius Lateralis and Tibialis Anterior trough the gait cycle (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017). In contrast, a study showed a decrease in the peak hip flexion angle by stimulating the Rectus Femoris during the pre-swing phase and during the early swing phase (Hernandez et al., 2010). Regarding hip extension angle, two studies reported an increase in peak extension angle when stimulating the Biceps Femoris and the Rectus Femoris during the terminal swing in combination with the stimulation of the Gastrocnemius Lateralis and the Tibialis Anterior trough the gait cycle (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017), along with a decrease in hip extension angle during the stance phase (Meng et al., 2017). Finally, these last two studies showed an increase

in the hip ROM in the sagittal plane (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017). One of them specified a 20% (i.e., about 7.6°) increase in the hip ROM in the condition using an adaptative and reflexive FES controller compared to a condition without FES [26].

Pelvic kinematics. Only two studies reported pelvic kinematics (Lenhart et al., 2014; Rane and Bull, 2016). The first one showed a more posteriorly pelvis tilt during the mid-stance phase, occurring 200 ms after stimulation onset of the Gastrocnemius Medialis (Lenhart et al., 2014). Moreover, the same study showed a 0.4° increase in anteriorly pelvis tilt by stimulating the Soleus at mid-stance (Lenhart et al., 2014) and a 0.3° increase in anteriorly pelvis tilt by stimulating the Soleus during the terminal stance (Lenhart et al., 2014). The second study demonstrated a 46% reduction in the pelvis drop towards the swing leg (in the frontal plane) with a stimulation of the Gluteus Medius during the terminal stance (Rane and Bull, 2016).

Foot kinematics. Among the studies reviewed, only Okamura et al. (2018) looked at the effects of FES on foot kinematics during walking. In the FES group, where the Abductor Hallucis was stimulated from the midstance phase to the pre-swing, the timing of the minimum navicular height was significantly later than in the group without FES. Additionally, this study revealed a 17% reduction in forefoot abduction angle (in the transverse plane) relative to the rear foot in the FES group. However, no significant differences were observed in the changes of forefoot dorsiflexion (in the sagittal plane) and eversion (in the frontal plane) angles.

3.1.6.7. Gait kinetics

Four studies have examined the effects of FES on gait kinetics during trials conducted exclusively on level ground (Azmi et al., 2018; Francis et al., 2013; Okamura et al., 2018; Rane and Bull, 2016). The findings from these studies were summarized and displayed in *Tables 1* and *3*.

Ground reaction force. Among the included studies, three of them investigated the effects of FES on ground reaction forces (Francis et al., 2013; Okamura et al., 2018; Rane and Bull, 2016). Okamura et al. (2018) observed a decreased in the peak vertical ground reaction force (2nd peak) by stimulating the Abductor Hallucis from the mid-stance to the

pre-swing. Francis et al. (2013) also showed an increase in the vertical ground reaction force by stimulating the Soleus at 20% of the gait cycle. Additionally, the same study indicated an increased anteroposterior ground reaction force by delivering stimulation to the Gastrocnemius Medialis at 30% of the gait cycle (Francis et al., 2013). Rane and Bull (2016) observed that stimulating the Gluteus Medius during the terminal stance reduced the impulse of mediolateral ground reaction force by 18% during the stance phase and decreased the vertical ground reaction force impulse. While the same stimulation timing of the Gluteus Medius increased the impulse of the anteroposterior ground reaction force (Rane and Bull, 2016). Conversely, a study stimulating the Soleus at 20% and at 30% of the gait cycle showed a decrease in anteroposterior ground reaction force for both timings (Francis et al., 2013).

Two studies examined the forces generated at the knee during FES-assisted walking (Azmi et al., 2018; Rane and Bull, 2016). The first study showed that stimulation applied to the Biceps Femoris Long Head during the early stance reduced anterior tibiofemoral shear forces (Azmi et al., 2018). Furthermore, this stimulation contributed to a 144% increase in the compressive force applied to the lateral condyle of the knee and a 63% decrease in the peak internal tibial rotation torque(Azmi et al., 2018). In the second study, the researchers observed a 4.2% decrease on average in the impulse of the medial knee joint reaction force, with a 6.5% decrease in the magnitude of the mid-stance impulse and a 3.9% in the terminal stance impulse by stimulating the Gluteus Medius of the right leg prior to the right foot strike (Rane and Bull, 2016). In the same study, mean re-ductions in peak force with FES were 13.8% for the first peak and 18.4% for the second peak of the medial knee joint reaction force (Rane and Bull, 2016).

Center of pressure. Only the study conducted by Francis et al. (2013) examined the dis-placement of the center of pressure (CoP) during FES-assisted walking. This study showed an anterior displacement of the CoP when Soleus was stimulated during the mid-stance phase. Similar results were obtained with stimulation of the Gastrocnemius Medialis during the mid-stance phase (Francis et al., 2013).

3.1.7. Discussion

The aim of this article was to perform a systematic review of studies investigating FES effects on gait characteristics in healthy individuals. Fifteen studies were included. Overall, the findings of this review indicate that the application of FES to one or more muscles when walking changes various gait parameters, including spatiotemporal parameters, joint and body segment kinematics and kinetics, and ground reaction forces. However, the FES effects on these parameters varied depending on the stimulated muscles, the timing, and the stimulation parameters.

FES parameters during gait in healthy individuals

All the studies included in this review focused on the effects of FES delivered to muscles of the lower limbs, namely the Gastrocnemius, Biceps Femoris, Rectus Femoris, Tibialis Anterior, Soleus, Abductor Hallucis, Gluteus Medius, and Peroneus Longus. These 15 studies administered electrical muscle stimulation during the phases of physiological activation detected with different devices during normal walking (Vaughan et al., 1992). Depending on the studies, the stimulation partially intervened or covered the entire duration of these activation sequences to increase the level of muscle activation and enhance their agonist or antagonist action during movement.

The FES effects on muscle activation depend on various stimulation parameters, including the intensity, frequency, duration, type of current and pulse width. All the analyzed studies used a stimulation intensity ranging between the motor threshold and the pain or discomfort threshold. This choice ensures that the stimulation produces a motor effect without causing discomfort to the participant. Stimulation intensity, which corresponds to the current amplitude administered during stimulation, modulates the motor units' recruitment and influences the level of muscle fatigue (Downey et al., 2011). Thus, a high intensity would increase the level of force and muscle fatigue generated, while low-intensity stimulation would result in the opposite effect (Downey et al., 2011). Moreover, recent research suggests that high-intensity stimulation not only induces an increase in muscle fiber contraction force but can also lead to antidromic transmission (Bergquist et al., 2011). This particular type of neural transmission originates from the nerve fiber and travels towards the spinal cord, resulting in the inhibition of sensory and

motor impulses originating from the motor neuron pool. Consequently, excessive stimulation intensity reduces the overall activation of the central nervous system (Bergquist et al., 2011). On the other hand, while very low-intensity stimulation promotes orthodromic transmission from the motor neuron pool to the target muscles, it may elicit no motor response (Bergquist et al., 2011). Therefore, it is advisable to determine an optimal stimulation intensity that maximizes the effects induced by FES while minimizing the discomfort the participants perceive during its application.

Additionally, the type of current and stimulation frequency are essential parameters that influence the effects produced by FES due to their impact on motor unit recruitment patterns. Among the included studies, nine delivered muscle electrical stimulation at a frequency of 40 Hz, with a biphasic current in six of them. The choice of these parameters appears relevant because the use of a biphasic wave frequency pattern between 20 Hz and 50 Hz is perceived as clinically more effective and comfortable (Dreibati et al., 2010). Furthermore, this frequency choice seems appropriate as its value corresponds to patterns used to minimize muscle fatigue occurrence (Sayenko et al., 2015; Vromans and Faghri, 2018). Dreibati et al. (2010) highlight that a stimulation frequency below 50 Hz mainly recruits type slow-twitch motor units, characterized by slow contraction and increased fatigue resistance. Conversely, higher frequencies lead to greater recruitment of fast-twitch motor units (type IIa and IIb), which contract rapidly but fatigue more quickly (Baker et al., 1988). These high frequencies can be efficient when fast contractions are required to meet the temporal constraints imposed by the gait cycle. For instance, when a muscle needs to generate force within a very short timeframe, employing high frequencies can enhance the rate of force development (Takeda et al., 2020). Consequently, the stimulation frequency is a crucial parameter that significantly impacts the onset of fatigue, the level of force produced, and the rate of force development. A stimulation frequency aligned with the physiological discharge rates of the motor unit seems to be a good compromise to limit muscle fatigue onset while preserving force production (Fuglevand and Keen, 2003; Taylor and Enoka, 2004).

About pulse width, most studies included in the analysis employed pulse widths spanning from 200 to 400 μs (Azmi et al., 2018; Dong et al., 2022; Francis et al., 2013; Gottlieb et al., 2022; Hernandez et al., 2010; Lenhart et al., 2014; Okamura et al., 2018;

Park et al., 2022; Rane and Bull, 2016; Thorp and Adamczyk, 2020). Additionally, two studies utilized a variable pulse width configuration (Dong et al., 2022; Talis et al., 2015), while one study customized these values based on participant characteristics (Stewart et al., 2007). This stimulation parameter is crucial as its value directly influences the recruitment of muscle fascicles per pulse (Grill and Mortimer, 1996). Grill et al. (1996) observed that short pulse widths (10 μs and 50 μs) lead to a reduction in the recruitment of muscle fascicles. Hence, increasing the pulse width could potentially recruit adjacent fibers as fatigue sets in (Grill and Mortimer, 1996). Investigations targeting soleus stimulation with varying pulse widths (50, 200, 500, and 1000 μs) highlighted that higher pulse widths resulted in more pronounced contractions during plantarflexion (Lagerquist and Collins, 2010). Furthermore, longer pulse widths enable deeper tissue penetration of the stimulation and should be considered when applying FES to deep muscles (Doucet et al., 2012).

Effects of FES on gait parameters in healthy individuals

Several studies have investigated the FES effects on joint and segmental kinematics during walking. Overall, the studies reported that FES produced different results depending on the targeted muscle and the stimulation timing. FES proves to be an effective mean for enhancing ankle plantarflexion and dorsiflexion angles during stance (Stewart et al., 2007), midstance (Lenhart et al., 2014), pre-swing [22], and swing phases (Chen et al., 2018; Meng et al., 2017). Additionally, this technique is able to increase ankle eversion during the early and late stance [29]. Regarding knee angles, FES can increase knee flexion angle during stance (Stewart et al., 2007), midstance (Lenhart et al., 2014), or swing phases (Francis et al., 2013), and increase knee extension angle during the stance phase (Stewart et al., 2007). Lastly, this stimulation method increased hip flexion and extension angles (Dong et al., 2022; Meng et al., 2017).

Conversely, FES can also be used to reduce knee flexion angle during the pre-swing and early swing phases (Hernandez et al., 2010), to decrease knee extension angles during the stance phase (Meng et al., 2017), to restrict pelvic drop during the swing phase (Rane and Bull, 2016), reduce longitudinal arch deformity during the stance phase (Okamura et al., 2018), or reduced only hip flexion angle during the stance phase (Meng

et al., 2017). Although it has been shown that FES is able to increase the agonist or antagonist action of muscles in the lower limbs, it is interesting to note that the action of the same muscle can be modified depending on the timing of stimulation. Indeed, opposite actions have been observed at the knee flexion angle when stimulating the Rectus femoris at the midswing (increase in knee flexion angle) (Dong et al., 2022), compared to stimulation triggered at the pre-swing (Hernandez et al., 2010) or the early swing (decrease in knee flexion angle) (Hernandez et al., 2010). Similarly, changes have been found when stimulating the Gastrocnemius Medialis (Lenhart et al., 2014) at midstance (increased knee flexion angle) compared to the terminal stance (decreased knee flexion angle) (Lenhart et al., 2014).

As for the amplitudes of these changes, the clinical application of FES remains relevant even in light of the subtle alterations it introduces to the joint kinematics of healthy individuals. Several studies investigating elderly fall-related issues have highlighted minimal changes in joint ranges, observable between fallers and non-fallers. For instance, Chiba et al.(2005), examining toe clearance during the swing phase, noted a 3 mm discrepancy between the two groups (Chiba et al., 2005). Similarly, Menz et al. (2006) found a 3.5° variance in ankle flexibility between fallers and non-fallers (Menz et al., 2006). Furthermore, Kerringan et al. (2001) identified a 3° distinction in hip extension between fallers and non-fallers during gait trials conducted at preferred speed (Kerrigan et al., 2001).

In summary, FES can amplify joint angles when applied to agonist muscles while reducing it when delivered to antagonist muscles. Moreover, opposite effects may be obtained according to the stimulation timing for a same stimulated muscle. Finally, modifications induced by FES, even minimal, have a potential to substantially enhance gait patterns in healthy individuals.

In addition to gait kinematics, various studies included in this review reported that FES was an effective means for changing gait kinetics. Among these studies, two reported changes in ground reaction forces and CoP by stimulating various muscles belonging to the lower limbs at different timings of the gait cycle. Regarding the ground reaction forces two studies have found an increase in second peak vertical force by stimulating the Abductor Hallucis from midstance to pre-swing (Okamura et al., 2018), the Soleus at 20%

of the gait cycle (Francis et al., 2013), and the Gastrocnemius Medialis at 20% and 30% of the gait cycle (Francis et al., 2013). Moreover, contrasting results were obtained concerning the anteroposterior component of the ground reaction force by stimulating the Soleus and the Gastrocnemius Medialis during the stance phase. Francis et al. (2013) have shown an increase in this anteroposterior force, 150 ms after the onset of Gastrocnemius Medialis stimulation at 30% of the gait cycle. Conversely, a decrease of the anteroposterior component was obtained 100 ms after the Soleus stimulation onset at 30% of the gait cycle and 50 ms after the Soleus stimulation onset at 20% (Francis et al., 2013). These results are accompanied by a CoP anterior displacement, 100 ms after the Soleus and the Gastrocnemius Medialis stimulation onset at 20% of the gait cycle. Hence, the stimulation timing seems to influence the contribution of these plantar flexor muscles in the forward propulsion (Francis et al., 2013). These findings align with earlier studies conducted by Kimmel et al. (2006) and Neptune et al. (2004) indicating that the Soleus can function as a braking mechanism during its early activation (midstance) but can contribute to forward propulsion when activated later in the gait cycle (terminal stance and pre-swing) (Kimmel and Schwartz, 2006; Neptune et al., 2004).

Concerning the ground reaction force impulse, only the study conducted by Rane and Bull (2016) indicates an increase of the anteroposterior component when the Gluteus Medius is at its maximum stimulation intensity during the stance phase (Rane and Bull, 2016). Furthermore, the same stimulation reduced the vertical ground reaction force impulse and the mediolateral ground reaction force impulse by 18% (Rane and Bull, 2016). According to this study, the stimulation of the Gluteus Medius seems to lead to an increase in forward braking and a lateral shift of the body's center of mass toward the stance leg (Rane and Bull, 2016).

Regarding the effects of FES on muscle and joint forces, three studies have shown that using FES during the stance phase modifies the force impulses of the Biceps Femoris Long Heads and the Gluteus Medius (Ding et al., 2019; Rane and Bull, 2016). Moreover, increased activation of the Gluteus Medius and Biceps Femoris Long Heads has been found to alter the forces applied to the knee during walking (Azmi et al., 2018; Rane and Bull, 2016). Stimulating the Gluteus Medius during the stance phase resulted in a 12.5% overall reduction in the medial knee joint reaction force impulse during mid-stance and

terminal stance. Additionally, there was an average reduction of 13.8% for the first peak and 18.4% for the second peak (Rane and Bull, 2016). Concerning the Biceps Femoris Long Head, stimulating of this muscle led to a reduction in anterior tibiofemoral shear forces, 144% increased total compressive forces applied to the lateral knee condyle, and a 63% decrease in the peak of internal tibial rotation torque (Azmi et al., 2018). Therefore, the findings suggest that FES can effectively modify muscle and joint forces during walking in healthy individuals, potentially offering benefits for gait biomechanics and joint loading.

Several studies have investigated the effects of FES on spatiotemporal parameters during overground (Azmi et al., 2018; Ding et al., 2019; Okamura et al., 2018; Park et al., 2022) or treadmill walking (Talis et al., 2015; Thorp and Adamczyk, 2020). The findings regarding walking speed varied across the studies. Park et al. (2022) observed an 11% increase in walking speed in an older population (mean age: 75) when stimulating the Rectus Femoris, the Biceps Femoris, the Tibialis Anterior, and the Gastrocnemius Lateralis at different moments of stance and swing phases, based on the activation sequences of these muscles determined from electromyography (Park et al., 2022). However, Azmi et al. (2018) reported a 7% decrease in walking speed in a younger population (mean age: 26 years) when stimulating the Biceps Femoris Long Head during the stance phase. Moreover, three studies conducted with young individuals found no effect of FES on walking speed during overground walking (Okamura et al., 2018; Park et al., 2022) or treadmill walking (Talis et al., 2015). Additionally, two studies reported increased stance time when agonist and antagonist muscles of the leg and thigh were stimulated (Talis et al., 2015; Thorp and Adamczyk, 2020). These results were associated with a slowing of the stride during foot-ground contact and an acceleration of the stride around the propulsive phase during treadmill walking (Thorp and Adamczyk, 2020). Only one study showed a 13.5% increase in step frequency when muscles of the leg and thigh were stimulated at different moments of the stance and the swing phases during overground walking trials (Park et al., 2022). Lastly, the studies mentioned earlier found no significant effect of FES on step width, step frequency, or stride length during overground and treadmill walking (Park et al., 2022; Talis et al., 2015; Thorp and Adamczyk, 2020). In conclusion, these findings suggest that FES can modify

spatiotemporal parameters during gait. However, the effects can vary based on factors such as the population type (older or young individuals), the stimulated muscles, and their stimulation timing.

Applications, perspectives, and limitations

Overall, the results suggest that FES is an effective tool for modifying gait characteristics in healthy individuals. Its use in the healthy population could have many applications. Firstly, FES may enhance the understanding of muscle roles during human gait, thereby facilitating the development and validation of more sophisticated musculoskeletal models (Ding et al., 2019). Furthermore, this technology can potentially contribute to developing solutions aimed at reducing or altering mechanical stress on human biological tissues, such as bones, muscles, tendons, or cartilage (Azmi et al., 2018; Rane and Bull, 2016). Finally, FES could also be exploited as an assistive or training solution to improve walking performance in both healthy individuals and those with mobility impairments, including the elderly (Park et al., 2022). In particular, it would be relevant to investigate the effects of FES on balance and energetics during walking in the elderly population. This is crucial considering that the increased risk of falls and heightened energy expenditure during walking in this demographic appear primarily associated with muscular factors (Begue et al., 2021; DeVita and Hortobagyi, 2000; Franz, 2016; Robinovitch et al., 2013).

It is important to acknowledge the limitations of this review. The studies included in this review had varying objectives and methodologies. Furthermore, there was variation in the FES devices used and their configurations across the studies. Consequently, the substantial variability observed between studies can make it difficult to interpret and compare results. Nevertheless, overall, the results of these studies demonstrate that electrical stimulation can be used to modify the kinematic, kinetic and spatio-temporal parameters of walking in healthy individuals. Moreover, a limitation of this review is the absence of an examination of the effects of FES on muscle activity (EMG) during walking. Considering the diverse body of research on this topic, it is not feasible to comprehensively address all the findings from these studies within the scope of this systematic review. Nevertheless, due to the extensive nature of this subject, it warrants

further attention in future research. Lastly, no study has investigated the chronic effect of FES on gait in healthy individuals. This deserves special attention to understand the effects that this technology could have on the physiological and biomechanical aspects of walking.

3.1.8. Conclusion

This review provides a comprehensive overview of the effects of functional electrical stimulation on gait characteristics in healthy individuals. The findings unequivocally demonstrate the effectiveness of FES in altering gait kinetics, in particular ground reaction forces and their impulses, center of pressure displacement and knee joint reaction force. Moreover, applying FES to agonist muscles results in amplified joint kinematics, while the stimulation of antagonist muscles leads to reduced ranges of motion. As a result of its effects on gait kinematics and kinetics, the FES is able to modify spatiotemporal parameters, such as gait speed, step cadence, and stance duration.

However, it is important to be aware that the observed effects exhibit variations based on a multitude of factors, including the demographic composition of the studied population (e.g., older or younger individuals), the specific muscles stimulated, the timing of stimulation, and essential parameters like frequency, intensity, and pulse width. As a result, the use of FES remains complex and necessitates further investigations to understand the impact of these factors on muscle contributions during gait patterns, force production, fatigue onset in stimulated muscles, and biomechanical gait characteristics in healthy individuals. Furthermore, it is crucial to deepen our knowledge through rigorous and extensive research in order to exploit its full potential as a solution for improving gait performance in healthy people.

Author Contributions: Conceptualization, T.A. and T.C.; methodology, T.A. and T.C.; software, T.A. and T.C.; formal analysis, T.A. and T.C.; writing—original draft preparation, T.A.; writ-ing—review and editing, T.A., M.B., B.J., N.P., and T.C.; supervision, M.B., N.P., and T.C. All au-thors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This work was supported by a Regional Research Grant from the Réunion Region (#338715), from the European Regional Development Fund (FEDER). This work is part of the e-WALKING project (ANR-22-CE19-0009-01) funded by the French National Research Agency (ANR).

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: Not applicable.

Acknowledgments: The authors thank Mr. Boukanéti Jacques for his valuable guidance throughout this study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest

3.1.9. Appendix A

The search terms were adjusted for each database:

Pubmed: 1791 results. ('functional electrical stimulation') AND ('gait' OR 'walking' OR 'locomotion') AND ('healthy' OR 'able-bodied' OR 'normal' OR 'non-disabled') Filters: English, French. *Mesh option :* (("functional"[All Fields] OR "functional s"[All Fields] OR "functionalities"[All Fields] OR "functionality"[All Fields] OR "functionalization"[All Fields] OR "functionalizations"[All Fields] OR "functionalize"[All Fields] OR "functionalized"[All Fields] OR "functionaliz-es"[All Fields] OR "functionalizing"[All Fields] OR "functionally"[All Fields] OR "func-tionals"[All Fields] OR "functioned"[All Fields] OR "functioning"[All Fields] OR "func-tionings"[All Fields] OR "functions"[All Fields] OR "physiology"[MeSH Subheading] OR "physiology"[All Fields] OR "function"[All Fields] OR "physiology"[MeSH Terms]) AND ("electric stimulation"[MeSH Terms] OR ("electric"[All Fields] AND "stimulation"[All Fields]) OR "electric stimulation"[All Fields] OR ("electrical"[All Fields] AND "stimula-tion"[All Fields]) OR "electrical stimulation"[All Fields]) AND ("gait"[MeSH Terms] OR "gait"[All Fields] OR ("walked"[All Fields] OR "walking"[MeSH Terms] OR "walk-ing"[All Fields] OR "walks"[All Fields]) OR ("locomote"[All Fields] OR "locomoted"[All Fields] OR "locomoter"[All Fields] OR "locomotes"[All Fields] OR "locomoting"[All Fields] OR "locomotion"[MeSH Terms] OR

"locomotion"[All Fields] OR "locomotions"[All Fields] OR "locomotive"[All Fields] OR "locomotives"[All Fields])) AND ("healthies"[All Fields] OR "healthy"[All Fields] OR "able bodied"[All Fields] OR ("normalisation"[All Fields] OR "normalisations"[All Fields] OR "normalise"[All Fields] OR "normalised"[All Fields] OR "normalises"[All Fields] OR "normalising"[All Fields] OR "normalization"[All Fields] OR "normalizations"[All Fields] OR "normalize"[All Fields] OR "normalized"[All Fields] OR "normalizer"[All Fields] OR "normalizers"[All Fields] OR "normalizes"[All Fields] OR "normalizing"[All Fields] OR "normally"[All Fields] OR "normals"[All Fields] OR "tis-sues"[MeSH Terms] OR "tissues"[All Fields] OR "normal"[All Fields]) OR "non disa-bled"[All Fields])) AND (english[Filter] OR french[Filter].

Embase: 205 results. 'functional electrical stimulation': ti,ab,kw AND ('gait':ti,ab,kw OR 'walking':ti,ab,kw OR 'locomotion':ti,ab,kw) AND ('healthy':ti,ab,kw OR 'able-bodied':ti,ab,kw OR 'nor-mal':ti,ab,kw OR 'non-disabled':ti,ab,kw) AND ([english]/lim OR [french]/lim).

Epistemonikos: 10 results. (Title:("gait" OR "walking" OR "locomotion") OR abstract:("gait" OR "walking" OR "lo-comotion")) AND (title:("functional electrical stimulation") OR abstract:("functional elec-trical stimulation")) AND (title:("healthy" OR "normal" OR "able bodied" OR "non dis-abled") OR abstract:("healthy" OR "normal" OR "able bodied" OR "non disabled")) AND ([english]/lim OR [french]/lim).

COCHRANE Library: 139 results. ('gait' OR 'walking' OR 'locomotion'): ti,ab,kw AND ('functional electrical stimula-tion'):ti,ab,kw AND ('healthy' OR 'able-bodied' OR 'normal' OR 'non-disabled'):ti,ab,kw AND (English OR French) (Word variations have been searched)".

Scopus: 426 results. (TITLE-ABS-KEY ('functional AND electrical AND stimulation') AND TITLE-ABS-KEY (gait OR walking) AND TITLE-ABS-KEY (healthy OR able-bodied OR normal)) AND (LIMIT-TO (LANGUAGE, "English") OR LIMIT-TO (LANGUAGE, "French")).

PEDro: 12 results. (Functional electrical stimulation gait healthy), (Functional electrical stimulation gait able-bodied), (Functional electrical stimulation gait normal), (Functional electrical stimulation gait non-disabled), (Functional electrical stimulation walking

healthy), (Functional electrical stimulation walking able-bodied), (Functional electrical stimulation walking normal), (Functional electrical stimulation walking non-disabled) Selection of results in English and French.

3.2. **Étude 2.** Société de Biomécanique young investigator award 2022 : Effects of applying functional electrical stimulation to ankle plantarflexor muscles on forward propulsion during walking in young healthy adults

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans la revue « *Journal of Biomechanics* »

Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2024. Société de Biomécanique young investigator award 2022: Effects of applying functional electrical stimulation to ankle plantarflexor muscles on forward propulsion during walking in young healthy adults. Journal of Biomechanics 168, 112114. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112114.

3.2.1. Contributions des auteurs :

Pour cette seconde étude, la conception du protocole de recherche a été réalisée en collaboration avec Mickaël Begon, Nicolas Peyrot et Teddy Caderby (conceptualisation, méthodologie). J'ai préparé la configuration expérimentale (dispositif d'analyse du mouvement, mesures isométriques, vérification des réglages du stimulateur sur oscilloscope) et mené des essais pilotes pour vérifier la faisabilité du protocole et l'affiner au besoin. J'ai recruté les participants et conduit l'ensemble des collectes, incluant l'acquisition des données de marche sur sol à vitesses spontanées, ainsi que les mesures de couple évoqué à la cheville (investigation, ressources). J'ai développé des scripts Matlab, afin de traiter et organiser les données (logiciel, curation des données). J'ai également réalisé les analyses statistiques, interprété les résultats (analyse formelle), puis rédigé la version initiale du manuscrit (rédaction — version originale). Les co-auteurs ont contribué à la révision critique du manuscrit (rédaction — révision et édition) et assuré la supervision de ce travail. Ce travail a été financé par une bourse de la Région Réunion et par le projet ANR e-WALKING.

3.2.2. Résumé :

La revue systématique a confirmé que la stimulation électrique fonctionnelle peut modifier la biomécanique de la marche chez le sujet sain, mais qu'aucune étude n'avait spécifiquement investigué ses effets sur la fonction propulsive de la cheville. Cette deuxième étude visait à tester l'hypothèse selon laquelle l'application de la stimulation

électrique fonctionnelle aux muscles fléchisseurs plantaires (soléaire et gastrocnémien indépendamment, et les deux simultanément) durant la phase de propulsion augmenterait la génération de puissance à la cheville et, par conséquent, améliorerait la propulsion vers l'avant au cours de la marche chez de jeunes adultes en bonne santé. Par ailleurs, les effets respectifs de la stimulation isolée du soléaire, du gastrocnémien et de leur stimulation combinée sur la propulsion et sur le couple de flexion plantaire évoqué au repos ont été explorés. Cette analyse visait à documenter la capacité de chaque configuration à produire un couple articulaire additionnel et à examiner si les différences fonctionnelles entre ces muscles se traduisent par des réponses distinctes à la stimulation.

Sur le plan méthodologique, 15 jeunes adultes en bonne santé ont marché à leur vitesse spontanée le long d'un couloir de 7 m à travers quatre conditions : sans stimulation, avec stimulation bilatérale du soléaire, du gastrocnémien, et des deux muscles simultanément. La stimulation a été appliquée juste sous le seuil d'inconfort durant la phase de propulsion, définie entre le décollement du talon et le décollement des orteils. Deux plateformes de force et un système de capture de mouvement ont permis de mesurer la biomécanique articulaire du membre inférieur, les forces de réaction au sol et les paramètres spatio-temporels de la marche.

Les résultats ont montré que la stimulation électrique fonctionnelle augmentait significativement la puissance à la cheville (+22 à 28 % selon les conditions), la force propulsive (+15 à 18 %) et la vitesse de marche (+14 à 20 %). De plus, la vitesse de marche était significativement plus élevée (+5 %) pour la stimulation combinée du soléaire et du gastrocnémien par rapport à la stimulation du gastrocnémien seul, sans effet supplémentaire sur les autres paramètres de marche.

En conclusion, nous avons montré que la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires, séparément ou simultanément, durant la phase de propulsion améliore la génération de puissance à la cheville et, par conséquent, la propulsion vers l'avant au cours de la marche chez de jeunes adultes en bonne santé. La stimulation combinée du soléaire et du gastrocnémien a produit la plus grande amélioration de la vitesse de marche, sans affecter les autres paramètres de la marche. Ces résultats pourraient être utiles pour le développement de solutions basées sur la

stimulation électrique fonctionnelle visant à améliorer la marche chez des personnes présentant une altération de la propulsion à la cheville, telles que les personnes âgées. Toutefois, ces résultats reflètent les effets combinés de la stimulation électrique fonctionnelle et des ajustements de vitesse, puisque la vitesse de marche a augmenté avec la stimulation. Or, la vitesse influence directement les paramètres de propulsion et la dynamique articulaire du membre inférieur. Dans cette étude, il n'était donc pas possible de dissocier les effets propres de la stimulation de ceux liés à l'augmentation de vitesse. Ce constat a motivé la réalisation de la troisième étude, dans laquelle la vitesse de marche a été contrôlée.

Société de Biomécanique Young Investigator Award 2022

Effects of applying functional electrical stimulation to ankle plantarflexor muscles on forward propulsion during walking in young healthy adults

Authors: Thomas Aout[a], Mickaël Begon[b,c], Nicolas Peyrot[a,d], Teddy Caderby[a]

Affiliations: [a] Laboratoire IRISSE-EA 4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de la Réunion, 97430 Le Tampon, La Réunion.
[b] Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Université de Montréal, Québec, Canada.
[c] Centre de Recherche du CHU Sainte-Justine, Université de Montréal, Montreal, QC H3C 3J7, Canada.
[d] Mouvement - Interactions - Performance, MIP, Le Mans Université, UR 4334, 72000 Le Mans, France.

Corresponding author: Teddy Caderby, Laboratoire IRISSE-EA 4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de la Réunion, 117 rue du Général Ailleret, 97430 Le Tampon, La Réunion. Tel: +262 2 62 91 20 06; Fax: +262 2 62 57 95 71.
E-mail: teddy.caderby@univ-reunion.fr

Keywords: Gait; Joint power; Speed; Peripheral neuromodulation; Assistive technology.

3.2.3. Abstract:

Background: The triceps surae muscle, composed of the gastrocnemius and soleus muscles, plays a major role in forward propulsion during walking. By generating positive ankle power during the push-off phase, these muscles produce the propulsive force required for forward progression.

Objective: This study aimed to test the hypothesis that applying functional electrical stimulation (FES) to these muscles (soleus, gastrocnemius or the combination of the two) during the push-off phase would increase the ankle power generation and, consequently, enhance forward propulsion during walking in able-bodied adults.

Methods: Fifteen young adults walked at their self-selected speed under four conditions: no stimulation, with bilateral stimulation of the soleus, gastrocnemius, and both muscles simultaneously. Muscles were stimulated just below the discomfort threshold during push-off, i.e., from heel-off to toe-off.

Results: FES significantly increased ankle power (+22 to 28% depending on conditions), propulsive force (+15 to 18%) and forward progression parameters such as walking speed (+14 to 20%). Furthermore, walking speed was significantly higher (+5%) for combined soleus and gastrocnemius stimulation compared with gastrocnemius stimulation alone, with no further effect on other gait parameters.

Conclusion: Our results demonstrate that applying FES to the gastrocnemius and soleus, separately or simultaneously during the push-off phase, enhanced ankle power generation and, consequently, forward propulsion during walking in able-bodied adults. Combined stimulation of the soleus and gastrocnemius provided the greatest walking speed enhancement, without affecting other propulsion parameters. These findings could be useful for designing FES-based solution for improving gait in healthy people with propulsion impairment, such as the elderly.

3.2.4. Introduction

Walking is a complex activity that involves the coordination of several muscles and joints to ensure the forward progression of the body while maintaining balance. Generating the forces to move forward, often called *forward propulsion*, is a fundamental aspect of healthy walking. It is generally accepted that the gastrocnemius and soleus muscles play a predominant role in forward propulsion during normal walking, despite discrepancies in their relative contribution noted between experimental (Gottschall and Kram, 2003) and modeling studies (McGowan et al., 2009; Neptune et al., 2001). By generating positive mechanical power at the ankle joint during the push-off phase (heel-off to toe-off of the trailing leg), these muscles produce a forward-directed ground reaction force (GRF) that accelerates the center of mass forward (Hsiao et al., 2015). This propulsive force is directly linked to walking speed (Peterson et al., 2010). Any weakness or impairment of these muscles, including those induced by aging, may affect the propulsion. In addition to the reduced walking speed and step length associated with aging (Elble et al., 1991), adaptative strategies arise to compensate for the decreased ankle power generation during the push-off phase (DeVita and Hortobagyi, 2000; Judge et al., 1996). Generally, older people increase hip and knee powers, which is thought to increase the energy cost (Pieper et al., 2021) and instability of gait (Browne and Franz, 2017). Therefore, maintaining or restoring the propulsive function of plantarflexor muscles is critical for promoting walking and reducing the risk of falling.

Functional electrical stimulation (FES) has been proposed for improving walking function by inducing muscle contractions via low-intensity current applied to neuromuscular tissues. Extensive research has considered its impact for enhancing gait performance in individuals with neuromuscular disorders (e.g., spinal cord injuries or strokes), especially by correcting foot drop problems and propulsion deficits (Hsiao et al., 2016; Kobetic et al., 1997; Melo et al., 2015). FES application to the triceps surae during the push-off phase has been shown to increase the propulsive force and walking speed in post-stroke patients (Kesar et al., 2009). This technique may also be used as a short-term therapeutic intervention to restore the propulsive function of ankle plantarflexors muscles, thereby enhancing gait efficiency and balance in patients (Paul

et al., 2008). Hence, FES constitutes an effective solution for improving the propulsive function of the ankle plantarflexors during walking in disabled people.

Recently, a systematic review concluded that FES may also be used to modify kinematics, kinetics, and spatiotemporal gait parameters in able-bodied people without causing discomfort (Aout et al., 2023). Although four studies examined the effects of applying FES to ankle plantarflexors on gait biomechanics (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020), only one looked at its impact on propulsion (Francis et al., 2013). This study revealed that stimulation of the gastrocnemius at 30% of the gait cycle (for 90 milliseconds) resulted in an increased propulsive force, while applying the same stimulation to the soleus yielded the opposite effect. Studies focusing on lower limb joint angles have consistently shown contrasting results depending on whether the soleus or gastrocnemius was stimulated (Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007). It is important to consider that these results could be related to timing of stimulation. Indeed, using musculoskeletal modeling, Neptune et al. (2001) have shown that during the midstance phase (nearly at 30% of the gait cycle), soleus contributes to decelerating forward rotation of the tibia, while the gastrocnemius accelerates knee flexion. In clear, gastrocnemius and soleus muscles have distinct actions especially during midstance, whereas they contribute synergistically to propulsion during the push-off phase (Zajac et al., 2003).

Although these findings suggest that applying FES to the plantarflexor muscles holds the potential for modulating the propulsive force during walking in healthy individuals, there are still several aspects that need to be clarified. Firstly, among the aforementioned studies, none investigated the mechanisms responsible for changes in propulsive force (e.g., ankle moment and power), nor examined the consequences on key parameters of forward progression (walking speed, step cadence, and length). Additionally, while it is generally accepted that soleus and gastrocnemius have synergistic actions during the push-off phase (Zajac et al., 2003), it remains to be verified whether stimulation of these muscles during this phase, either individually or in combination, can effectively increase propulsion. Interestingly, authors have shown that combined stimulation of two synergistic muscles in elbow flexion increases the evoked force at rest compared to stimulation of just one of these muscles, although this did not

produce a greater effect during voluntary contraction (Williams and Bilodeau, 2004). To our knowledge, the comparison between the effects of combined and isolated application of FES to the soleus and gastrocnemius on gait propulsion remains unexplored in able-bodied people. Such knowledge could be useful in developing FES-based solutions for able-bodied individuals facing propulsion limitations, such as the elderly.

The aim of this study was to test the hypothesis that applying FES to the ankle plantarflexor muscles (gastrocnemius, soleus or combination of the two) during the push-off phase would increase ankle power generation and, consequently, enhance forward propulsion in able-bodied adults. Further, we explored the effects of isolated and combined soleus and gastrocnemius stimulation on forward propulsion and evoked ankle torque at rest.

3.2.5. Materials and methods

3.2.5.1. Population

Fifteen young, healthy adults volunteered for this study (13 males; age: 22±3 years; height: 1.74±0.09 m; and body mass: 66.7±9.2 kg). None of the participants had a history of neurological, orthopedic disorders or any other conditions that could affect their walking ability. Comprehensive information about the study procedure was provided to all participants, who gave their written consent. This protocol, which complies with the Declaration of Helsinki, was approved by the local institutional review board.

3.2.5.2. FES settings

Two independent wearable two-channel stimulators (O2CHSII, Odstock Medical Ltd, UK), positioned at belt level, were used to apply electrical muscle stimulation to each leg independently. A pair of self-adhesive electrodes (5x9 cm, Axelgaard, Denmark) was placed over the belly of the gastrocnemius, encompassing both the lateralis and medialis chiefs (*Figure 1*4) as described in (Kim et al., 2005). Another pair of electrodes (5x5 cm) was put on the soleus muscle's medial motor point, i.e., beneath the distal end of the gastrocnemius medialis (Kim et al., 2005). We customized electrode positions for each

participant to avoid any observable contraction of the soleus when the gastrocnemius was stimulated, and vice versa.

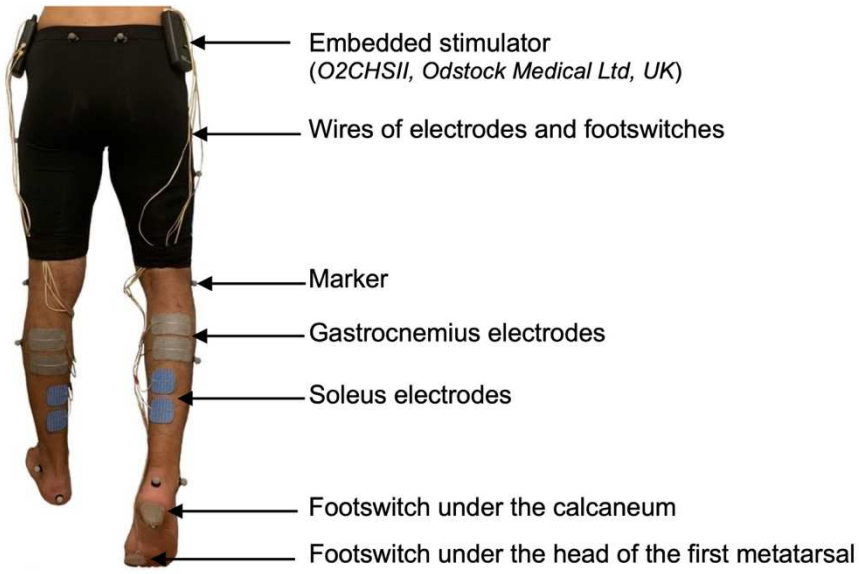


***Figure 14.* FES electrodes, footswitches and marker placement on lower limbs.**

The participant was then positioned in the prone position on an isokinetic dynamometer (CON-TREX MJ, Physiomed, Germany), with the ankle joint aligned with the dynamometer axis and maintained at a neutral 90° angle. Participants were instructed to stay relaxed to measure the evoked torque at rest. An asymmetric biphasic current (40 Hz; 60 mA) was employed to stimulate the muscles (Aout et al., 2023), and the pulse width was adjusted for each muscle by increasing it in steps of 0.5 units (five trials each), ranging from 0 to 9 (maximum), until discomfort was reported. The pulse width immediately preceding the discomfort threshold was taken as the maximum tolerable stimulation level. Correspondence between units and pulse width was obtained using manufacturer data and measurements with an oscilloscope. The protocol was applied to each muscle and each leg, incorporating a 5-minute rest in between. Maximal voluntary isometric contractions (MVIC) were measured for each leg after determining maximum tolerable levels. Finally, resulting ankle torques at rest were normalized against body mass (N.m/kg) and presented as a percentage of MVIC (%MVIC).

3.2.5.3. Gait protocol

Before walking trials, two footswitches were placed under the calcaneum and the first metatarsal and coupled with each stimulator to stimulate either the soleus, gastrocnemius, or both muscles simultaneously during the push-off phase of gait from heel-off to toe-off. Retroreflective markers (14-mm diameter) were fixed bilaterally on bony landmarks according to Vicon's Plug-in-Gait lower-body model (Kadaba et al., 1990). A motion capture system equipped with 14 cameras (6 Bonita and 8 Vero cameras, Vicon, UK) was used to collect the kinematic data at 200 Hz.

Then participants were asked to walk at their spontaneous self-selected speed along a 7-m walkway, wearing their own shoes. Two force plates (60x40 cm, AMTI, USA), embedded in the middle of the walkway, measured the GRF at 1000 Hz and two pairs of photoelectric cells, placed 0.45 m before and 0.60 m after the force plates, measured the gait speed. After walking familiarization trials with FES, the participants were asked to perform walking trials under four conditions: without stimulation (S_0, control condition), with stimulation of the soleus (S_S), gastrocnemius (S_G), and both muscles simultaneously (S_{SG}). In each stimulation condition (except for S_0), targeted muscles were bilaterally stimulated using the two wearable stimulators during the push-off phase, i.e., stimulation was triggered when the supporting heel lifted off the ground and stopped when the first metatarsal lifted off. The order of conditions was randomized, and then at least five successive trials were completed for each condition. Trials were considered valid if only the dominant foot had made complete contact with a force plate. A 5-minute rest period was respected between conditions to avoid fatigue and prevent potential after-effects from any condition.

3.2.5.4. Data processing

Data were extracted using Nexus Software (Vicon, UK) with the Vicon Plug-in-Gait model (version 2.15, UK), with marker trajectories low-pass filtered using a second-order Butterworth filter (10-Hz cut-off frequency). Subsequently, data were imported into customized Matlab programs (The MathWorks, USA) to compute gait kinematics, kinetics, and spatiotemporal parameters. The analysis extended to specific joint mechanical work calculations, including the time-integral under the second peak of

ankle power (A2), the fourth peak of knee power (K4) and the third peak of hip power (H3) (Cofré et al., 2011), as illustrated in *Figure 15*. In line with studies on forward propulsion (Kondo et al., 2021; Riley et al., 2001), the following variables were reported: walking speed, cadence, step length, gait phase durations, joint mechanical work, as well as peaks of anteroposterior GRF, joint angles, and joint powers. In addition, peaks of joint torques and joint angular velocities were investigated to interpret the joint power (Mentiplay et al., 2018; Riley et al., 2001).

3.2.5.5. Statistical analysis

A repeated-measures ANOVA was conducted using Jamovi (version 2.4.8.0) to compare the evoked ankle torques at rest between the three FES conditions (S_S, S_G, and S_{SG}), focusing solely on the results pertaining to the dominant leg. Mean and standard deviation values for each gait parameter were calculated over the five trials collected in each experimental condition. Repeated-measures ANOVA with the four conditions (S_0, S_S, S_G, and S_{SG}) as a within-subject factor were conducted on each gait parameter obtained for the dominant leg. When a significant difference was found, pairwise comparisons were performed using Holm-Bonferroni post-hoc test. Effect sizes were reported using the partial eta-squared value (η^2), which should be interpreted as small $\eta^2<0.01$; medium $0.01\leq \eta^2 \leq 0.14$; and large $\eta^2>0.14$. The level of statistical significance was set at $\alpha=0.05$.

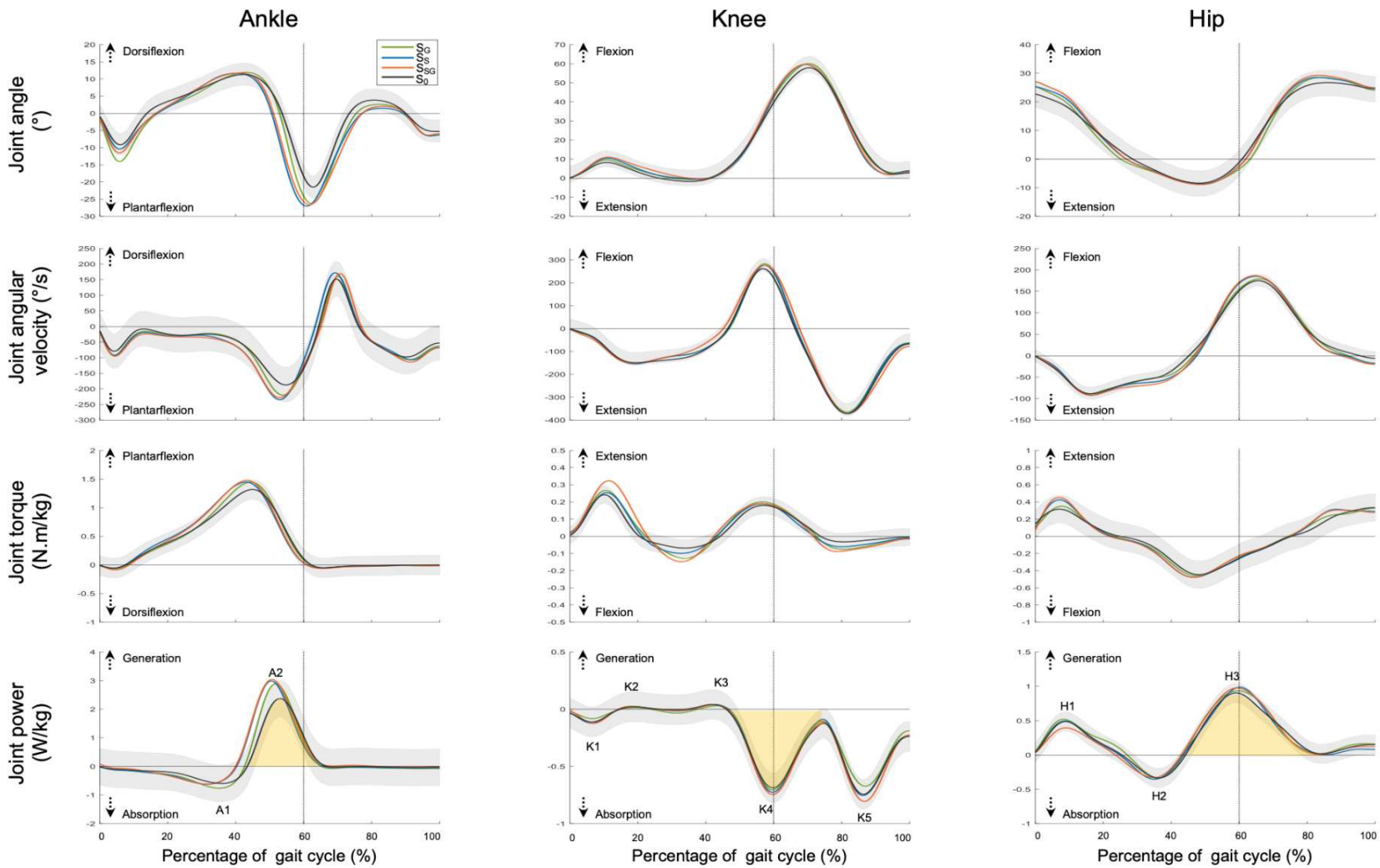


***Figure 15**. Illustration of kinetic and kinematic variables for the ankle, knee and hip joints.*

Mean curves for each experimental condition were represented, with only the standard deviation for the control condition displayed in gray. Lastly, the analyzed work at the ankle, knee, and hip joints is represented by yellow areas under the second peak of ankle power (A2), the fourth peak of knee power (K4), and the thrird peak of hip power (H3), respectively.

3.2.6. Results

3.2.6.1. Evoked ankle torques at rest

The pulse width corresponding to the maximum tolerable stimulation threshold was on average 225 ± 91 µs (5.5 units) for the soleus and 300 ± 97 µs for the gastrocnemius (7 units). Seven participants tolerated the maximum setting (390 µs) on the stimulator for at least one muscle and described these pulse widths as tolerable, albeit close to discomfort. The evoked torques at rest varied significantly according to the stimulated muscle ($P<0.001$, $\eta^2=0.349$, *Figure 16*), with the combined stimulation (S_{SG}) yielding the highest torque, followed by soleus (S_S) and then gastrocnemius stimulation (S_G).

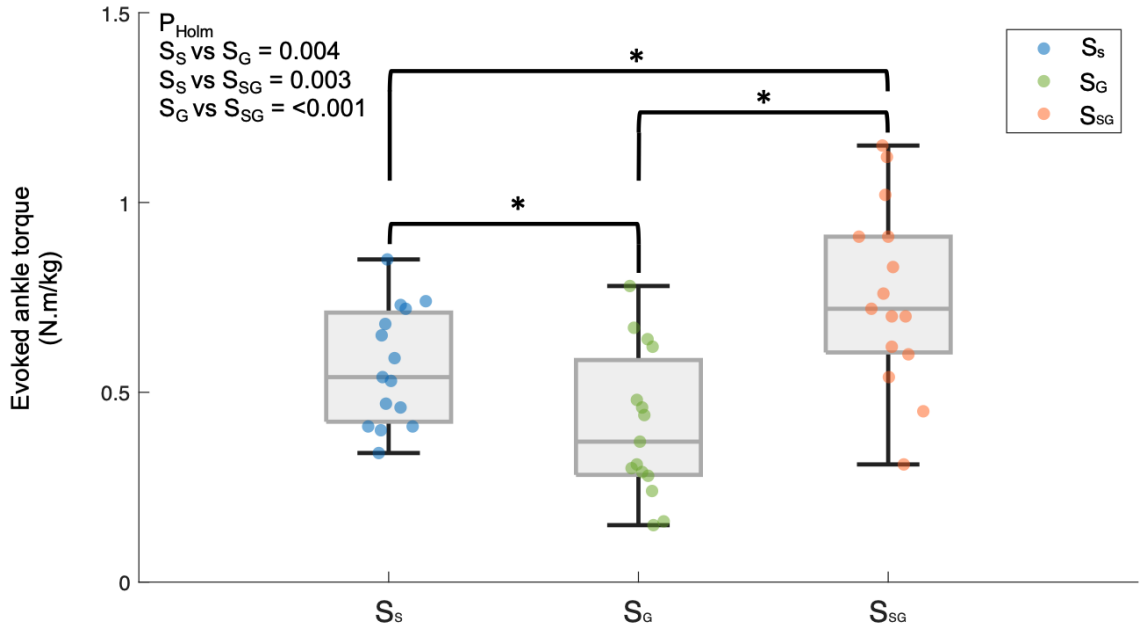


Figure 16. Evoked ankle torque at rest normalized by subject mass for the three conditions with FES measured on the isokinetic dynamometer: gastrocnemius stimulation SG; soleus stimulation SS; and combined soleus and gastrocnemius stimulation SSG.

The boxplot represents the median, first and third quartiles, the whiskers being the minimal and maximal values. Dots are individual values.

3.2.6.2. Kinetic parameters

We found a significant effect of the stimulation condition (all $P<0.001$ with medium to large effect sizes; *Table 4*) for peaks of anteroposterior GRF, ankle plantarflexion torque, ankle power, and also for ankle work. Post-hoc tests revealed a significant increase in anteroposterior GRF (+0.28 to 0.33 N/kg), ankle torque (+0.13 to

0.16 N.m/kg), power (+0.5 to 0.7 W/kg) and work (+0.05 to 0.10 J/kg) under all FES conditions compared to S_0 (all P<0.01). No difference was found between FES conditions except for the ankle work, S_S resulting in a higher work than S_G. ANOVA revealed no significant effect for the other kinetic parameters (P>0.05).

Table 4. ***Means ± standard deviations of the dependent variables related to the lower limb kinetics for each walking conditions with P-values of the repeated-measures ANOVAs and effect sizes (η^2).***

Symbols indicate significant differences: ● denotes a difference from S_0; ▼ from S_S; ▲ from S_G and ✸ from S_{SG}. *AP: Anteroposterior; GRF: Ground reaction force.PF: Plantarflexion*

			Conditions				Statistics	
		Dependent Variables	***S_0*** ●	***S_S*** ▼	***S_G*** ▲	***S_{SG}*** ✸	**ANOVA P-value**	η^2
Peak of AP GRF (N/kg)			1.84 ± 0.31 ▼▲✸	2.12 ± 0.31 ●	2.16 ± 0.32 ●	2.17 ± 0.28 ●	**< 0.001**	0.172
Peak torque	**(N.m/kg)**	Ankle PF	1.31 ± 0.17 ▼▲✸	1.44 ± 0.19 ●	1.44 ± 0.22 ●	1.47 ± 0.17 ●	**< 0.001**	0.106
		Knee extension	0.18 ± 0.05	0.19 ± 0.05	0.20 ± 0.07	0.19 ± 0.06	0.143	0.017
		Hip flexion	-0.44 ± 0.16	-0.46 ± 0.17	-0.45 ± 0.16	-0.47 ± 0.19	0.703	0.004
Peak power	**(W/kg)**	Ankle (A2)	2.37 ± 0.64 ▼▲✸	2.94 ± 0.55 ●	2.89 ± 0.62 ●	3.04 ± 0.54 ●	**< 0.001**	0.163
		Knee (K4)	-0.69 ± 0.13	-0.72 ± 0.18	-0.70 ± 0.20	-0.74 ± 0.24	0.738	0.011
		Hip flexion (H3)	0.90 ± 0.14	0.99 ± 0.26	0.92 ± 0.21	0.97 ± 0.26	0.198	0.025
Work	**(J/kg)**	Ankle (A2)	0.23 ± 0.07 ▼▲✸	0.33 ± 0.10 ●▲	0.29 ± 0.08●▼	0.28 ± 0.06 ●	**< 0.001**	0.169
		Knee (K4)	-0.08 ± 0.01	-0.08 ± 0.01	-0.08 ± 0.02	-0.09 ± 0.02	0.367	0.025
		Hip (H3)	0.22 ± 011	0.26 ± 0.10	0.29 ± 0.12	0.24 ± 013	0.573	0.022

3.2.6.3. Spatiotemporal parameters

ANOVAs revealed a significant effect of the stimulation condition on gait speed, cadence, propulsion duration (all P<0.001; *Table 5*) and step length (P=0.002). Post-hoc tests indicated significant differences in these parameters between S_0 and all FES conditions, except for S_G condition regarding the propulsion duration (P=0.154). Moreover, walking speed in S_{SG} condition was higher (P=0.014) than S_G but not different from S_S (P=0.096).

Table 5. ***Means ± standard deviations of the dependent variables related to the spatiotemporal parameters of gait for each stimulation condition with P-values of the repeated-measures ANOVA and effect size (η^2).*** *Symbols indicate significant differences: ● denotes a difference from S_0; ▼ from S_S; ▲ from S_G and ✱ from S_{SG}.*

	Conditions					
Dependent Variables	***S_0 ●***	***S_S ▼***	***S_G ▲***	***S_{SG} ✱***	**ANOVA (*p*-value)**	η^2
Gait speed (m/s)	0.99 ± 0.08 ▼▲✱	1.15 ± 0.08 ●	1.13 ± 0.08 ●	1.18 ± 0.08 ●	**< 0.001**	0.456
Cadence (step/min)	97.74 ± 9.06 ▼▲✱	104.57 ± 7.24 ●	104.13 ± 8.58 ●	104.61 ± 8.31 ●	**< 0.001**	0.179
Step length (m)	0.69 ± 0.07 ▼▲✱	0.74 ± 0.07 ●	0.73 ± 0.08 ●	0.76 ± 0.08 ●	**0.002**	0.122
Stance duration (%)	57.8 ± 2.8	57.1 ± 2.6	57.4 ± 2.3	56.6 ± 2.8	0.189	0.025
Propulsion phase duration (s)	0.32 ± 0.03 ▼✱	0.30 ± 0.03 ●	0.31 ± 0.03	0.29 ± 0.03 ●	**< 0.001**	0.120

3.2.6.4. Kinematic parameters

ANOVA showed a significant effect of the stimulation condition on peaks of ankle plantarflexion angle (P<0.01; large effect size; *Table 6*) and velocity (P=0.002; medium effect size). Post-hoc tests revealed a significantly increased ankle plantarflexion angle peak (>4.6° on average) under FES conditions compared to S_0 (P<0.01). Moreover, a significant increase in ankle plantarflexion angular velocity peak (>50°/s) was observed in soleus (P=0.022) and combined stimulation (P=0.014) compared to S_0. ANOVA showed significant effects on knee flexion (P=0.029) and hip flexion angles (P=0.038), but post-hoc tests indicated no significant difference (P≥0.179 and P≥0.293, respectively). No significant effect of the stimulation condition was observed for the other kinematic variables (P>0.05).

Table 6. ***Means ± standard deviations of the dependent variables related to the lower limb kinematics for each stimulation condition with P-values of the repeated-measures ANOVA and effect size (η^2).*** *Symbols indicate significant differences: ● denotes a difference from S_0; ▼ from S_S; ▲ from S_G and ✱ from S_{SG}.*

		Conditions					
Dependent Variables		***S_0 ●***	***S_S ▼***	***S_G ▲***	***S_{SG} ✱***	**ANOVA (*p*-value)**	η^2
Peak angle (°)	**ankle plantarflexion**	21.5 ± 3.3 ▼▲✱	26.9 ± 4.9 ●	26.1 ± 3.4 ●	26.6 ± 4.6 ●	**< 0.001**	0.222
	ankle dorsiflexion	11.3 ± 3.1	11.6 ± 2.8	11.9 ± 3.2	11.7 ± 3.3	0.847	0.004
	knee flexion	57.7 ± 6.7	59.3 ± 6.0	60.0 ± 6.3	59.5 ± 5.7	**0.029**	0.019
	knee extension	5.3 ± 2.3	4.7 ± 2.5	4.5 ± 2.7	4.7 ± 2.1	0.153	0.015
	hip flexion	26.7 ± 4.3	28.6 ± 4.0	28.6 ± 4.5	29.3 ± 4.4	**0.038**	0.047
	hip extension	8.4 ± 4.6	8.7 ± 2.1	8.5 ± 2.0	8.9 ± 2.2	0.947	0.003
Peak angular velocity (°/s)	**ankle plantarflexion**	187.1 ± 54.6 ▼✱	234.2 ± 50.8 ●	219.3 ± 52.5	227.6 ± 40.2 ●	**0.002**	0.043
	ankle dorsiflexion	151.9 ± 56.5	172 ± 48.9	159.3 ± 45.9	169.4 ± 51.7	0.123	0.024
	knee flexion	261.5 ± 44.7	276.3 ± 47.9	282.9 ± 60.4	273.3 ± 48.4	0.268	0.023
	knee extension	371.5 ± 10.5	370.7 ± 10.4	364.4 ± 15.9	373.1 ± 11.7	0.820	0.012
	hip flexion	174.1 ± 15.5	185.2 ± 19.8	179.1 ± 23.6	186.1 ± 28.7	0.302	0.045
	hip extension	88.5 ± 12.6	91.1 ± 17.9	88.6 ± 12.7	91.2 ± 15.0	0.546	0.008

3.2.7. Discussion

Supporting our hypothesis, we found that FES applied to ankle plantarflexors during push-off increased ankle power and, consequently, enhanced propulsive force and forward progression parameters such as step length and walking speed. Furthermore, we noted that walking speed was increased by an extra 4.8±5.5% when the soleus and gastrocnemius were stimulated simultaneously compared with stimulation of gastrocnemius alone. The other effects on forward propulsion were similar regardless of the targeted muscles (gastrocnemius, soleus or combination of the two).

Specifically, we observed that the increases in ankle power (22.2-28.3% depending on the stimulation condition) and work (22.9-43.7%) with FES were associated with concomitant increases in ankle torque (10.4-12.6%) and angular velocity (17.2-25.2%). These FES-induced adaptations in ankle biomechanics resulted in increased propulsive force (15.2-17.9%) and consequently enhanced forward progression, in terms of walking speed (14.4-19.7%), step length (5.7-11.1%) and cadence (8.8-9.3%). These findings are in line with the observations from previous studies which have shown that ankle plantarflexor muscles are major contributors to forward propulsion during walking (Cofré et al., 2011; Sutherland et al., 1980). Interestingly, these previous studies also reported that increased walking speed typically involves increased lower limb joint powers and a power redistribution among joints; the relative contributions of knee and hip powers increase with speed compared to the ankle one (Cofré et al., 2011). In the present study, we observed an increased ankle power without changes in knee and hip powers (K4 and H3, respectively), despite a walking speed increase. This supports that the changes observed in the present study cannot be explained only by the increase in gait speed due to possible volitional muscle contractions, but are also the result of specific adaptations induced by the application of FES to ankle plantarflexors during push-off. These findings suggest that FES has the potential to redistribute joint powers during walking. Future studies should examine whether FES may be a solution to counteract the age-related disto-proximal redistribution of joint powers, which is detrimental to dynamic balance (Browne and Franz, 2019) and gait economy (Pieper et al., 2021).

Our results are in agreement with the previous studies reporting that the application of FES to ankle plantarflexors can be used to modify gait biomechanics in young healthy adults (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007; Thorp and Adamczyk, 2020). However, there are discrepancies between our findings and those of these previous studies. When stimulating the soleus *vs*. the gastrocnemius during midstance, Francis et al. (2013), Lenhart et al. (2014) and Stewart et al. (2007) reported opposite effects on gait as stated in the introduction (increased propulsion, plantarflexion and knee flexion *vs*. increased breaking, dorsiflexion, and knee extension, respectively). During the push-off phase, our results reveal that the isolated and simultaneous simulations of these muscles increased the forward propulsion and the ankle plantarflexion kinematics similarly, without modifying hip and knee biomechanics. These seemingly contradictory results may be justified by the differences in FES settings, especially the stimulation timing (midstance *vs*. push-off phases). During the midstance phase, the soleus and gastrocnemius muscle function is to support the trunk and prevent leg collapse by generating vertical forces, while in the midstance to pre-swing phases, they accelerate the center of mass forward (Neptune et al., 2001; Zajac et al., 2003). This reinforces that gastrocnemius and soleus muscles have distinct actions during midstance and synergistic actions during push-off. However, it should be noted that Lenhart et al. (2014) reported enhanced hip and knee flexions when stimulating the gastrocnemius in the push-off phase (but not with the soleus) based on Tukey's post-hoc tests. Although the ANOVAs for knee and hip flexion angles were significant in our study, our post-hoc tests (Holm-Bonferroni method) did not reveal any differences between conditions. The angular changes detected in our study and others (Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007) could be due to a confounding factor: the walking speed (Fukuchi et al., 2019). Future research should administer FES under speed-controlled conditions to better understand how FES influences gait biomechanics.

Regarding muscle force gain under electrical stimulation, previous studies have shown that, when electrical stimulation is superimposed on voluntary contraction, the total force generated by the muscle was not the sum of the forces in response to electrical stimulation and volitional contraction (Perumal et al., 2010; Williams and Bilodeau, 2004). Specifically, according to the phenomenological model of (Perumal et

al., 2010), the additional force evoked by FES declines proportionally to the volitional contraction level. Briefly, volitional and FES-induced activations overlap in targeting some motor units, since the recruitment order by voluntary activation follows the Henneman's size principle, whereas that due to FES is more random (Wiest et al., 2017). Moreover, the antidromic action potentials due to FES may collide with the volitional action potentials and reduce the motoneuron discharge rate. Our results are consistent with these previous observations. For example, we noted that FES-evoked torque at rest was 0.57±0.15 Nm/kg (24.8%MVIC) when the soleus alone was stimulated. During walking without stimulation, the voluntary plantarflexor peak torque was 1.31±0.17 Nm/kg (57.2%MVIC) and increased by 0.14±0.14 Nm/kg in the FES condition (S_S). This gain corresponds only to quarter of the evoked torque at rest. It underlines the lack of a direct association between isometric torque evoked at rest and increased performance when FES is superimposed on voluntary contractions. While some loss in FES-evoked force during gait may be explained by the model of (Perumal et al., 2010) in isometric condition, the muscle force-length-velocity relationship and a possible reduction of voluntary contraction may also affect the joint torque during gait. Future studies should consider studying muscle activity (EMG) in order to better understand the interaction between FES and volitional activity during walking.

Moreover, we noted that the combined stimulation of the soleus and gastrocnemius led to the highest torque at rest and the greatest increase in walking speed (+0.19 m/s from S_0), although not significantly higher than the soleus FES condition. The evoked torque obtained by the combined stimulation corresponded to 77.6±14.4% of the sum of the torque produced by the stimulation of each muscle alone. However, during gait, the use of combined stimulation resulted in a small, non-significant enhancement of ankle peak power and moment compared to isolated muscle stimulation (*Table 4*). As we did, Williams and Bilodeau (2004) found that combined stimulation of two synergistic muscles (biceps brachii and brachioradialis) produced greater torque at rest than stimulating the biceps alone, but did not elicit greater additional torque when superimposed on voluntary isometric contractions. Indeed, stimulating one muscle using surface electrodes may cause spillover to the other muscle, especially from the gastrocnemius to the soleus, with large pulse widths propagating deeply (Vieira et al.,

2017). In other words, the measured torque did not result from a single muscle. Furthermore, although gastrocnemius and soleus stimulations resulted in comparable walking speeds, soleus stimulation produced 6.7% more plantarflexor isometric torque at rest and a substantial increase (11%) in ankle work during gait. This indicates that torque production in an isometric condition is not a predictor of increased walking speeds. The interaction between muscle force and multibody dynamics in gait is complex and nonlinear, emphasizing the necessity for full biomechanical analysis.

Our study has certain limitations. Firstly, the maximal pulse width was reached by seven participants, which probably slightly underestimates the effects reported in the present study. Secondly, we decided not to assess muscle activation due to FES artefacts on EMG, even though algorithms exist to remove them (Hambly et al., 2024). Finally, inter-participant variability in their mechanical (and perceptual; not reported in this paper) response to FES may require preliminary sessions to habituate to the stimulations. It is likely that a longer familiarization period to FES could lead to greater and more homogeneous gait improvement.

3.2.8. Conclusion

In conclusion, our results underline that applying FES to the gastrocnemius and soleus, separately or simultaneously during the push-off phase, enhanced forward propulsion in able-bodied adults. Simultaneous stimulation provided the greatest walking speed enhancement, although this was only found in comparison with stimulation of the gastrocnemius alone. The present findings could be particularly useful for designing FES-based solution for improving gait in healthy people with propulsion deficits, such as the elderly.

CRediT authorship contribution statement: Thomas Aout: Writing – original draft, Visualization, Validation, Software, Resources, Methodology, Investigation, Formal analysis, Data curation. Mickael Begon: Writing – review & editing, Visualization, Validation, Supervision, Resources, Project administration, Methodology, Investigation, Funding acquisition, Formal analysis, Conceptualization. Nicolas Peyrot: Writing – review & editing, Visualization, Validation, Supervision, Project administration, Methodology,

Investigation, Funding acquisition, Formal analysis, Conceptualization. Teddy Caderby: Writing – review & editing, Visualization, Validation, Supervision, Resources, Project administration, Methodology, Investigation, Funding acquisition, Formal analysis, Conceptualization.

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

Acknowledgements: This work was supported by a Regional Research Grant from the Réunion Region (#338715), from the European Regional Development Fund (FEDER). This work is part of the e-WALKING project (ANR-22-CE19-0009) funded by the French National Research Agency (ANR). The authors would like to thank Mr. Maní Fébazar for his technical assistance.

3.3. **Étude 3.** Functional electrical stimulation of the plantarflexor muscle during walking leads to a proximal-to-distal redistribution of lower limb joint work

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans la revue « Annals of Biomedical Engineering » :

Aout, T., Begon, M., Larivière, O., Peyrot, N., Caderby, T., 2025. Functional Electrical Stimulation of the Plantarflexor Muscle During Walking Leads to a Proximal-to-Distal Redistribution of Lower Limb Joint Work. Ann Biomed Eng. https://doi.org/10.1007/s10439-025-03756-5

3.3.1. Contributions des auteurs :

Pour cette troisième étude, la conception du protocole de recherche a été réalisée en collaboration avec Mickaël Begon, Ophélie Larivière, Nicolas Peyrot et Teddy Caderby (conceptualisation, méthodologie). J'ai préparé la configuration expérimentale (dispositif d'analyse du mouvement, et vérification des réglages du stimulateur sur oscilloscope) et mené des essais pilotes pour vérifier la faisabilité du protocole et l'affiner au besoin. J'ai recruté les participants et conduit l'ensemble des collectes, incluant l'acquisition des données de marche sur sol à vitesses spontanées et contrôlées (investigation, ressources). J'ai développé des scripts Matlab, afin de traiter et organiser les données (logiciel, curation des données). J'ai également réalisé les analyses statistiques, interprété les résultats (analyse formelle), puis rédigé la version initiale du manuscrit (rédaction — version originale). Mickaël Begon, Ophélie Larivière, Nicolas Peyrot et Teddy Caderby ont contribué à la révision critique du manuscrit (rédaction — révision et édition). Mickaël Begon, Nicolas Peyrot et Teddy Caderby ont assuré la supervision de ce travail. Ce travail a été financé par une bourse de la Région Réunion et par le projet ANR e-WALKING.

3.3.2. Résumé :

Dans le chapitre précédent, nous avons montré que la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires durant la phase de propulsion améliorait la génération de puissance à la cheville et la propulsion vers l'avant au cours de la marche à vitesse spontanée. Cependant, l'augmentation concomitante de la vitesse de marche ne permettait pas de dissocier les effets propres de la stimulation de

ceux résultant des ajustements de vitesse. Cette troisième étude avait donc pour objectif de comparer les effets de différentes conditions de stimulation électrique fonctionnelle appliquées aux muscles fléchisseurs plantaires (soléaire et gastrocnémien indépendamment, et les deux simultanément) durant la phase de propulsion sur la biomécanique articulaire du membre inférieur au cours de la marche à vitesse contrôlée chez de jeunes adultes en bonne santé.

Sur le plan méthodologique, 15 jeunes adultes ont marché le long d'un couloir de 7 m à des vitesses contrôlées selon six conditions : trois conditions avec stimulation bilatérale (soléaire, gastrocnémien, ou les deux muscles combinés) et trois conditions sans stimulation à vitesses appariées aux conditions de stimulation. La stimulation a été appliquée sous le seuil d'inconfort durant la phase de propulsion. Deux plateformes de force et un système de capture de mouvement ont permis de mesurer la biomécanique articulaire du membre inférieur.

Les résultats ont montré que toutes les conditions de stimulation augmentaient le travail mécanique positif (+8 %) et total (+5 %) produits à la cheville. La stimulation électrique fonctionnelle a également réduit le travail positif au genou (−10 %) et le travail négatif à la hanche (−5 %), bien que ces effets n'aient été significatifs que pour la stimulation du gastrocnémien seul ou combinée avec le soléaire. La contribution de la cheville au travail mécanique positif et total du membre inférieur a augmenté, tandis que les contributions du genou et de la hanche ont diminué, quelle que soit la condition de stimulation. De plus, la stimulation électrique fonctionnelle a augmenté le pic de flexion plantaire (+13 %) et le pic de vitesse angulaire en flexion plantaire (+6 %), sans affecter les paramètres spatio-temporels à vitesses comparables.

En conclusion, la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires durant la phase de propulsion a induit une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire du membre inférieur au cours de la marche à vitesse contrôlée chez de jeunes adultes en bonne santé, avec de légères différences selon la condition de stimulation. Ces résultats soulignent le potentiel de la stimulation électrique fonctionnelle en tant que solution pour redistribuer le travail mécanique articulaire du membre inférieur au cours de la marche.

Functional electrical stimulation of the plantarflexor muscle during walking leads to a proximal-to-distal redistribution of lower limb joint work.

Authors: Thomas Aout[a], Mickaël Begon[b,c], Ophélie Larivière[a], Nicolas Peyrot[a,d], Teddy Caderby[a]

Affiliations: [a] Laboratoire IRISSE-EA 4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de la Réunion, 97430 Le Tampon, La Réunion.

[b] Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Université de Montréal, Montreal (Qc), Canada.

[c] Centre de Recherche Azrieli du CHU Sainte-Justine, Montreal (QC), Canada.

[d] Mouvement - Interactions - Performance, MIP, Le Mans Université, UR 4334, 72000 Le Mans, France.

Corresponding author: Thomas Aout, Laboratoire IRISSE-EA 4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de la Réunion, 117 rue du Général Ailleret, 97430 Le Tampon, La Réunion. Tel: +262 2 62 91 20 06; Fax: +262 2 62 57 95 71.

E-mail: thomas.aout@univ-reunion.fr

ORCID: https://orcid.org/0009-0009-8034-5853

3.3.3. Abstract:

Objective: This study aimed to compare the effects of different conditions of functional electrical stimulation (FES) applied to the ankle plantarflexor muscles (gastrocnemius, soleus, or both combined) during push-off on lower limb joint biomechanics at controlled walking speeds in healthy young adults.

Methods: Fifteen healthy young adults walked along a 7-meter walkway at controlled speeds under six conditions: bilateral stimulation of the soleus, gastrocnemius, both muscles combined, and matched-speed trials without stimulation. Stimulation was applied below the discomfort threshold during push-off (heel-off to toe-off of the trailing leg). Two force plates and a motion capture system measured lower limb joint biomechanics.

Results: All FES conditions increased positive (+8%) and total mechanical work (+5%) at the ankle. FES reduced positive knee work (-10%) and negative hip work (-5%), although this was significant only for gastrocnemius stimulation alone or combined with soleus. The ankle's contribution to both positive and total lower limb work increased with FES, while the contributions of the knee and hip decreased regardless of the stimulation condition. Additionally, FES increased ankle plantarflexion angle (13%) and velocity peaks (6%), without affecting spatiotemporal gait parameters at comparable speeds.

Conclusion: FES applied to the plantarflexor muscles during push-off leads to a proximal-to-distal redistribution of lower limb joint work during walking at controlled speeds in healthy young adults, with subtle differences depending on the stimulation condition. These findings support the use of FES as a potential tool to redistribute lower limb joint work during walking, which could benefit populations such as older adults.

Keywords: Gait; Joint mechanical work; Walking speed; Peripheral neuromodulation; Assistive technology; Healthy young adults.

3.3.4. Introduction

During walking, able-bodied individuals generate forward propulsion while maintaining balance and minimizing energy expenditure (Holt et al., 1995; Liu et al., 2006; Saunders et al., 1953). This ability stems from a complex interplay of several muscles, which behave as energy generators or absorbers depending on the gait cycle phases (Gordon et al., 1980) (see Appendix 1 for details). The propulsion phase, also termed as the *'push-off'* phase, is when the most energy is generated. During this phase, the plantarflexor muscles, namely soleus and gastrocnemius, produce positive work at the ankle, creating an efficient propulsive force that accelerates the body forward (Neptune et al., 2001). Weakness or impairment in the plantarflexor muscles, such as that induced by aging or neuromuscular disorders, can significantly diminish gait propulsion effectiveness. Studies have shown that individuals with hemiparesis exhibit altered gait kinetics, characterized by a decrease in ankle positive power (A2 peak, see Appendix 1) and an increase in hip positive power (H3 peak) during the pre-swing phase (Jonkers et al., 2009; Olney et al., 1991). This distal-to-proximal redistribution of joint mechanical work is also observed with aging (Browne and Franz, 2019). Indeed, to compensate for reduced ankle mechanical work due to plantarflexor weakness, older adults increasingly rely on proximal joints, particularly the hip and knee (DeVita and Hortobagyi, 2000; Graf et al., 2005; Monaco et al., 2009). This compensatory strategy may be insufficient for fully maintaining gait propulsion in older adults and may even result in greater postural instability and increased energy expenditure during walking compared to their young counterparts (Browne and Franz, 2017; Pieper et al., 2021). Therefore, designing interventions to enhance or restore the propulsive function of the plantarflexors could help reduce gait instability and promote walking activity in populations with impaired propulsion.

Functional electrical stimulation (FES) is a promising method for enhancing propulsion during walking by augmenting muscle activity through low-intensity electrical stimulation applied to neuromuscular tissues. It is particularly effective in pathological populations, such as post-stroke survivors, for improving propulsive force and walking speed when applied to the plantarflexor muscles (Kesar et al., 2009). In able-bodied individuals, although a recent review emphasized the potential of this technique to

modify gait biomechanics (Aout et al., 2023), only two studies have examined its effect according to the muscles stimulated on gait propulsion (Aout et al., 2024; Francis et al., 2013). Specifically, Francis et al. (2013) found that gastrocnemius stimulation during mid-stance phase increased propulsive force, while soleus stimulation had the opposite effect. More recently, Aout et al. (2024) observed increases in propulsive force, step cadence, and walking speed with FES, regardless of the muscle stimulated (i.e., gastrocnemius, soleus or both simultaneously) during the push-off phase. The discrepancies between the two studies may be primarily due to the timing of the stimulation, given that the soleus and gastrocnemius muscles exhibit synergistic actions during the push-off phase and distinct actions during the mid-stance phase (Aout et al., 2024; Francis et al., 2013). Notably, Aout et al. (2024) found that the improvements in propulsion with FES applied to the plantarflexor muscles were associated with increased positive mechanical power and work at the ankle joint, with no significant changes at the knee and hip joints. However, it is worth noting that these findings may reflect the combined effects of both FES and gait speed, as the latter factor influences lower limb joint dynamics (Fukuchi et al., 2019; Hu et al., 2021). Consequently, the specific effects of FES on lower limb joint biomechanics during walking remains to be clarified.

Interestingly, it has been shown that healthy individuals reduce mechanical work demands at proximal joints when they are explicitly instructed to increase ankle power output during walking at a fixed speed (Fickey et al., 2018; Lewis and Ferris, 2008). This raises the question of whether a similar redistribution of joint work in the lower limb could be induced by FES when gait speed is kept constant. Such knowledge could be valuable to develop solutions for counteracting or mitigating the distal-to-proximal redistribution of joint work observed with aging or in certain pathological conditions (Davies et al., 2016; Delabastita et al., 2021). Thus, this study aimed to compare the effects of applying different conditions of FES to the ankle plantarflexor muscles (gastrocnemius, soleus, or a combination of both) during the push-off phase on lower limb joint biomechanics during walking at a controlled speed. We hypothesized that applying FES, regardless of the muscle stimulated (i.e., gastrocnemius, soleus or both simultaneously), would induce a proximal-to-distal redistribution of joint mechanical work, characterized by an increase at the ankle joint and a decrease at the knee and hip joints.

3.3.5. Materials and methods

3.3.5.1. Population

Fifteen young, healthy adults volunteered for this study (13 males; age: 22±3 years; height: 1.74±0.09 m; and body mass: 66.7±9.2 kg). None had a history of neurological or orthopedic disorders or any other conditions that might impact their ability to walk. All participants were provided with comprehensive information regarding the study procedures and provided written consent. This protocol, following the guidelines of the Declaration of Helsinki, received approval from the local institutional review board.

3.3.5.2. Setup

As described in our previous study (Aout et al., 2024), two wearable two-channel stimulators (O2CHSII, Odstock Medical Ltd, UK) were used to administer electrical muscle stimulation to the gastrocnemius and/or soleus muscles of each leg during gait. An asymmetric biphasic current (40 Hz; 60 mA) was employed for muscle stimulation (Aout et al., 2023), and the pulse width was adjusted incrementally in steps of 0.5 units (maximum = 9) for each muscle until discomfort was reported. Correspondence between units and pulse width was obtained using manufacturer data and measurements using an oscilloscope. The pulse width immediately preceding the discomfort threshold was used during the walking trials which corresponded to 221±91 µs for the soleus and 298±97 µs for the gastrocnemius. Before walking trials, two footswitches coupled with each stimulator were placed under the calcaneum and the first metatarsal to stimulate either the soleus, gastrocnemius, or both muscles simultaneously during the push-off phase of gait from heel-off to toe-off (*Figure 17*).

Sixteen reflective markers (14-mm diameter) were fixed bilaterally on bony landmarks according to Vicon's Plug-in-Gait lower-body model (Davis et al., 1991). A motion capture system with 14 cameras (6 Bonita and 8 Vero cameras, Vicon, UK) was used to collect the kinematics at 200 Hz. Two force plates (60×40 cm, AMTI, USA), embedded in the middle of a 7-meter walkway, measured the ground reaction forces (GRF) at 1000 Hz. Two pairs of photoelectric cells, placed 0.45 m before and 0.60 m after the force plates, measured the gait speed.

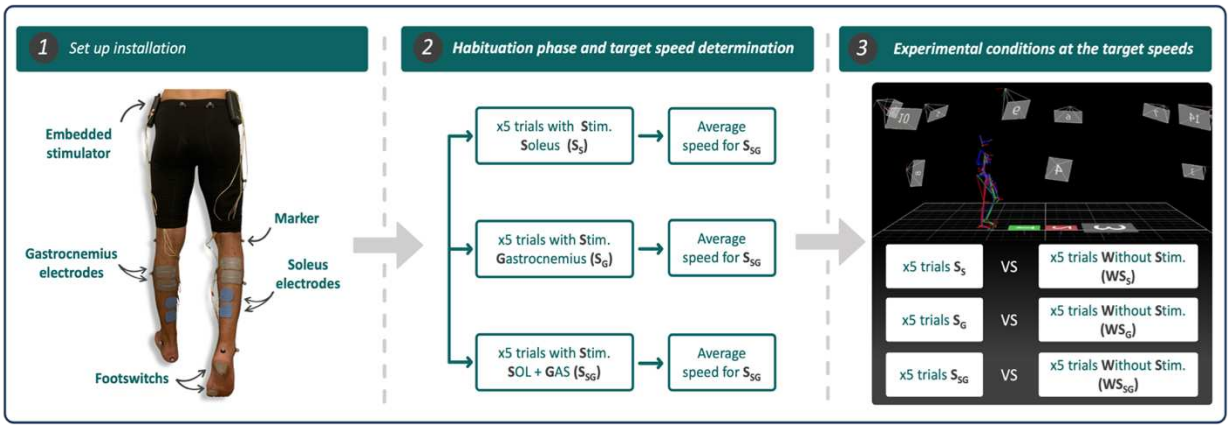


***Figure 17*. Overview of the experimental protocol.**

1) Each participant was equipped with two wearable two-channel stimulators (O2CHSII, Odstock Medical Ltd, UK) to administer electrical muscle stimulation to the gastrocnemius and/or soleus muscles of each leg between heel-off and toe-off events. 2) Participants performed five trials at a self-selected speed under three conditions to determine target speeds. 3) Participants walked with and without stimulation at the three target speeds, resulting in six conditions during which biomechanical gait data were recorded.

3.3.5.3. Gait protocol

Participants were beforehand asked to walk at their spontaneous self-selected speed, associated with a soleus stimulation, a gastrocnemius stimulation, or a combined stimulation of both muscles to determine three target walking speeds (mean of 5 trials) (Aout et al., 2024). Afterwards, participants were instructed to walk with and without stimulation at these three target speeds, corresponding to six conditions: with the bilateral stimulation of the soleus (S_S), gastrocnemius (S_G), and combined stimulation of both muscles (S_{SG}), as well as their matching speeds without stimulation (WS_S, WS_G, and WS_{SG}, respectively). Trials were considered valid only if i) the dominant foot was fully in contact with one force plate and ii) the walking speeds reached the target within a ±2.5% tolerance (Caderby et al., 2022). The six experimental conditions were randomized and conducted until five valid trials were obtained. A 5-minute rest period was introduced between each condition to avoid fatigue and prevent potential after-effects from any given condition.

3.3.5.4. Data processing

Data were extracted using Nexus Software (Vicon, UK) with the Vicon Plug-in-Gait model (version 2.15, UK). After filtering marker trajectories and GRF using a second-order low-pass Butterworth filter with a 10 Hz cut-off frequency, joint kinematics and dynamics of the dominant lower limb (ankle, knee and hip) were computed using custom Matlab programs (The MathWorks, USA). Specifically, joint kinematics were analyzed by examining the peaks in joint angles and velocities. For joint dynamics, we investigated the peaks of joint moments and powers (Mentiplay et al., 2018), as detailed in Appendix 1. Positive and negative mechanical work measured at each joint were calculated by integrating the positive and negative areas under the joint power curves over the entire gait cycle (Teixeira-Salmela et al., 2008; Winter, 1983). Total work at each joint was calculated as the sum of absolute positive and negative works. The lower limb positive, negative and total work were calculated by summing the respective positive, negative, and total work contributions of the ankle, knee, and hip joints. The relative contributions of each joint to the lower limb's positive, negative or total work were calculated as the ratio of joint work to lower limb work, expressed as a percentage. Finally, kinetic gait parameters, including the positive peak and impulse of the anteroposterior GRF, were calculated, along with spatiotemporal gait parameters such as walking speed, cadence, step length, and gait phases durations.

3.3.5.5. Statistical analysis

Mean and standard deviation values for each gait parameter were calculated from the five trials collected under each experimental condition. Two-way repeated measures ANOVA (*stimulation* × *muscle*) were conducted separately on all these parameters using Jamovi (version 2.4.8.0) (Aout et al., 2024). In line with our objective, only the stimulation factor and the stimulation × muscle interaction were assessed. Indeed, the muscle effect primarily reflects variations in walking speed. When significant interactions were found, three post hoc pairwise comparisons with Bonferroni correction were performed to investigate the FES effects only: WS_S *vs*. S_S, WS_G *vs*. S_G, and WS_{SG} *vs*. S_{SG}. Effect sizes (ES) were denoted using partial eta-squared values (η^2), where $\eta^2 < 0.01$ indicates a small effect, $0.01 \leq \eta^2 \leq 0.14$ indicates a medium effect, and $\eta^2 > 0.14$ indicates a large effect. The significance level was set at $\alpha = 0.05$.

3.3.6. Results

Since FES first increases muscle force, results will be presented according to a forward dynamics flow, i.e., from joint energetics to spatiotemporal parameters. Typical joint dynamic and kinematic time histories are presented in *Figure 18*.

3.3.6.1. Lower limb joint dynamics

3.3.6.1.1. Joint works

ANOVA demonstrated a significant effect of the stimulation factor on both positive work (P<0.001; large ES; *Table 7*) and total work (P<0.001; large ES) at the ankle joint, while there was no significant *stimulation* × *muscle* interaction effect on these parameters (P>0.05). Positive and total works at the ankle increased by 0.021 ± 0.002 J/kg and 0.020 ±0 .002 J/kg, respectively, with FES. No significant stimulation and interaction effects were found for the negative work at the ankle joint (P>0.05). At the knee joint, significant effects of the stimulation factor (P=0.002; large ES) and interaction factor (P=0.009; large ES) were observed only on positive work. Post hoc analysis highlighting a decrease of -0.013 ± 0.001 J/kg in S_G and a decrease of -0.009 ± 0.001 J/kg in S_{SG} compared to their control conditions without FES. For the hip joint, ANOVA results revealed significant effects of the stimulation factor (P<0.001; large ES) and the interaction factor (P=0.031; large ES) on negative work only. Post hoc tests indicated a significant decrease of -0.003 ± 0.001 J/kg in S_G (P<0.001) and -0.003 ± 0.001 J/kg S_{SG} conditions (P=0.006) compared to their control conditions without FES. Regarding the mechanical work produced by the lower limb, we observed an increase in positive work with FES (P=0.014; large ES), while there was no significant change in the negative and total works (P>0.05).

ANOVAs revealed no significant *stimulation* × *muscle* interaction effect for the relative joint contributions to lower limb work (P>0.05), while significant effects of the stimulation factor were observed (*Table 7*). Specifically, the contribution of the ankle to positive lower limb work increased significantly with FES (+2.78 ± 0.39 %; P<0.001; large ES), while significant decreases were found for the knee (-1.85 ± 0.27 %; P<0.001; large ES) and hip joints (-0.93±0.03 %; P=0.032; large ES). Regarding the joint contributions to the negative lower limb work, a significant increase was observed for the knee with FES

(+1.08 ± 0.24 %; P=0.045; large ES), while there was a significant decrease for the hip (-0.66 ± 0.29 %; P=0.001; large ES) and no significant change for the ankle (P>0.05). Finally, the joint contributions to total lower limb mechanical work showed significant changes, with an increase for the ankle (+1.58 ± 1.16 %; P<0.001; large ES) and decreases for the knee (-0.88 ± 0.22 %; P=0.004; large ES) and hip (-0.70±0.08 %; P=0.013; large ES) across all FES conditions compared to their respective control conditions.

3.3.6.1.2. Joint powers

ANOVA indicated a significant increase of +0.119 ± 0.084 W/kg in the ankle A2 peak across all FES conditions compared to their respective conditions without FES (P=0.002; large ES; *Table 8*). At the knee joint, significant decreases were observed at the K0 (-0.055 ± 0.019 W/kg on average; P=0.009; large ES), K2 (-0.029 ± 0.018 W/kg on average; P=0.017; large ES), and K3 peaks (-0.010±0.008 W/kg on average; P=0.009; large ES) in all FES conditions compared to their respective control condition. Lastly, the ANOVA conducted on the H2 peak power revealed *stimulation* (P<0.001; large ES) and *stimulation* × *muscle* interaction effects (P=0.022; medium ES). Post hoc analysis revealed differences of - 0.024 ±0 .004 W/kg between WS_G and S_G (P<0.001) and - 0.024 ± 0.002 W/kg between WS_{SG} and S_{SG} (P=0.006). No significant differences were observed for the other peak powers (P>0.05).

3.3.6.1.3. Joint moments

Peak ankle plantarflexion moment was on average greater by +0.04 ± 0.021 Nm/kg across all FES conditions compared to the conditions without FES (P=0.026; large ES; *Table 8*), but no significant effects (*stimulation* and *stimulation* × *muscle)* were found for the peak knee and hip extension moments (P>0.05)

***Table 7*. Means ± standard deviations of the dependent variables related to the mechanical joint work and joint contributions during gait for each stimulation condition with the stimulation and interaction (stimulation x muscle) factors.** *P-values from the two-way repeated-measures ANOVA and effect size (η^2). Symbols indicate significant differences: ▼ denotes a difference between WS_S and S_S; ▲ between WS_G and S_G; ● between WS_{SG} and S_{SG}; * between all stimulation conditions and all conditions without stimulation.*

			Conditions						Statistics				
Dependent Variables			WS_S	S_S	WS_G	S_G	WS_{SG}	S_{SG}	Stimulation P-value	η^2_p	Interaction P-value	η^2_p
Work (J/kg)	Positive	Ankle	0.254 ± 0.020	0.276 ± 0.029	0.261 ± 0.024	0.285 ± 0.031	0.264 ± 0.030	0.281 ± 0.027	* **<0.001**	0.774	0.782	0.017
		Knee	0.084 ± 0.014	0.080 ± 0.013	0.087 ± 0.015	0.074 ± 0.014	0.089 ± 0.014	0.079 ± 0.014	* **0.002**	0.500	▲● **0.021**	0.241
		Hip	0.207 ± 0.034	0.205 ± 0.035	0.200 ± 0.030	0.201 ± 0.036	0.222 ± 0.033	0.222 ± 0.032	0.813	0.004	0.923	0.006
		Lower limb	0.545 ± 0.036	0.561 ± 0.048	0.549 ± 0.039	0.560 ± 0.049	0.574 ± 0.045	0.583 ± 0.044	* **0.014**	0.363	0.872	0.010
	Negative	Ankle	-0.141 ± 0.008	-0.138 ± 0.010	-0.139 ± 0.011	-0.137 ± 0.008	-0.137 ± 0.010	-0.138 ± 0.011	0.055	0.239	0.081	0.164
		Knee	-0.192 ± 0.034	-0.192 ± 0.036	-0.194 ± 0.027	-0.188 ± 0.030	-0.192 ± 0.035	-0.200 ± 0.033	0.274	0.085	0.611	0.035
		Hip	-0.049 ± 0.008	-0.047 ± 0.008	-0.051 ± 0.008	-0.048 ± 0.008	-0.051 ± 0.007	-0.048 ± 0.008	* **<0.001**	0.687	▲● **0.031**	0.219
		Lower limb	-0.381 ± 0.036	-0.377 ± 0.037	-0.378 ± 0.033	-0.380 ± 0.031	-0.381 ± 0.035	-0.387 ± 0.038	0.782	0.006	0.470	0.053
	Total	Ankle	0.385 ± 0.023	0.414 ± 0.030	0.390 ± 0.029	0.423 ± 0.032	0.391 ± 0.034	0.419 ± 0.031	* **<0.001**	0.745	0.876	0.009
		Knee	0.276 ± 0.034	0.273 ± 0.037	0.275 ± 0.029	0.268 ± 0.031	0.281 ± 0.038	0.277 ± 0.030	0.438	0.097	0.779	0.010
		Hip	0.256 ± 0.035	0.252 ± 0.036	0.251 ± 0.034	0.249 ± 0.038	0.273 ± 0.036	0.270 ± 0.035	0.298	0.077	0.976	0.002
		Lower limb	0.927 ± 0.049	0.939 ± 0.066	0.926 ± 0.046	0.940 ± 0.056	0.955 ± 0.062	0.967 ± 0.054	0.091	0.190	0.985	<0.001
Relative contribution (%)	Positive	Ankle	46.608 ± 3.325	49.258 ± 3.896	47.695 ± 3.472	50.915 ± 3.388	45.905 ± 3.713	48.370 ± 3.669	* **<0.001**	0.708	0.760	0.019
		Knee	15.532 ± 2.941	14.372 ± 2.322	15.919 ± 2.672	13.358 ± 2.861	15.427 ± 2.146	13.606 ± 2.292	* **<0.001**	0.659	0.065	0.178
		Hip	37.860 ± 4.349	36.369 ± 4.105	36.386 ± 4.105	35.727 ± 4.113	38.668 ± 4.861	38.025 ± 4.103	* **0.032**	0.287	0.638	0.032
	Negative	Ankle	37.185 ± 3.823	36.821 ± 4.184	36.904 ± 3.291	36.429 ± 3.311	36.325 ± 3.776	35.892 ± 3.447	0.250	0.093	0.989	0.001
		Knee	49.947 ± 5.436	50.507 ± 5.791	49.572 ± 4.171	50.852 ± 4.821	50.145 ± 5.207	51.555 ± 4.718	* **0.045**	0.258	0.675	0.028
		Hip	12.869 ± 2.399	12.672 ± 2.498	13.524 ± 2.100	12.719 ± 2.272	13.531 ± 2.196	12.553 ± 2.174	* **0.001**	0.537	0.070	0.173
	Total	Ankle	42.604 ± 2.080	44.175 ± 2.889	43.217 ± 2.592	44.968 ± 2.877	41.988 ± 2.454	43.408 ± 2.313	* **<0.001**	0.663	0.882	0.009
		Knee	29.778 ± 3.181	28.987 ± 3.020	29.708 ± 2.836	28.573 ± 3.307	29.362 ± 3.070	28.640 ± 2.487	* **0.004**	0.450	0.813	0.015
		Hip	27.618 ± 3.304	26.838 ± 3.077	27.075 ± 3.202	26.459 ± 3.496	28.651 ± 3.658	27.952 ± 3.157	* **0.013**	0.364	0.976	0.002

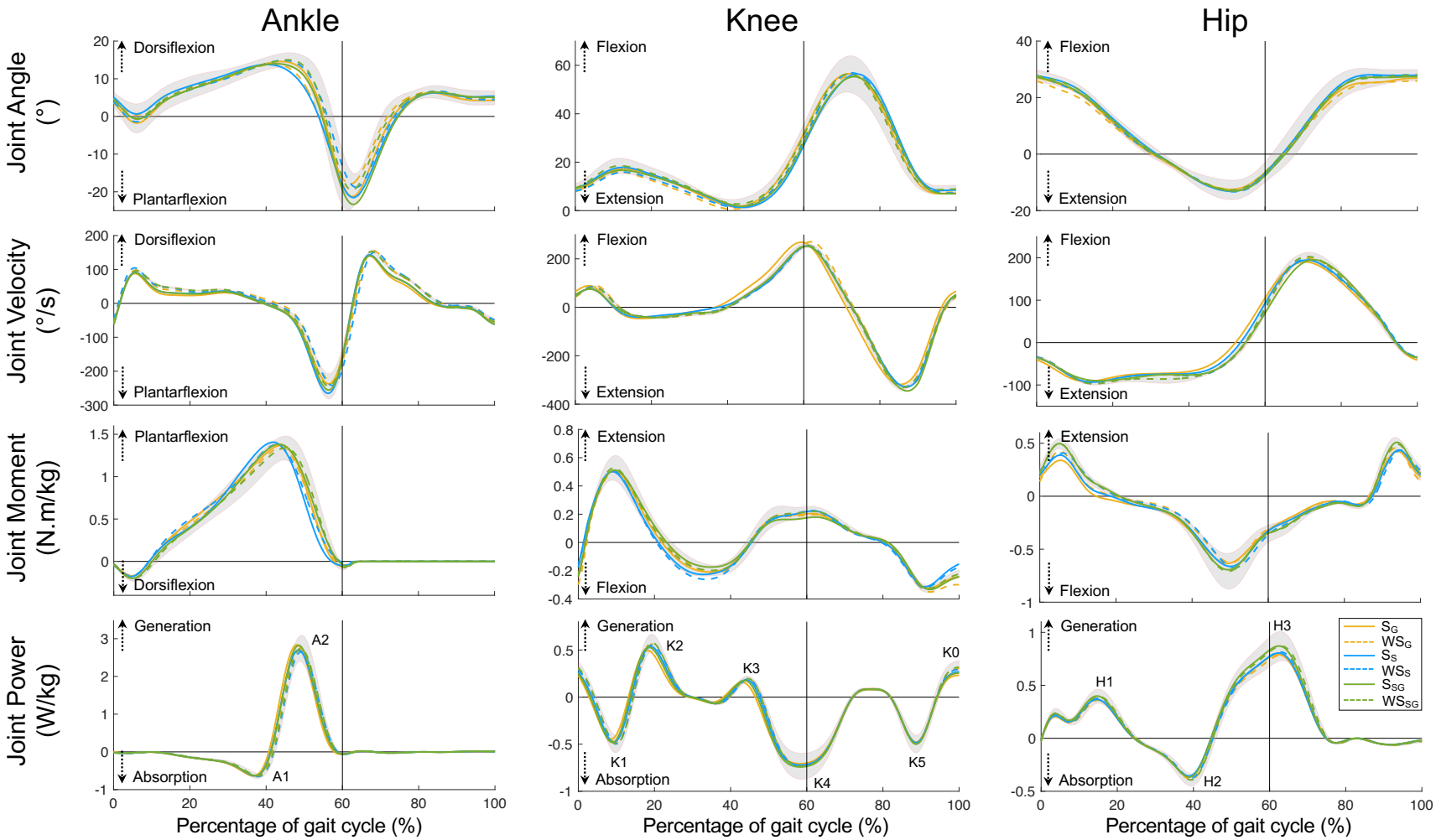


Figure 18. ***Ankle, knee, and hip joint dynamic and kinematic time histories for six conditions: soleus stimulation (S_S), gastrocnemius stimulation (S_G), combined stimulation (S_{SG}), and their corresponding speeds without stimulation (WS_S, WS_G, and WS_{SG}).***

Mean curves are presented for each experimental condition with the standard deviation displayed in gray for the WS_{SG} condition. All peaks of joint powers are detailed in Appendix1.

<u>Table 8.</u> Means ± standard deviations of the dependent variables related to the kinetics parameters of gait for each stimulation condition with the stimulation and interaction (stimulation × muscle) factors P-values from the two-way repeated-measures ANOVA and effect size (η^2).

*Symbols indicate significant differences: ▼ denotes a difference between WS_S and S_S; ▲ between WS_G and S_G; ● between WS_{SG} and S_{SG}; * between all stimulation conditions and all conditions without stimulation.*

			Conditions						*Statistics*				
Dependent Variables			***WS_S***	***S_S***	***WS_G***	***S_G***	***WS_{SG}***	***S_{SG}***	**Stimulation P-value**		η^2_p	**Interaction P-value**	η^2_p
Peak moment (N·m /kg)	**Ankle PF [1]**		1.423 ± 0.154	1.461 ± 0.123	1.374 ± 0.148	1.407 ± 0.134	1.383 ± 0.149	1.436 ± 0.137	*	**0.026**	0.306	0.860	0.011
	Knee extension		0.264 ± 0.061	0.260 ± 0.059	0.264 ± 0.063	0.268 ± 0.073	0.288 ± 0.088	0.274 ± 0.045		0.527	0.029	0.700	0.025
	Hip flexion		-0.677 ± 0.136	-0.663 ± 0.128	-0.632 ± 0.120	-0.637 ± 0.120	-0.714 ± 0.162	-0.700 ± 0.157		0.510	0.032	0.855	0.011
Peak power (W/kg)	**Ankle**	**A1**	-0.660 ± 0.059	-0.649 ± 0.058	-0.651 ± 0.068	-0.650 ± 0.057	-0.643 ± 0.070	-0.645 ± 0.069		0.255	0.091	0.150	0.127
		A2	2.696 ± 0.228	2.815 ± 0.296	2.761 ± 0.246	2.893 ± 0.324	2.787 ± 0.312	2.893 ± 0.276	*	**0.002**	0.507	0.949	0.004
	Knee	**K0**	0.297 ± 0.058	0.268 ± 0.066	0.307 ± 0.073	0.233 ± 0.087	0.319 ± 0.067	0.257 ± 0.053	*	**0.009**	0.393	0.172	0.118
		K1	-0.503 ± 0.082	-0.489 ± 0.087	-0.493 ± 0.067	-0.489 ± 0.070	-0.506 ± 0.088	-0.505 ± 0.076		0.552	0.026	0.716	0.024
		K2	0.561 ± 0.099	0.550 ± 0.079	0.573 ± 0.082	0.526 ± 0.087	0.583 ± 0.086	0.554 ± 0.096	*	**0.017**	0.344	0.179	0.115
		K3	0.194 ± 0.032	0.190 ± 0.025	0.199 ± 0.031	0.180 ± 0.025	0.201 ± 0.026	0.192 ± 0.031	*	**0.009**	0.301	0.118	0.090
		K4	-0.734 ± 0.131	-0.723 ± 0.135	-0.722 ± 0.103	-0.710 ± 0.106	-0.736 ± 0.133	-0.743 ± 0.126		0.751	0.007	0.733	0.022
		K5	-0.500 ± 0.084	-0.489 ± 0.091	-0.490 ± 0.073	-0.482 ± 0.076	-0.505 ± 0.091	-0.504 ± 0.081		0.370	0.058	0.903	0.007
	Hip	**H1**	0.381 ± 0.062	0.375 ± 0.064	0.364 ± 0.054	0.371 ± 0.069	0.402 ± 0.065	0.406 ± 0.061		0.700	0.011	0.791	0.017
		H2	-0.379 ± 0.064	-0.365 ± 0.064	-0.396 ± 0.062	-0.372 ± 0.059	-0.399 ± 0.058	0.376 ± 0.060	*	**<0.001**	0.713	▲● **0.022**	0.112
		H3	0.818 ± 0.134	0.811 ± 0.138	0.789 ± 0.119	0.796 ± 0.144	0.874 ± 0.133	0.878 ± 0.129		0.856	0.002	0.919	0.006

[1] PF: Plantarflexion;

3.2.1.1. Lower limb joint kinematics

3.2.1.1.1. Joint velocities

FES increased the peak ankle plantarflexion velocity by 14.25 ± 7.23°/s (P=0.030; large ES; *Table 9*). An interaction effect was found for the peak knee extension velocity (P=0.020; large ES) but post-hoc analysis did not reveal significant differences between specific conditions. Moreover, no significant effects were found for the hip angular velocities (P>0.05).

3.2.1.1.2. Joint angles

Stimulation increased significantly the peak ankle plantarflexion angle by 2.67 ± 0.36° (P<0.001; large ES; *Table 9*). A significant interaction effect was observed for the peak ankle dorsiflexion angle (P<0.001; large ES). Post-hoc analysis revealed a decrease of 1.26 ± 1.45° in the peak ankle dorsiflexion angle during the stance phase of gait following S_S (P=0.045). Regarding knee angles, ANOVA results indicated significant interaction effects on the peak knee extension angle (P=0.002; large ES). However, subsequent post-hoc analysis did not identify any significant differences for this knee kinematic parameter. No other significant effects were observed for knee and hip angles (P>0.05).

***Table 9**. Means ± standard deviations of the dependent variables related to the kinematics parameters of gait for each stimulation condition with the stimulation and interaction (stimulation x muscle) factors P-values from the two-way repeated-measures ANOVA and effect size (η^2).*

*Symbols indicate significant differences: ▼ denotes a difference between WS_S and S_S; ▲ between WS_G and S_G; ● between WS_{SG} and S_{SG}; * between all stimulation conditions and all conditions without stimulation.*

		Conditions						Statistics			
	Dependent Variables	**WS_S**	**S_S**	**WS_G**	**S_G**	**WS_{SG}**	**S_{SG}**	**Stimulation P-value**	**η^2_p**	**Interaction P-value**	**η^2_p**
Peak angle (°)	**Ankle plantarflexion**	-20.62 ± 4.15	-23.23 ± 4.32	-20.14 ± 3.92	-22.49 ± 3.71	-20.80 ± 4.71	-23.86 ± 3.90	* **< 0.001**	0.723	0.762	0.019
	Ankle dorsiflexion	15.33 ± 1.60	14.07 ± 1.76	14.35 ± 2.10	14.91 ± 1.27	15.25 ± 1.86	14.38 ± 0.14	0.163	0.134	▼ **<0.001**	0.465
	Knee flexion	57.05 ± 6.74	56.74 ± 5.53	56.04 ± 5.96	56.78 ± 5.61	56.59 ± 7.08	55.51 ± 7.52	0.824	0.004	0.580	0.038
	Knee extension	3.48 ± 1.05	3.66 ± 1.18	3.23 ± 0.96	3.56 ± 1.24	3.94 ± 1.09	3.49 ± 1.19	0.052	0.003	**0.002**	0.363
	Hip flexion	28.57 ± 2.56	28.77 ± 2.53	26.28 ± 3.94	27.50 ± 2.90	28.42 ± 2.80	27.95 ± 2.76	0.609	0.068	0.069	0.131
	Hip extension	-13.37 ± 2.65	-13.38 ± 2.67	-12.84 ± 3.45	-12.55 ± 2.66	-12.80 ± 3.35	-13.10 ± 3.47	0.985	<0.001	0.584	0.040
Peak angular velocity (°/s)	**Ankle plantarflexion**	-242.9 ± 39.2	-267.2 ± 43.8	-230.5 ± 40.0	-238.0 ± 40.8	-245.4 ± 35.4	-256.3 ± 46.3	* **0.030**	0.293	0.286	0.085
	Ankle dorsiflexion	152.8 ± 8.3	145.1 ± 33.3	155.3 ± 3.9	140.3 ± 27.8	153.4 ± 4.3	141.2 ± 22.4	0.055	0.238	0.751	0.020
	Knee flexion	256.0 ± 7.1	256.2 ± 5.9	270.6 ± 56.2	269.4 ± 25.3	257.1 ± 6.9	256.7 ± 6.5	0.932	0.001	0.993	0.001
	Knee extension	-330.3 ± 15.1	-330.2 ± 10.1	-230.5 ± 40.0	-238.0 ± 40.8	-245.4 ± 35.4	-256.3 ± 46.3	0.150	0.142	**0.020**	0.243
	Hip flexion	197.9 ± 10.7	203.1 ± 13.0	200.0 ± 8.6	197.0 ± 9.0	204.1 ± 8.7	205.8 ± 13.4	0.587	0.022	0.128	0.137
	Hip extension	-94.2 ± 3.1	-95.88 ± 4.3	-95.5 ± 4.6	-93.9 ± 4.4	-97.5 ± 2.8	-98.8 ± 8.7	0.567	0.024	0.458	0.054

3.2.1.2. Ground reaction forces and spatiotemporal gait parameters

Positive peak and impulse of the anteroposterior GRF component were not affected by FES (P>0.05; Table 2). On average, S_S, S_G, and SSG resulted in gait speeds of 1.13 m/s, 1.12 m/s, and 1.17 m/s, respectively (Figure 3). No significant effects of the *stimulation* factor or the *stimulation* × *muscle* interaction on walking speed and other spatiotemporal parameters were found (P>0.05; Table 4).

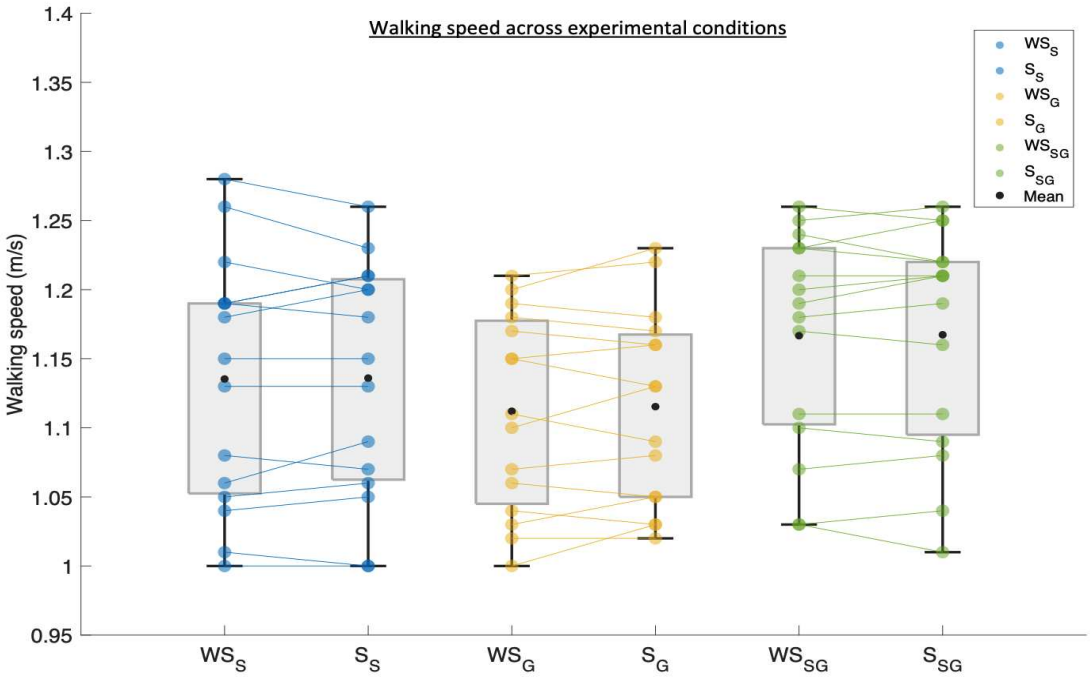


Figure 19. Controlled walking speed for the six conditions: WS_S, S_S, WS_G, S_G, WS_{SG}, and S_{SG}.
The boxplot represents the mean, first, and third quartiles, the whiskers being the minimal and maximal values. Colored dots indicate individual data points, while black dots represent the mean values.

3.3.7. Discussion

The objective of this study was to compare the effects of applying different conditions of FES to the ankle plantarflexor muscles (gastrocnemius, soleus, or both) during the push-off phase on lower limb joint biomechanics at controlled walking speeds. Our main findings support the hypothesis that FES can redistribute lower limb joint work by increasing work at the ankle joint while decreasing work at the knee and hip joints, without affecting the total lower limb work, regardless of the stimulation condition.

Table 10. ***Means ± standard deviations of the dependent variables related to the ground reaction forces and spatiotemporal gait parameters for each stimulation condition with the stimulation and interaction (stimulation x muscle) factors P-values from the two-way repeated-measures ANOVA and effect size (η^2).*** *No significant effects were found.*

		Conditions						***Statistics***			
Variables		***WS$_S$***	***S$_S$***	***WS$_G$***	***S$_G$***	***WS$_{SG}$***	***S$_{SG}$***	**Stimulation P-value**	η^2_p	**Interaction P-value**	η^2_p
AP[1] ground reaction forces	**Positive peak (N/kg)**	2.09 ± 0.29	2.13 ± 0.31	2.06 ± 0.31	2.13 ± 0.32	2.19 ± 0.286	2.15 ± 0.27	0.338	0.011	0.077	0.006
	Positive peak impulse (N.S/kg)	0.554 ± 0.086	0.565 ± 0.077	0.538 ± 0.097	0.553 ± 0.080	0.574 ± 0.085	0.573 ± 0.082	0.257	0.091	0.472	0.052
Walking speed (m/s)		1.13 ± 0.08	1.13 ± 0.09	1.12 ± 0.07	1.12 ± 0.07	1.17 ± 0.08	1.17 ± 0.08	0.492	0.034	0.887	0.009
Cadence (step/min)		104.04 ± 7.55	106.37 ± 9.23	102.65 ± 7.95	104.77 ± 8.49	105.28 ± 7.14	107.17 ± 8.57	0.063	0.225	0.981	0.001
Step length (m)		0.73 ± 0.07	0.73 ± 0.07	0.72 ± 0.07	0.71 ± 0.07	0.73 ± 0.07	0.73 ± 0.08	0.680	0.012	0.401	0.063
Step width (m)		0.14 ± 0.02	0.13 ± 0.02	0.14 ± 0.02	0.14 ± 0.02	0.14 ± 0.02	0.14 ± 0.02	0.153	0.140	0.289	0.085
Stance duration (%)		56.89 ± 3.02	56.93 ± 2.76	56.65 ± 2.92	57.04 ± 2.72	57.07 ± 2.79	56.80 ± 2.73	0.794	0.005	0.382	0.066
Propulsion phase (s)		0.242 ± 0.019	0.228 ± 0.040	0.228 ± 0.037	0.222 ± 0.033	0.227 ± 0.048	0.219 ± 0.041	0.184	0.122	0.382	0.010

[1] *AP: Anteroposterior.*

Changes in lower limb joint biomechanics induced by FES

Previously, it has been shown that the application of FES to plantarflexor muscles (soleus, gastrocnemius, or both) during push-off increased the gait speed in young healthy participants (Aout et al., 2024). This increased speed was associated with alterations in ankle joint biomechanics, while no modifications were observed at the knee and hip joints. In the present study, gait speed was controlled to better isolate the specific effects of FES on lower limb joint biomechanics during walking. In line with our previous findings (Aout et al., 2024), the present results revealed that FES modified ankle joint dynamics and kinematics, whereas no changes were found in the spatiotemporal and GRF of gait. Specifically, FES increased the positive work (+8.23 ± 1.25%) and power (+4.34 ±0 .51%) at the ankle joint. These changes were accompanied by a higher peak plantarflexion moment (+2.98 ± 0.01%), as well as increases in both peak angular velocity (+5.91±2.93%) and peak plantarflexion angle (+13 ± 1.57%) at the ankle.

At the proximal joints (knee and hip), FES produced adaptive changes, contrasting with our previous findings (Aout et al., 2024). Indeed, although no modifications were found in the kinematics of these joints, we noted that FES led to a ~10% decrease in the positive work and power at the knee, as well as a significant reduction of ~5% in negative power and work at the hip joint. These results align with earlier studies demonstrating that changes in ankle joint dynamics can have adverse effects on the proximal joints during walking at a fixed speed (Fickey et al., 2018; Lewis and Ferris, 2008). As a result of these changes in mechanical joint work, we noted that the contribution of the ankle to both positive and total lower limb work increased with FES (+1.58%), while the contributions from the knee (-0.88%) and hip (- 0.70%) joints decreased. Taken together, these findings provide evidence that FES redistributes joint work from the proximal joints (knee and hip) to the ankle during walking.

It is noteworthy that only slight differences were observed between the various simulation conditions, which is consistent with our previous study (Aout et al., 2024). In particular, we noted that the reduction in the positive knee work, negative hip work and power (H2) were statistically significant only for the stimulation of the gastrocnemius (S_G) and the combined stimulation of the soleus and gastrocnemius (S_{SG}). This result could

have practical applications. Indeed, alternating muscle stimulations during walking could be a strategy to mitigate FES-induced fatigue while maintaining the beneficial effects of this assistive technology (Zhang et al., 2022).

Comparison of FES with other interventions aimed at enhancing ankle push-off

Previous studies have examined the effects of various interventions aimed at augmenting ankle push-off during walking in young healthy participants, either by asking them to do so voluntarily through verbal instructions (Lewis and Ferris, 2008), visual feedback (Fickey et al., 2018), haptic feedback (Schenck et al., 2019), or involuntarily using a powered ankle exoskeleton applying plantarflexion torque (Mooney and Herr, 2016). In agreement with our results, all previous studies but one (Lewis and Ferris, 2008) reported increases in positive ankle work (32±24% (Fickey et al., 2018)) and power (ranging from 13±11% (Fickey et al., 2018) to 46±47% (Schenck et al., 2019)). Joint kinematics was more modified than joint kinetics. In all (Fickey et al., 2018; Lewis and Ferris, 2008; Schenck et al., 2019) but one (Mooney and Herr, 2016) (with an exoskeleton) studies the ankle (plantarflexion) moment was unaffected while higher peak plantarflexion velocity (from 14±36% ((Schenck et al., 2019) to 20% (Fickey et al., 2018)) and angle (from 10° to 13.9° (Lewis and Ferris, 2008; Schenck et al., 2019)) were reported. Adaptations in ankle biomechanics may differ depending on the type of intervention used to increase ankle mechanical demands, i.e., whether based on instructions or assistive devices, like exoskeleton and FES.

The same studies (Fickey et al., 2018; Lewis and Ferris, 2008; Mooney and Herr, 2016; Schenck et al., 2019) observed changes in knee and hip joint dynamics. Overall, they reported a reduction in the mechanical demands at these proximal joints, including reductions in positive power at the hip (H1, H3 or mean) (Fickey et al., 2018; Lewis and Ferris, 2008; Mooney and Herr, 2016; Schenck et al., 2019) and at knee (Mooney and Herr, 2016), as well as in negative hip power (H2) (Lewis & Ferris, 2008), negative knee power (K3) (Lewis & Ferris, 2008; Schenck et al., 2019), hip flexion moment (Lewis and Ferris, 2008) and hip extension moment (Lewis and Ferris, 2008; Mooney and Herr, 2016). Nevertheless, it should be noted that some studies observed increases in knee flexion moment (Mooney & Herr, 2016; Schenck et al., 2019) and hip flexion moment (Mooney

and Herr, 2016), or absence of changes in hip moments (Schenck et al., 2019) and knee positive work (Fickey et al., 2018). Despite these changes in joint dynamics, most studies found no changes in knee or hip kinematics (Fickey et al., 2018; Mooney and Herr, 2016; Schenck et al., 2019), although verbal instructions lead to a decrease in peak knee flexion angle (-4°) (Lewis & Ferris, 2008). While our results showed that FES did not affect joint moments at the knee or hip, it produced similar effects on positive knee power and negative hip power, aligning with the studies mentioned earlier.

It should be noted that only Fickey et al. (2018) examined the effects of increasing ankle push-off on lower-limb joint work among the aforementioned studies. These authors found that increasing ankle push-off using visual feedback significantly increased positive work at the ankle and hip joints but not at the knee ($P>0.05$). A 32% increase in ankle positive work was associated with a 20% reduction in hip positive work ($P=0.062$), indicating a proximal-to-distal redistribution of joint mechanical work. While the patterns of joint work observed in our study with FES differ from those reported by Fickey et al. (2018), our findings similarly demonstrate a proximal-to-distal redistribution of mechanical work, specifically from the knee to the ankle.

Taken together, these findings indicate that various approaches, including FES, have demonstrated short-term effectiveness in modulating joint contributions during walking in young healthy individuals by enhancing ankle involvement. Despite differences in magnitude and specific parameters calculated, FES aligns closely with these alternative methods in its ability to alter lower-limb biomechanics. Notably, this neurostimulation technique holds particular promise for individuals with impaired voluntary activation (Kesar et al., 2009), for whom methods such as biofeedback or verbal instructions may be less effective.

Clinical relevance

The present findings are relevant for improving walking in specific populations, such as older adults. It is well known that older adults generally exhibit reduced mechanical work demands at the ankle and increased demands at the knee and hip joints compared to their younger counterparts at comparable walking speeds (Cofré et al.,

2011). This distal-to-proximal redistribution of joint work is thought to result from age-related plantarflexor weakness (Monaco et al., 2009), which leads to altered ankle dynamics (reduced plantarflexion power and moment) and kinematics (reduced plantarflexion velocity and angle) (DeVita and Hortobagyi, 2000; Sloot et al., 2021). While this compensatory strategy provides the necessary energy to propel the center of mass forward, it increases instability and energy expenditure during walking compared to younger individuals (Browne and Franz, 2017; Pieper et al., 2021). The results of our study suggest that FES could be a promising approach to mitigate this distal-to-proximal redistribution of joint work in older adults.

In particular, the effects of FES on ankle and knee joint dynamics observed in our study parallel some of the differences reported between older adults and younger adults by Cofré et al. (2011). These authors found a 14% reduction in ankle positive work and a 7% increase in knee positive work in older adults during walking at 1 m/s (*Appendix 2, Table 11*), a speed comparable to the average walking speed of 1.14 m/s in the present study. However, while our findings demonstrated a significant effect of FES on hip negative power and the relative contribution of the hip joint to lower-limb work, the changes in hip positive work with FES were not significant and too small to match the 18% increase in hip positive work observed in older adults by Cofré et al. (2011). This comparison suggests that FES could partially counteract the distal-to-proximal redistribution of joint work typically seen in older adults. However, additional research is required to confirm this assumption and further investigate the potential of FES as a solution for improving gait efficiency and stability in this population.

Limitations

Our study has some limitations. First, the maximal pulse width was reached in seven participants, which could have led to an underestimation of the effects of FES. Second, the inter-participant variability in mechanical (and perceptual, not presented in this paper) responses to FES suggests that longer preliminary habituation sessions could yield greater and more homogeneous gait improvements. Third, we did not compare the different FES conditions (stimulation of soleus, gastrocnemius and both simultaneously) at a similar gait speed. Since the additional muscle force evoked by FES is known to

decline proportionally with the level of volitional contraction (Perumal et al., 2010), it is likely that the effects of FES diminish with increasing gait speed. Consequently, the effects of FES could have been attenuated in the combined stimulation condition compared to two other conditions, as gait speed was significantly faster in this first condition (*Appendix 3*). Lastly, we cannot rule out that isolated stimulation of gastrocnemius may have inadvertently recruited the soleus, particularly given that large pulse widths are known to recruit adjacent fibers both laterally and in depth (Doucet et al., 2012; Grill and Mortimer, 1996).

3.3.8. Conclusion

The present results underline that FES applied to plantarflexor muscles during push-off effectively redistributes joint mechanical work from the proximal joints towards the ankle joint during walking in young healthy adults. In particular, FES led to a decrease in knee positive work and hip negative work, while it induced an increase in ankle positive work. Despite the absence of effect on hip positive work, these findings are particularly relevant for designing FES-based interventions to mitigate the distal-to-proximal redistribution of joint work in specific populations, such as the elderly.

CRediT authorship contribution statement

Thomas Aout: Writing – original draft, Visualization, Validation, Software, Resources, Methodology, Investigation, Funding acquisition, Formal analysis, Data curation. **Mickaël Begon**: Writing – review & editing, Visualization, Validation, Supervision, Resources, Project administration, Methodology, Investigation, Formal analysis, Conceptualization. **Ophélie Larivière**: Writing – review & editing, Visualization, Validation, Investigation, Formal analysis, Conceptualization. **Nicolas Peyrot**: Writing – review & editing, Visualization, Validation, Supervision, Project administration, Methodology, Investigation, Formal analysis, Conceptualization. **Teddy Caderby**: Writing – review & editing, Visualization, Validation, Supervision, Resources, Project administration, Methodology, Investigation, Funding acquisition, Formal analysis, Conceptualization.

Statements and Declarations

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

Acknowledgements

This work was supported by a Regional Research Grant from the Réunion Region (#338715) and the European Regional Development Fund (FEDER). This work is part of the e-WALKING project (ANR-22-CE19-0009) funded by the French National Research Agency (ANR). The authors gratefully acknowledge Ms. Caro Canne and Mr. Carl Oupilé for their invaluable technical assistance.

3.3.9. Appendix 1: Energetic analysis of gait

At heel strike, an energy absorption phase is initiated at the ankle joint through the eccentric contraction of the dorsiflexor muscles, producing a small dorsiflexion moment to control plantarflexion (Sloot and van der Krogt, 2018; Winter, 1987). Concurrently, the knee joint generates a brief positive peak of mechanical power (K0) via concentric contractions of the knee extensor muscles (Cofré et al., 2011). From the onset of the stance phase, the hip joint's power grows, peaking during the loading response (H1) through an extension moment that controls the trunk's forward acceleration (Sloot and van der Krogt, 2018; Winter, 1987). Simultaneously, the knee joint reaches a negative power peak (K1) associated with weight acceptance, triggered by eccentric contractions of the knee extensors (Winter, 1983). During midstance, the knee produces a second positive power peak (K2) through eccentric contractions, while the ankle and hip joints increasingly absorb energy. Before propulsion, at 40 % of the gait cycle, a first negative power peak occurs at the ankle joint (A1), driven by an increasing plantarflexion moment that controls the shank's rotation around the foot (Allard et al., 1996; Winter, 1987). At this time, the hip also reaches a negative power peak (H2) due to eccentric contractions of the hip flexors, while the knee undergoes a third positive peak (K3) influenced by concentric contractions of the knee extensors (Sloot and van der Krogt, 2018). The propulsion phase, or *'push-off phase*,' is recognized as the phase with the highest energy generation during walking. The soleus and gastrocnemius muscles are key to this energy

generation (Hof et al., 1983; Zelik and Adamczyk, 2016). By generating a positive peak of ankle mechanical power (A2) from heel-off to toe-off of the trailing leg, these muscles produce a forward-directed ground reaction force (GRF) that propels the body's center of mass forward (Hsiao et al., 2015). Concurrently, eccentric contractions of the knee extensors produce the largest negative power peak (K4) to prevent knee collapse (Winter, 1983, 1987). From the end of the push-off phase to the initial swing, the second largest energy peak appears at the hip joint (H3) due to the concentric contractions of the hip flexors, which help lift and propel the leg (Allard et al., 1996; Sadeghi, 2011; Zelik et al., 2015). Lastly, during the swing phase, a final negative power peak at the knee joint (K5) is produced by the eccentric contraction of the knee flexors, slowing the swinging leg in preparation for the next heel strike (Sloot and van der Krogt, 2018).

3.3.10. Appendix 2: Comparison of joint mechanical work values obtained by Cofré et al. (2011) and the present study

***Table 11**. Joint mechanical work values during walking trials between young and elderly individuals at 1 m/s, as reported by Cofré et al. 2011, and in the present study, with and without FES, at an average walking speed of 1.14 m/s.*

		Cofré et al. (2011)			Our study	
		Elderly	Young	Differences	Without FES	Change with FES
Positive joint work (J/kg)	Ankle	0.208	0.243	-0.035	0.260	+0.021
	Knee	0.082	0.077	+0.005	0.087	-0.009
	Hip	0.237	0.201	+0.036	0.210	-0.001
Negative joint work (J/kg)	Ankle	0.188	0.195	+0.007	0.139	+0.001
	Knee	0.106	0.206	-0.100	0.191	+0.005
	Hip	0.049	0.044	+0.005	0.050	-0.003
Total joint work (J/kg)	Ankle	0.396	0.438	-0.042	0.399	+0.020
	Knee	0.188	0.283	-0.095	0.277	-0.003
	Hip	0.286	0.245	+0.041	0.260	-0.004

3.3.11. Appendix 3: ANOVA results of muscle factor

Means ± standard deviations of the dependent variables related to the spatiotemporal (*Table 12*), kinematic (*Table 13*) and kinetic (Table D) parameters of gait for each stimulation condition with the *muscle* factor P-values from the repeated-measures ANOVA and ES (η^2).

Table 12. Spatiotemporal parameters of gait

Variables	Muscle P-value	η^2_p	Post-hoc		
			SOL[1] *vs.* GAS[2]	SOL *vs.* TS[3]	GAS *vs.* TS
Walking speed (m/s)	* **0.002**	0.359	0.101	0.102	* **0.007**
Cadence (step/min)	0.137	0.132			
Step length (m)	0.314	0.079			
Step width (m)	0.317	0.079			
Stance duration (%)	0.947	0.004			
Propulsion phase (s)	0.297	0.083			

[1] SOL: All soleus conditions (WS_S and S_S); [2] GAS: All gastrocnemius conditions (WS_G and S_G); [3] TS: All gastrocnemius + soleus conditions (WS_{SG} and S_{SG}).

Table 13. Kinematic parameters of gait

	Variables	Muscle P-value	η^2_p	Post-hoc		
				SOL *vs.* GAS	SOL *vs.* TS	GAS *vs.* TS
Peak angle (°)	**Ankle PF**	**0.517**	0.046			
	Ankle DF	0.510	0.047			
	Knee Flex.[1]	0.398	0.064			
	Knee Ext.[2]	0.052	0.191			
	Hip Flex.	* **<0.001**	0.569	* **0.001**	* **0.003**	* **0.003**
	Hip Ext.	* **0.039**	0.207	0.105	0.160	0.311
Peak angular velocity (°/s)	**Ankle PF**	0.078	0.167			
	Ankle DF	0.942	0.004			
	Knee Flex.	0.087	0.160			
	Knee Ext.	* **<0.001**	0.401			
	Hip Flex.	* **0.040**	0.206	0.445	0.250	* **0.020**
	Hip Ext.	* **0.014**	0.263	0.707	0.116	* **0.029**

[1] Flex : Flexion ; [2] Ext : Extension.

Table 14. *Dynamic parameters of gait*

Variable			Muscle P-value		η^2_p	Post-hoc SOL *vs*. GAS		Post-hoc SOL *vs*. TS		Post-hoc GAS *vs*. TS	
AP GRF [1]	Positive peak *(N/kg)*			0.117	0.011						
	Positive peak impulse *(N.s/kg)*		*	**0.017**	0.253		0.184		0.162	*	**0.034**
Peak moment (N·m /kg)	Ankle PF [2]			0.329	0.076						
	Knee extension			0.211	0.105						
	Hip flexion		*	**0.010**	0.280	*	**0.028**		0.195	*	**0.028**
Peak power (W/kg)	Ankle	A1		0.303	0.082						
		A2		0.294	0.084						
	Knee	K0		0.298	0.083						
		K1		0.451	0.055						
		K2	*	**0.022**	0.239		0.364		0.084		0.084
		K3		0.069	0.186						
		K4		0.440	0.057						
		K5		0.453	0.055						
	Hip	H1		0.144	0.129						
		H2	*	**0.008**	0.292		0.076	*	**0.025**		0.386
		H3		0.119	0.141						
Work (J/kg)	Positive	ankle		0.288	0.085						
		knee	*	**0.028**	0.226		0.091		0.222		0.088
		hip		0.114	0.144						
		lower limb		0.108	0.147						
	Negative	ankle		0.300	0.082						
		knee		0.565	0.040						
		hip	*	**0.023**	0.236		0.198	*	**0.032**		0.385
		lower limb		0.572	0.039						
	Total	ankle		0.436	0.058						
		knee		0.347	0.073						
		hip		0.095	0.154						
		lower limb		0.097	0.154						
Contribution (%)	Positive	ankle		0.075	0.169						
		knee		0.494	0.049						
		hip		0.133	0.134						
	Negative	ankle		0.277	0.088						
		knee		0.594	0.037						
		hip		0.264	0.091						
	Total	ankle		0.121	0.140						
		knee		0.758	0.020						
		hip		0.109	0.146						

Partie 4. Discussion générale

L'objectif général de ce travail de thèse était d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville au cours de la marche, auprès de jeunes adultes en bonne santé. Pour répondre à cet objectif, trois objectifs spécifiques ont été formulés et trois études ont été réalisées.

Le premier objectif spécifique était de fournir une vue d'ensemble des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la marche chez le sujet sain au moyen d'une revue systématique de la littérature. Cette revue a confirmé qu'aucune étude n'avait investigué les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville. Par ailleurs, l'analyse des différentes configurations de stimulation employées dans la littérature a permis de déterminer les paramètres à utiliser dans les études expérimentales suivantes, à savoir un courant biphasique asymétrique équilibré, une fréquence de 40 Hz, une intensité de 60 mA ainsi qu'une largeur d'impulsion individualisée entre le seuil moteur et le seuil d'inconfort.

Le deuxième objectif spécifique était d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires durant la phase de propulsion sur la génération de puissance à la cheville et la propulsion vers l'avant au cours de la marche à vitesse spontanée. Nous avions émis l'hypothèse que la stimulation augmenterait la puissance positive à la cheville et améliorerait la propulsion vers l'avant. Malgré une variabilité inter-individuelle notable dans les réponses à la stimulation, nos résultats ont confirmé cette hypothèse, montrant une augmentation de la puissance mécanique à la cheville (+22 à 28%), de la force propulsive antéropostérieure (+15 à 18%) et de la vitesse de marche (+14 à 20%) selon le muscle stimulé, à vitesse spontanée.

Étant donné que la vitesse de marche a augmenté avec la stimulation dans la deuxième étude, le troisième objectif spécifique était de comparer les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la biomécanique articulaire du membre inférieur au cours de la marche à vitesse contrôlée, notamment la distribution des travaux mécaniques articulaires. Nous avions émis l'hypothèse que la stimulation induirait une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire. Les résultats ont montré

que toutes les conditions de stimulation augmentaient le travail mécanique positif (+8 %) et total (+5 %) produits à la cheville. La stimulation électrique fonctionnelle a également réduit le travail positif au genou (−10 %) et le travail négatif à la hanche (−5 %), bien que ces effets n'aient été significatifs que pour la stimulation du gastrocnémien seul ou combinée avec le soléaire. La contribution de la cheville au travail mécanique positif du membre inférieur a augmenté (+2,8 %), tandis que les contributions du genou (-1,9 %) et de la hanche (-0,9 %) ont diminué, quelle que soit la condition de stimulation, confirmant l'hypothèse d'une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire.

L'apport de l'ensemble de ces résultats à la compréhension des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la propulsion lors de la marche sera discuté autour de **trois thèmes transversaux** : **(1) l'optimisation et l'individualisation des paramètres de stimulation, (2) les mécanismes sous-jacents aux effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la cinétique articulaire, et finalement (3) les perspectives cliniques.**

4.1. Optimisation et Individualisation des paramètres de stimulation

4.1.1. Instant de déclenchement de la stimulation

Le choix d'appliquer une stimulation durant la phase de propulsion, définie par le décollement du talon jusqu'au décollement des orteils, constitue un élément central des protocoles expérimentaux de cette thèse et se distingue de celui adopté par les études qui se sont intéressées à la stimulation des fléchisseurs plantaires lors de la marche auprès de jeunes adultes en bonne santé (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007). Seuls les résultats en lien avec la cinématique de la cheville et la force de réaction antéropostérieure seront discutés dans cette section.

Nos études expérimentales ont rapporté une augmentation du pic de flexion plantaire à la cheville (étude 2 : +21 à 26 % ; étude 3 : +11 à 15 %) quelle que soit la configuration musculaire utilisée (Aout et al., 2025, 2024). À l'inverse, Lenhart et al. (2014) ont observé une augmentation de la flexion dorsale à la suite d'une stimulation du gastrocnémien médial en milieu d'appui, et Stewart et al. (2007) ont rapporté des effets similaires en stimulant le gastrocnémien latéral et le soléaire sur une fenêtre temporelle

allant de l'instant de pied à plat jusqu'au moment de décollement des orteils. Ces divergences peuvent s'expliquer par l'instant auquel la stimulation est délivrée. En milieu d'appui, la cheville réalise une flexion dorsale accompagnant l'avancée du tibia au-dessus du talus (Kirtley, 2006; Perry and Burnfield, 1992). À cet instant, les gastrocnémiens, de par leur nature bi-articulaire, produisent à la fois un moment de flexion au genou et un moment de flexion plantaire à la cheville. Zajac et Gordon (1989) ont montré que lorsque le ratio du bras de levier du gastrocnémien au genou sur celui de la cheville dépasse ~0,5, le couple de flexion au genou surpasse le couple de flexion plantaire, favorisant ainsi la rotation du tibia vers l'avant et plaçant la cheville en flexion dorsale. Les résultats expérimentaux de Lenhart et al. (2014), avec un ratio de 0,57, ont confirmé ce mécanisme. Dans nos études, les effets cinématiques observés étaient cohérents avec la stimulation qui était délivrée durant l'appui terminal et la pré-oscillation, période durant laquelle le soléaire et les gastrocnémiens contribuent conjointement à la flexion plantaire de la cheville (Neptune et al., 2001; Zajac et al., 2002). Par ailleurs, les différences d'amplitude du pic de flexion plantaire relevées entre nos deux études (+21 à 26 % dans l'étude 2 contre +11 à 15 % dans l'étude 3) pourraient être attribuées à l'augmentation de la vitesse de marche dans l'étude 2 (Fukuchi et al., 2019). Enfin, l'étude 3 a rapporté une diminution du pic de flexion dorsale (−8,22 %) à vitesse constante à la suite d'une stimulation du soléaire durant la phase propulsive (Aout et al., 2025). Cet effet sur le pic de dorsiflexion survenant en milieu d'appui, i.e. avant le déclenchement de la stimulation, pourrait refléter un effet résiduel de la stimulation délivrée au cycle de marche précédent.

Concernant les forces de réaction au sol, l'étude 2 a rapporté une augmentation du pic de force antéropostérieure dans toutes les conditions de stimulation (Aout et al., 2024), tandis que l'étude 3, réalisée à vitesse comparable, n'a pas mis en évidence d'effet sur cette variable. Francis et al. (2013), qui sont les seuls à avoir investigué les effets d'une stimulation des fléchisseurs plantaires sur la dynamique de la marche, rapportent une augmentation de la force verticale lors de la stimulation du soléaire en milieu d'appui ainsi qu'une augmentation de la force de réaction antéropostérieure 150 ms après la stimulation du gastrocnémien en appui terminal. Ces résultats sont cohérents avec les rôles fonctionnels de ces muscles. En milieu d'appui, le soléaire contribue

principalement au soutien vertical du corps et au contrôle de la flexion dorsale par une contraction excentrique freinant la rotation du tibia vers l'avant (Anderson and Pandy, 2003; Neptune et al., 2001), tandis que les gastrocnémiens interviennent davantage dans l'accélération de la jambe vers l'avant durant la pré-oscillation (Neptune et al., 2001; Zajac et al., 2002).

Ainsi, le choix d'appliquer une stimulation du décollement du talon au décollement des orteils semble la plus adaptée pour augmenter la flexion plantaire de la cheville et la force propulsive antéropostérieure, quelle que soit la configuration musculaire utilisée. Néanmoins, comme décrit dans la section 1.5.3 du cadre théorique, le soléaire redistribue l'énergie mécanique vers le tronc principalement durant l'appui terminal, tandis que les gastrocnémiens interviennent de manière plus marquée en pré-oscillation pour accélérer la jambe ipsilatérale et initier la phase oscillante (Neptune et al., 2001; Zajac et al., 2002). Dès lors, différencier l'instant de stimulation entre le soléaire et les gastrocnémiens durant la phase propulsive afin de respecter cette séquence d'activation physiologique pourrait permettre d'optimiser les effets observés. Le stimulateur utilisé dans nos études (O2CHSII, Odstock Medical Ltd, UK) avait la possibilité d'appliquer un temps de latence entre les canaux de stimulations musculaires, mais ne permettait pas de synchroniser la stimulation de chaque muscle avec sa phase d'activation physiologique respective au cours de la propulsion. Dans cette perspective, le développement récent d'algorithmes de filtrage permettant d'extraire le signal électromyographique en présence d'artéfacts de stimulation (Hambly et al., 2024) pourrait permettre de détecter en temps réel ces activations musculaires et d'ajuster le déclenchement de la stimulation à la séquence physiologique de chaque muscle.

4.1.2. Influence de la largeur d'impulsion et des intensités

Les paramètres de stimulation utilisés dans nos expérimentations ont été sélectionnés à partir des informations issues de la revue systématique (Aout et al., 2023). Ainsi, un courant biphasique asymétrique équilibré (Stewart et al., 2007), une fréquence de 40 Hz (Lenhart et al., 2014; Stewart et al., 2007), une intensité de 60 mA et des largeurs d'impulsion individualisées ont été retenues (Stewart et al., 2007). Le choix d'utiliser des

largeurs d’impulsion individualisées ainsi que des intensités fixes a été imposé par les possibilités techniques du stimulateur (O2CHSII, Odstock Medical Ltd, UK). Si la largeur d'impulsion était aisément ajustable via une molette externe, la modification de l'intensité nécessitait en revanche l'ouverture du boîtier et l'ajustement d'un potentiomètre interne, nécessitant un contrôle par oscilloscope, ce qui rendait cette procédure difficilement applicable en conditions expérimentales. L'individualisation des intensités, telle que réalisée par Francis et al. (2013) et Lenhart et al. (2014), n'a donc pas été retenue dans nos études. Néanmoins, à l'image de ces études qui ont individualisé les intensités, nous avons individualisé les largeurs d'impulsion en définissant une limite basse correspondant au seuil moteur afin de garantir une contraction musculaire suffisante, ainsi qu’une limite haute correspondant à la dernière valeur tolérable avant l’apparition de l’inconfort.

Cette individualisation a conduit à des largeurs d'impulsion moyennes de 225 ± 91 µs pour le soléaire et 300 ± 97 µs pour le gastrocnémien. Bien qu'en moyenne nos valeurs étaient assez proches de celles imposées par Lenhart et al. (2014) (250 µs) et Francis et al. (2013) (300 µs), les écarts-types obtenus témoignent d'une variabilité importante concernant la tolérance à la stimulation au sein de la population étudiée. Par ailleurs, près de la moitié des participants (7/15) ont atteint le réglage maximal du stimulateur (390 µs ; avec une perception de 7,5/10 pour le soléaire et 6,2/10 pour les gastrocnémiens, 0 = très confortable et 10 = inconfortable), suggérant que la dernière valeur tolérable avant l'apparition de l'inconfort n'a pas été atteinte chez ces participants. La calibration fondée sur ce critère sensoriel n'ayant pas pu être pleinement appliquée, les effets rapportés dans les études 2 et 3 pourraient être sous-estimés. Cette nécessité de recourir à des largeurs d'impulsion élevées pourrait en partie s'expliquer par des différences inter-individuelles d'impédance cutanée, de qualité de contact des électrodes ou d'épaisseur du tissu adipeux sous-cutané, facteurs qui, à intensité fixe, atténuent le courant atteignant les fibres musculaires et nécessitent une compensation par l'augmentation de la largeur d'impulsion (Doheny et al., 2010; Petrofsky, 2008). Ces constats soulignent la nécessité de disposer d'un stimulateur dont la plage de réglages est suffisamment étendue pour couvrir la variabilité inter-individuelle et permettre d'exploiter pleinement la fenêtre de stimulation comprise entre le seuil moteur et la

dernière valeur tolérable avant l'apparition de l'inconfort afin de maximiser la charge électrique administrable pour chaque participant. Enfin, comme énoncé dans la section 2.1.3 du cadre théorique et dans les études 2 et 3, des largeurs d'impulsion élevées favorisent une propagation du courant à la fois latéralement et en profondeur, pouvant entraîner le recrutement de fibres musculaires adjacentes au muscle ciblé (Doucet et al., 2012; Grill and Mortimer, 1996). Bien que le placement des électrodes ait été rigoureusement contrôlé lors des calibrations afin d'éviter la sollicitation du soléaire lors de la stimulation du gastrocnémien et vice versa, il ne peut être exclu que la stimulation du gastrocnémien ait involontairement recruté le soléaire chez les participants présentant des largeurs d'impulsion élevées, point qui sera étayé dans la troisième section de cette discussion.

Au-delà de ces limites méthodologiques, ces constats soulèvent plus largement la question complexe de l'interaction entre l'intensité et la largeur d'impulsion dans les protocoles de stimulation des fléchisseurs plantaires. Comme rappelé dans les sections 2.1.1 et 2.1.3 du cadre théorique, ces deux paramètres déterminent conjointement la charge électrique délivrée par impulsion, conditionnant le nombre d'unités motrices recrutées et le niveau de force évoquée (Maffiuletti, 2010). Dans nos études, l'intensité étant fixée à 60 mA, la charge ne pouvait être modulée que par la largeur d'impulsion. Toutefois, moduler la charge par la largeur d'impulsion ou par l'intensité n'est pas équivalent. Pour une même charge, modifier le ratio entre ces deux paramètres modifie les caractéristiques du courant appliqué, avec des incidences sur la diffusion du courant dans les tissus, le confort perçu et l'apparition de fatigue. Une augmentation de l'intensité accroît la production de force par un recrutement accru d'unités motrices rapides à métabolisme glycolytique, mais favorise une fatigue périphérique plus rapide (Bickel et al., 2011). À l'inverse, l'utilisation de largeurs d'impulsion longues à intensité réduite retarde l'apparition de la fatigue et améliore le confort (Gorgey and Dudley, 2008), au prix d'une diffusion accrue du courant susceptible de recruter des muscles adjacents (Doucet et al., 2012). Le choix entre ces stratégies est d'autant plus complexe étant donné la grande hétérogénéité observée dans la littérature concernant la sélection de ces paramètres. Certaines études, dont les nôtres, ont privilégié une intensité imposée et une largeur d'impulsion individualisée (Aout et al., 2025, 2024; Stewart et al., 2007),

tandis que d'autres ont fixé la largeur d'impulsion et individualisé l'intensité (Francis et al., 2013; Lenhart et al., 2014). Malgré leur importance, ces paramètres sont encore largement sélectionnés de manière empirique et leur influence combinée sur la mécanique de la marche et le confort perçu reste mal comprise (Milosevic et al., 2020).

À notre connaissance, aucune étude n'a investigué comment l'intensité et la largeur d'impulsion interagissent pour affecter la fonction propulsive de la cheville et le confort des participants lors de la marche. Par ailleurs, plusieurs interrogations demeurent, notamment sur la nécessité de fixer l'un de ces paramètres au détriment de l'autre, d'individualiser les deux simultanément en tenant compte de leurs interactions, ou encore sur le critère à privilégier pour cette individualisation (entre seuil moteur et seuil d'inconfort, charge électrique, ou effets sur la puissance produite à la cheville). Dans cette perspective, nous menons actuellement des expérimentations, impliquant l'utilisation d'un stimulateur plus permissif (P24, HASOMED GmbH, DE) que le Odstock, capable de contrôler indépendamment l'intensité et la largeur d'impulsion sur des plages plus larges. Ces essais sont réalisés sur un tapis roulant instrumenté à vitesse auto-adaptative (Aout, 2025), couplé à un système de capture du mouvement. Contrairement au couloir de marche de 7 m utilisé dans les études 2 et 3, ce dispositif permet l'acquisition de plus de cycles de marche exploitables dans des conditions proches d'une situation écologique (section 1.2 du cadre théorique). Ainsi, ce dispositif expérimental vise à évaluer les interactions entre l'intensité et la largeur d'impulsion sur la fonction propulsive de la cheville et le confort perçu lors de la marche réalisée à vitesse spontanée.

4.1.3. Vers une approche personnalisée de la stimulation

La familiarisation des participants à la stimulation électrique fonctionnelle constitue un aspect rarement documenté dans les études ayant investigué ses effets sur la biomécanique de la marche (Aout et al., 2023). Lors de nos expérimentations, nous avons pu constater que le temps nécessaire à chaque participant pour s'adapter à la stimulation et retrouver un patron de marche fluide variait considérablement d'un individu à l'autre. Comme discuté dans les études 2 et 3 (Aout et al., 2025, 2024), cette variabilité dans l'habituation à la stimulation pourrait en partie expliquer la variabilité

interindividuelle observée dans les réponses biomécaniques, et des séances préliminaires de familiarisation pourraient conduire à des réponses plus homogènes entre les participants. Gravholt et al. (2023) ont investigué cette question en mesurant le couple évoqué et l'inconfort perçu lors de contractions isométriques du quadriceps évoquées par stimulation électrique au cours de trois séances identiques. Ces auteurs ont observé une diminution significative de l'inconfort perçu entre la première et la deuxième séance (5,6 *vs*. 3,5 sur une échelle visuelle analogique de 0 à 10; p=0,008), sans changement entre la deuxième et la troisième séance (3,5 ; p=0,961), et sans diminution du couple évoqué (Gravholt et al., 2023). Ce résultat, obtenu lors de contractions isométriques évoquées du quadriceps, suggère qu'une seule séance de familiarisation pourrait suffire à réduire significativement l'inconfort tout en maintenant un niveau de force évoquée équivalent. Toutefois, la transférabilité de ce constat à une tâche fonctionnelle telle que la marche reste à vérifier. Ainsi, intégrer une séance de familiarisation dans les protocoles de stimulation des fléchisseurs plantaires durant la marche pourrait réduire l'inconfort perçu à charge équivalente et possiblement contribuer à des réponses biomécaniques plus homogènes.

Au-delà de la familiarisation, la pertinence du critère d'individualisation des intensités et/ou des largeurs des paramètres mérite d'être questionnée. Dans la littérature, l'intensité et la largeur d'impulsion sont généralement individualisées jusqu'à la dernière valeur tolérable avant l'apparition de l'inconfort, ce qui revient à maximiser la charge délivrée. Si une charge plus élevée recrute davantage d'unités motrices et augmente la force évoquée (Maffiuletti, 2010), il n'est pas établi que la charge maximale tolérable corresponde nécessairement aux effets mécaniques optimaux durant la marche. Il est envisageable qu'au-delà d'un certain seuil, l'augmentation de la charge ne procure plus de bénéfice fonctionnel supplémentaire tout en dégradant le confort du participant. Garcia-Garcia et al. (2021) ont d'ailleurs montré, lors de contractions isométriques du biceps brachial évoquées par deux stimulateurs différents, que pour un couple évoqué équivalent, la stimulation délivrant une charge moindre était systématiquement préférée en termes de confort (Garcia-Garcia et al., 2021). Ces résultats suggèrent qu'optimiser le ratio entre l'intensité et la largeur d'impulsion pourrait être plus pertinent que de systématiquement chercher à maximiser la charge tolérable.

Par ailleurs, une individualisation fondée uniquement sur la perception sensorielle ne tient pas compte des facteurs morphologiques susceptibles d'influencer la réponse à la stimulation. L'épaisseur du tissu adipeux sous-cutané, en particulier, augmente la résistivité des tissus et le courant nécessaire pour atteindre le seuil d'activation musculaire (Doheny et al., 2010; Petrofsky, 2008). Deux participants présentant un seuil d'inconfort identique, mais des épaisseurs de tissu adipeux différentes, ne bénéficieraient donc pas du même recrutement musculaire effectif. L'ensemble de ces éléments suggère qu'une approche combinant un critère mécanique, tel que la puissance produite à la cheville, à un critère perceptuel pourrait s'avérer plus pertinente qu'une individualisation fondée uniquement sur le seuil d'inconfort pour optimiser les effets de la stimulation sur la fonction propulsive.

Enfin, des avancées technologiques récentes ouvrent des perspectives prometteuses pour l'individualisation en temps réel des paramètres de stimulation durant la marche. Dong et al. (2022) ont montré qu'un système de stimulation appliqué à quatre muscles des membres inférieurs, dont les largeurs d'impulsion et les instants de déclenchement étaient ajustés en temps réel à partir des données recueillies par une centrale inertielle et des semelles instrumentées, permettait d'augmenter les amplitudes articulaires dans le plan sagittal à la cheville (+36,5%), au genou (+21,6%) et à la hanche (+20%) par rapport à une condition sans stimulation. Par ailleurs, le développement d'algorithmes de filtrage permettant d'extraire le signal électromyographique en présence d'artéfacts de stimulation (Hambly et al., 2024) pourrait permettre, comme discuté dans la section 4.1.1, d'adapter le déclenchement de la stimulation à la séquence physiologique d'activation de chaque muscle, mais également de moduler les paramètres de stimulation en fonction de la réponse musculaire individuelle au cours de la marche. Dans cette perspective, l'application de stratégies de contrôle optimal à la stimulation électrique fonctionnelle suscite un intérêt croissant. Une récente revue de portée (Co et al., 2025) a montré que ces approches, en couplant des modèles musculosquelettiques à des modèles de stimulation individualisés, permettaient de produire des mouvements évoqués plus précis tout en réduisant la fatigue musculaire induite par la stimulation. Toutefois, les auteurs soulignent que l'adoption clinique de ces méthodes reste limitée par l'absence de

consensus sur les approches de modélisation et par la rareté de matériel commercial permettant un contrôle personnalisé des paramètres. Ces approches en boucle fermée représentent une perspective d'individualisation dynamique susceptible de dépasser les limites des protocoles actuels à paramètres fixes.

4.2. Mécanismes sous-jacents aux effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la cinétique articulaire

4.2.1. Interaction entre activation volontaire et contraction évoquée

Dans la seconde étude, les couples de flexion plantaire évoqués par la stimulation au repos variaient significativement selon la condition de stimulation ($p<0,001$), atteignant 0,57 ± 0,15 Nm/kg (25% MVC) pour le soléaire, 0,41 ± 0,19 Nm/kg (18% MVC) pour le gastrocnémien et 0,76 ± 0,24 Nm/kg (33% MVC) pour la stimulation combinée (Aout et al., 2024). Toutefois, lorsque la stimulation était surimposée à la contraction volontaire durant la marche, les gains de couple à la cheville étaient nettement inférieurs à ces valeurs. Par rapport à la condition sans stimulation (1,31 ± 0,17 Nm/kg), le pic de moment en flexion plantaire augmentait de 0,13 Nm/kg (23% du couple évoqué) pour le soléaire, 0,13 Nm/kg (32%) pour le gastrocnémien et 0,16 Nm/kg (21%) pour la stimulation combinée des deux muscles (Aout et al., 2024). Cet écart entre le couple évoqué au repos et le gain effectif durant la marche peut s'expliquer par plusieurs mécanismes. Tout d'abord, le modèle phénoménologique proposé par Perumal et al. (2010) prédit que la force additionnelle apportée par la stimulation décline de façon non linéaire à mesure que le niveau de contraction volontaire augmente (section 2.1.2 du cadre théorique). Selon ces auteurs, deux mécanismes pourraient expliquer ce déclin. D'une part, à mesure que le niveau de contraction volontaire s'élève, le nombre d'unités motrices déjà recrutées par la commande centrale augmente, réduisant le nombre d'unités motrices supplémentaires que la stimulation surimposée est susceptible de mobiliser (Perumal et al., 2010). D'autre part, les potentiels d'action antidromiques générés par la stimulation le long des axones moteurs peuvent entrer en collision avec les potentiels d'action volontaires descendants, réduisant transitoirement la fréquence de décharge des unités motrices concernées (Perumal et al., 2010). Lors de la phase

propulsive de la marche, les fléchisseurs plantaires se contractent à un niveau sous-maximal mais néanmoins conséquent (57,2% MVC en moyenne dans la seconde étude), ce qui réduit le bénéfice potentiel de la surimposition conformément à ce modèle. De plus, les conditions de contraction diffèrent fondamentalement entre les deux situations. Le couple évoqué au repos est mesuré en condition isométrique, à une longueur musculaire fixe, tandis que durant la marche, les fléchisseurs plantaires opèrent en condition concentrique où la relation force-longueur-vitesse modifie leur capacité de production de force (Gordon et al., 1966; Hill, 1938). Enfin, il est envisageable que les participants, percevant l'assistance mécanique fournie par la stimulation, réduisent leur effort musculaire durant la propulsion, atténuant ainsi le gain net observé à la cheville. Cette hypothèse ne peut toutefois être vérifiée à partir de nos données actuelles. L'ensemble de ces facteurs pourrait expliquer que le couple évoqué au repos n'est pas représentatif du gain fonctionnel obtenu lorsque la stimulation est surimposée à la contraction volontaire durant la marche.

Un autre phénomène pourrait contribuer à limiter les gains observés lors de la stimulation combinée. Williams et Bilodeau (2004) ont observé, lors de contractions isométriques de flexion du coude, que la stimulation simultanée de deux muscles synergistes (biceps brachial et brachioradial) produisait un couple significativement plus élevé au repos par rapport à la stimulation du biceps seul, mais ne générait pas de couple additionnel supplémentaire lorsqu'elle était surimposée à la contraction volontaire (Williams and Bilodeau, 2004). Ce résultat est cohérent avec nos observations durant la marche, où la stimulation combinée du soléaire et du gastrocnémien n'a pas produit d'effets mécaniques significativement supérieurs à la stimulation isolée de chaque muscle (Aout et al., 2024). En outre, le couple évoqué par la stimulation combinée au repos ne correspondait qu'à 77,6 ± 14,4% de la somme des couples produits par la stimulation isolée de chaque muscle, confirmant l'absence d'additivité parfaite des effets. L'une des explications est que l'augmentation de la largeur d'impulsion accroît le volume de tissu activé par la stimulation électrique de surface, permettant au courant de pénétrer plus en profondeur et de recruter des structures musculaires plus distantes des électrodes (Doucet et al., 2012; Guillen et al., 2025). Ainsi, lors de la stimulation du gastrocnémien avec des largeurs d'impulsion élevées, le courant pourrait se propager en

profondeur et recruter involontairement des fibres musculaires du soléaire sous-jacent. Cette hypothèse est cohérente avec les travaux de Vieira et al. (2017), qui ont confirmé la perméabilité des tissus séparant le gastrocnémien du soléaire en montrant que les potentiels d'action du soléaire sont détectables dans les enregistrements EMG obtenus à partir d'électrodes de surface positionnées sur le gastrocnémien (Vieira et al., 2017). De ce fait, lors de la stimulation combinée, une partie des unités motrices du soléaire pourrait déjà être recrutée par la diffusion du courant issu de la stimulation du gastrocnémien, entraînant un chevauchement des pools d'unités motrices recrutées par les deux sites de stimulation et limitant ainsi le bénéfice attendu de la stimulation combinée. Dans cette perspective, nous menons actuellement des expérimentations impliquant l'utilisation de l'élastographie par ondes de cisaillement, une technique permettant d'estimer sélectivement l'activation de muscles profonds (Hug et al., 2015). Différentes largeurs d'impulsion sont appliquées aux gastrocnémiens, avec une sonde échographique positionnée sur le soléaire, afin de vérifier si le module de cisaillement de ce muscle augmente en présence de largeurs d'impulsion élevées, ce qui confirmerait un recrutement du soléaire par diffusion du courant.

4.2.2. Différence d'effets observés entre nos conditions de stimulation

Comme décrit dans le cadre théorique (section 1.5.3), le soléaire et les gastrocnémiens présentent des différences architecturales et typologiques. Le soléaire est un muscle mono-articulaire bipenné, composé essentiellement de fibres lentes de type I (~70-80%), tandis que les gastrocnémiens sont des muscles bi-articulaires unipennés présentant une typologie mixte (~50% de fibres lentes et rapides) (Johnson et al., 1973). Ces différences structurelles se traduisent par des contributions temporelles distinctes à la propulsion, le soléaire étant principalement actif durant l'appui terminal et les gastrocnémiens intervenant de manière plus marquée en pré-oscillation (Neptune et al., 2001).

Malgré ces différences et bien que la stimulation ait été appliquée de manière identique dans toutes les configurations de stimulation musculaires, les résultats de la

seconde étude ne révèlent pas de différence significative entre les conditions de stimulation pour la majorité des paramètres analysés, à l'exception du travail mécanique positif à la cheville (soléaire > gastrocnémiens de +12%) et de la vitesse de marche (stimulation combinée > gastrocnémiens seuls de +4%) (Aout et al., 2024). Il est à noter que la troisième étude ne permet pas de comparer directement les conditions de stimulation entre elles. En effet, l'analyse statistique reposait sur une ANOVA à deux facteurs (stimulation et muscle) évaluant l'effet de la stimulation par rapport à la condition contrôle au sein de chaque configuration musculaire, sans comparaison directe entre les conditions stimulées. Concernant le facteur muscle, celui-ci regroupait à la fois la condition contrôle ainsi que la condition de stimulation pour un même muscle. Ainsi, bien que ces muscles se distinguent sur les plans architectural, typologique et temporel, les résultats de notre seconde étude révèlent peu de différences entre les configurations de stimulation sur la biomécanique de la marche.

En revanche, les données de couple de flexion plantaire évoqué à l'état de repos révèlent des réponses bien distinctes entre les trois configurations de stimulation. Le couple évoqué par la stimulation du soléaire était 28% supérieur à celui produit par la stimulation des gastrocnémiens, tandis que la stimulation combinée produisait un couple en flexion plantaire 33% supérieur à celui produit par le soléaire seul et 85% supérieur à celui produit par les gastrocnémiens seuls (Aout et al., 2024). Ainsi, contrairement aux paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la marche pour lesquels peu de différences ont été observées entre les configurations de stimulation, les mesures isométriques au repos mettent en évidence trois niveaux de réponse distincts.

Ce contraste entre les résultats obtenus durant la marche et ceux obtenus à l'état de repos peut s'expliquer par les conditions d'évaluation propres à chaque contexte. Durant la phase propulsive, l'ensemble du triceps sural est activé physiologiquement pour contribuer à l'accélération du centre de masse vers l'avant (Neptune et al., 2001). Lorsque la stimulation est surimposée à un muscle spécifique, les autres fléchisseurs plantaires demeurent donc activés simultanément. Or, l'analyse par dynamique inverse estime le moment articulaire net résultant de l'ensemble des structures agissant sur

l'articulation (section 1.4 du cadre théorique), ce qui ne permet pas d'isoler la contribution du muscle stimulé de celle des autres fléchisseurs plantaires co-activés durant cette phase. L'effet de la stimulation surimposée à un muscle spécifique pourrait ainsi être dilué dans l'ensemble de ces contributions, atténuant les différences entre les configurations de stimulation observables par l'analyse articulaire en dynamique inverse. Par ailleurs, le bénéfice mécanique de la surimposition pourrait décroître avec le niveau d'activation volontaire selon le modèle de Perumal et al. (2010) discuté en section 4.2.1, réduisant davantage ces écarts.

En condition isométrique, en l'absence de contraction musculaire volontaire, la réponse mécanique est principalement attribuable au muscle ciblé par la stimulation, bien qu'une diffusion du courant vers les muscles adjacents ne puisse être exclue, comme discuté dans la section 4.2.1. La différence de couple évoqué entre le soléaire et les gastrocnémiens pourrait s'expliquer en partie par leurs caractéristiques architecturales. Le soléaire possède une surface de section transversale musculaire plus importante, impliquant un plus grand nombre de sarcomères disposés en parallèle et donc une capacité de production de force supérieure à celle des gastrocnémiens (Albracht et al., 2008). Par ailleurs, le tendon calcanéen est composé de trois sous-tendons distincts issus du soléaire et des gastrocnémiens médial et latéral, reliés par une matrice inter-sous-tendons (Edama et al., 2015; Handsfield et al., 2017). Ces sous-tendons présentent des déplacements non-uniformes lors de contractions musculaires, tant en conditions isométriques (Clark and Franz, 2018; Lehr et al., 2021) que durant la marche (Franz et al., 2015), traduisant un certain degré d'indépendance mécanique entre les muscles du triceps sural dans la transmission de force au calcanéum. Ainsi, en l'absence de co-activation volontaire des autres fléchisseurs plantaires, cette indépendance mécanique pourrait favoriser l'expression des différences intrinsèques de capacité de production de force entre le soléaire et les gastrocnémiens dans le couple évoqué par la stimulation. Concernant la stimulation combinée, le couple évoqué plus élevé pourrait s'expliquer par la charge électrique totale appliquée au triceps sural. Contrairement à la stimulation d'un muscle isolé où une seule charge est délivrée, la stimulation combinée implique l'application simultanée de deux charges distinctes, l'une au soléaire et l'autre aux gastrocnémiens, augmentant ainsi le nombre total d'unités

motrices recrutées au sein du triceps sural (Maffiuletti, 2010). Bien que la non-additivité des effets de la stimulation combinée ait été discutée en section 4.2.1, cette charge totale plus élevée pourrait contribuer au couple supérieur observé dans la condition de stimulation combinée.

Ainsi, nos résultats mettent en évidence un contraste entre les réponses obtenues dans un état de repos, où les trois configurations de stimulation produisent des couples distincts en isométrie, et celles observées durant la marche, où l'analyse par dynamique inverse ne permet pas de différencier clairement leurs effets. À cet égard, Hambly et al. (2024) ont développé des méthodes de filtrage permettant d'extraire la composante volontaire du signal EMG en présence d'artéfacts de stimulation. En couplant ces données à un modèle neuromusculosquelettique informé par l'EMG (Hambly et al., 2023), ces auteurs ont montré la possibilité d'estimer les contributions musculaires individuelles aux moments articulaires durant la stimulation électrique fonctionnelle. Bien que ces travaux aient été réalisés sur le membre supérieur, leur adaptation à la stimulation des fléchisseurs plantaires durant la marche permettrait de dissocier les contributions respectives du soléaire et des gastrocnémiens au moment articulaire de la cheville, et ainsi d'évaluer la part attribuable à chaque configuration de stimulation dans le moment net produit à la cheville.

4.2.3. Redistribution du travail mécanique articulaire entre les articulations

La troisième étude a mis en évidence que la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires durant la phase de propulsion induisait une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire du membre inférieur (Aout et al., 2025). L'ensemble des conditions de stimulation augmentait le travail mécanique positif (+8 %) et total (+5 %) à la cheville, tandis que le travail positif au genou (-10 %) et le travail négatif à la hanche (-5 %) diminuaient. La contribution de la cheville au travail mécanique total du membre inférieur augmentait, tandis que celles du genou et de la hanche diminuaient, quelle que soit la condition de stimulation. Ce patron de redistribution est cohérent avec celui observé par d'autres études ayant cherché à

augmenter la contribution de la cheville durant la marche à vitesse contrôlée chez de jeunes adultes sains, que ce soit par le biais d'un biofeedback visuel (Fickey et al., 2018), d'un retour haptique (Schenck et al., 2019), ou d'un exosquelette motorisé de cheville appliquant un couple de flexion plantaire (Lewis and Ferris, 2008). Dans l'ensemble de ces études, à l'exception de celle utilisant un exosquelette (Lewis and Ferris, 2008), l'augmentation du travail ou de la puissance positive à la cheville s'accompagnait d'une réduction des sollicitations mécaniques aux articulations proximales. L'ensemble de ces résultats suggère que la redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire constitue une réponse commune aux interventions visant à augmenter la contribution de la cheville durant la marche, indépendamment de la nature volontaire ou évoquée de l'augmentation de l'effort distal. La stimulation électrique fonctionnelle présente toutefois un avantage par rapport aux approches fondées sur des instructions ou un biofeedback, car elle permet d'augmenter la contribution de la cheville même auprès de personnes présentant des déficits d'activation volontaire (Kesar et al., 2009).

Toutefois, bien que la redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire observée dans notre étude aille dans le sens inverse de celle décrite avec l'avancée en âge (Cofré et al., 2011; DeVita and Hortobagyi, 2000), nous n'avons pas évalué si cette redistribution s'accompagne d'une réduction du coût métabolique de la marche ou d'une amélioration de la stabilité pendant la marche. Or, la redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire chez la personne âgée est associée à une augmentation du coût métabolique de la marche (Delabastita et al., 2021) et à une modification du contrôle de la stabilité (Wade et al., 2024) (sections 1.5.2. et 1.5.3 du cadre théorique). À ce titre, Mooney et Herr (2016) ont montré qu'un exosquelette motorisé de cheville augmentant la puissance de flexion plantaire durant la poussée réduisait la puissance positive produite au genou et à la hanche, et s'accompagnait d'une réduction de 11 % du coût métabolique de la marche. Ces résultats suggèrent qu'une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire peut effectivement réduire le coût métabolique de la marche (Mooney and Herr, 2016). Cependant, cette démonstration a été réalisée au moyen d'un dispositif mécanique externe et non par stimulation électrique surimposée, et il reste à vérifier si des effets similaires peuvent être obtenus par cette approche. Par ailleurs, nos résultats ont été obtenus auprès de

jeunes adultes en bonne santé, dont la fonction propulsive de la cheville n'est pas altérée. Il reste en premier lieu à déterminer si la redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire induite par la stimulation électrique fonctionnelle est transposable à une population âgée présentant un déficit de propulsion de la cheville. Le cas échéant, des études intégrant des mesures de dépense énergétique et de stabilité seraient nécessaires pour évaluer si cette redistribution s'accompagne de bénéfices fonctionnels.

4.3. Perspectives cliniques

4.3.1. Transférabilité de nos résultats auprès d'une population avancée en âge

Nos études ont montré que la stimulation électrique fonctionnelle des fléchisseurs plantaires, appliquée durant la phase propulsive de la marche auprès de jeunes adultes en bonne santé, améliore la fonction propulsive de la cheville. À vitesse spontanée, la stimulation surimposée au soléaire, aux gastrocnémiens et aux deux muscles combinés a augmenté le moment de flexion plantaire (+10 à 13%), la puissance (+22 à 28%) et le travail mécanique positif (+23 à 44%) à la cheville, se traduisant par une augmentation de la force propulsive antéropostérieure (+15 à 18%) et de la vitesse de marche (+14 à 20%) (Aout et al., 2024). À vitesse contrôlée, la stimulation a induit une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire, caractérisée par une augmentation de la contribution de la cheville (+2,8%) et une diminution de celles du genou (−1,9%) et de la hanche (−0,9%) au travail mécanique total du membre inférieur (Aout et al., 2025). Ces effets présentent une pertinence clinique directe pour la personne âgée, chez qui la diminution de la fonction propulsive de la cheville s'accompagne d'une redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire en direction de la hanche (sections 1.5.2 et 1.5.3 du cadre théorique). En augmentant la production d'énergie mécanique à la cheville et en réduisant la sollicitation des articulations proximales, la stimulation électrique fonctionnelle des fléchisseurs plantaires pourrait atténuer cette redistribution chez la personne âgée. C'est dans cette perspective que s'inscrit le projet e-WALKING (ANR AAPG 2022), dont l'un des objectifs est de développer une technologie d'assistance à la marche fondée sur la stimulation électrique des fléchisseurs plantaires

pour la personne âgée. Nos données ayant été obtenues exclusivement chez des jeunes adultes sains, la transférabilité de ces effets à cette population reste néanmoins à démontrer.

S'appuyant sur nos travaux (Aout et al., 2025, 2024), Zhao et al. (2026) ont récemment évalué les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée au soléaire durant la marche sur tapis roulant à 1,25 m/s chez 10 jeunes adultes (21±2 ans) et 10 personnes âgées (77±6 ans). La stimulation bilatérale était déclenchée lorsque la force de réaction antéropostérieure dépassait +10% du poids de corps, à une fréquence de 30 Hz, une largeur d'impulsion de 200 µs et à l'intensité maximale tolérée par le participant (Zhao et al., 2026). De manière similaire chez les jeunes comme chez les âgés (absence d'interaction âge × condition), la stimulation du soléaire a augmenté le travail mécanique positif à la cheville de +8% (p=0,007) et réduit le ratio de redistribution de -13% (p=0,010), traduisant une redistribution du travail mécanique articulaire en faveur de la cheville et au détriment de la hanche. La stimulation a également augmenté le pic de force propulsive antéropostérieure de 3% (p=0,036). De manière notable, le ratio de redistribution lors de la marche assistée par stimulation chez la personne âgée n'était pas différent de celui mesuré auprès du groupe jeune sans stimulation (p=0,785). Ces résultats sont cohérents avec ceux de notre troisième étude, dans laquelle la stimulation a induit une augmentation du travail mécanique positif à la cheville de +8% (Aout et al., 2025). En revanche, contrairement à Zhao et al. (2026), notre étude n'a pas mis en évidence d'effet significatif sur le pic de force propulsive antéropostérieure à vitesses comparables. Ces comparaisons doivent toutefois être nuancées au regard des différences méthodologiques entre nos études et celle de Zhao et al. (2026) notamment sur la surface de marche (sol *vs*. tapis), la vitesse de marche (1,12-1,17 m/s *vs*. 1,25 m/s), les muscles stimulés (soléaire, gastrocnémiens et les deux combinés *vs*. soléaire) et les paramètres de stimulation (40 *vs*. 30 Hz; largeur d'impulsion individualisée *vs*. 200 µs; 60 mA *vs*. intensité individualisée). Malgré ces divergences méthodologiques, les résultats de Zhao et al. (2026) constituent un premier argument en faveur de la transférabilité des effets aigus de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée au soléaire durant la marche à la personne âgée. Toutefois, Zhao et al. (2026) n'ont stimulé que le soléaire, à une vitesse unique imposée sur tapis roulant. Ainsi, la transférabilité de ces effets à

d'autres configurations de stimulation (gastrocnémiens, stimulation combinée), à d'autres vitesses de marche ou encore sur sol reste à investiguer.

4.3.2. De potentielles adaptations chroniques

Les résultats de Zhao et al. (2026) ainsi que les nôtres (Aout et al., 2025, 2024) ne reflètent que des effets aigus observés lors d'une unique séance de stimulation. À notre connaissance, aucune étude n'a évalué les effets d'un entraînement prolongé par stimulation électrique fonctionnelle des fléchisseurs plantaires appliquée durant la marche, ni chez le jeune adulte, ni chez la personne âgée. La question de savoir si l'usage répété d'une stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires pourrait induire des adaptations neuromusculaires durables à moyen et à long terme reste ouverte. Toutefois, plusieurs travaux apportent des éléments de réponse en s'intéressant aux adaptations neuromusculaires induites par un entraînement par stimulation électrique neuromusculaire appliquée aux fléchisseurs plantaires lors de contractions isométriques sous-maximales chez ces populations.

Maffiuletti et al. (2002) ont réalisé 16 séances de stimulation isométrique sous-maximale bilatérale du triceps sural sur quatre semaines (75 Hz, 400 µs, 45 contractions par séance à une intensité correspondant à 50–70% de la MVC) auprès de jeunes individus en bonne santé. Le couple maximal volontaire isométrique a augmenté de 8,1% ($p<0,05$) et le couple excentrique de 10,8 à 13,1% ($p<0,05$), sans modification des propriétés contractiles évoquées au repos (secousse musculaire, onde M). En revanche, le niveau d'activation volontaire maximale et la potentiation post-activation ont tous deux augmenté de 11,9% ($p<0,01$ et $p<0,05$, respectivement), accompagnés d'une augmentation de l'activité EMG normalisée du soléaire, suggérant une augmentation de la commande nerveuse descendante d'origine supraspinale (Maffiuletti et al., 2002). Bouguetoch et al. (2021) ont montré qu'un entraînement de deux semaines impliquant 10 séances de stimulation isométrique sous-maximale du triceps sural a augmenté le couple maximal volontaire de 11,3 ± 3,5%, un gain attribué à des adaptations supraspinales et à une amélioration du couplage excitation-contraction pour le soléaire. Aucune modification de l'architecture musculaire (angle de pennation, longueur de

fascicule) n'a été observée (Bouguetoch et al., 2021). Ainsi, un entraînement par stimulation électrique neuromusculaire des fléchisseurs plantaires en isométrie, de deux à quatre semaines induit des gains de force de l'ordre de 8 à 11% chez le jeune adulte sain, principalement attribuables à des adaptations neurales d'origine supraspinale.

Chez la personne âgée, Langeard et al. (2021) ont évalué les effets d'un entraînement de 12 semaines (36 séances à raison de 3 séances par semaine) impliquant la réalisation de contractions isométriques évoquées par stimulation bilatérale (50–70 Hz, 400 µs, intensité maximale tolérée) des fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville. L'entraînement a induit une augmentation de la masse musculaire des membres inférieurs (+23%), de la force isométrique des fléchisseurs plantaires (+30%, $p<0,001$) et des fléchisseurs dorsaux (+9%, $p<0,05$). Ils ont également évalué les effets de cet entraînement basé sur la stimulation électrique neuromusculaire sur les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche. Aucune modification significative des paramètres spatio-temporels de la marche (vitesse, longueur de pas) ni de la cinématique de la cheville n'a été observée (Langeard et al., 2021). En revanche, l'amplitude articulaire en abduction-adduction de la hanche ($p=0,042$, $d=0,60$) et l'amplitude de l'antéversion pelvienne ($p=0,034$, $d=0,63$) ont été réduites durant la marche après l'entraînement, de même que la variabilité angulaire de ces deux articulations (Langeard et al., 2021). Selon les auteurs, ces résultats suggèrent que le renforcement des muscles de la cheville par stimulation électrique neuromusculaire pourrait réduire l'implication de la hanche durant la marche chez la personne âgée. Ces données, bien que limitées à des protocoles de stimulation en condition isométrique, constituent un premier argument en faveur du potentiel d'un entraînement par stimulation électrique des fléchisseurs plantaires à induire des adaptations neuromusculaires chroniques chez le jeune adulte comme chez la personne âgée. La question de savoir si ces adaptations pourraient être obtenues, voire amplifiées, par une stimulation appliquée durant la phase propulsive de la marche reste à explorer dans ces deux populations.

4.3.3. Une technologie d'assistance et d'entraînement

Dans la littérature relative à la réhabilitation du pied tombant chez des patients neurologiques, la distinction entre effet orthétique et effet thérapeutique de la stimulation électrique fonctionnelle est bien établie. L'effet orthétique désigne l'amélioration immédiate de la marche observée uniquement lorsque le dispositif est actif, tandis que l'effet thérapeutique correspond à une amélioration persistante en l'absence de stimulation, après une période d'usage répété. Chez des patients atteints de troubles neurologiques progressifs (sclérose en plaques) et non-progressifs (accident vasculaire cérébral, lésion médullaire incomplète) présentant un syndrome du pied tombant, Stein et al. (2010) ont évalué les effets de l'utilisation quotidienne d'une stimulation appliquée au nerf péronier commun durant la marche sur une période de 3 à 12 mois. Les auteurs ont rapporté un effet orthétique similaire entre les deux groupes, de l'ordre de 5% d'augmentation de la vitesse de marche, ainsi qu'un effet thérapeutique après 3 mois d'utilisation de +17,8% chez les patients "non-progressifs" et de +9,1% chez les patients "progressifs" (Stein et al., 2010). L'effet thérapeutique sur la vitesse de marche a continué de progresser chez les patients non-progressifs pour atteindre +28,0% à 11 mois, tandis qu'il s'est stabilisé dans le groupe progressif (Stein et al., 2010). L'absence de groupe contrôle constitue une limite méthodologique de cette étude, justifiée toutefois par des considérations éthiques qui ne permettent pas de priver durablement un patient d'une intervention potentiellement bénéfique. Le design adopté par Embrey et al. (2010) permettait de contourner cette limite au moyen d'un essai contrôlé randomisé croisé dans lequel 28 patients hémiplégiques chroniques, répartis en deux groupes comparables à l'inclusion ($p>0,05$), réalisaient 3 mois de marche assistée par stimulation des fléchisseurs dorsaux et plantaires et 3 mois de marche sans assistance, dans un ordre randomisé. Le groupe ayant débuté par 3 mois de marche assistée par stimulation électrique fonctionnelle a amélioré sa distance de marche au test de 6 minutes de +47,7 m, contre +18,4 m pour le groupe ayant débuté sans assistance ($p=0,02$) (Embrey et al., 2010). De plus, les gains du groupe ayant débuté par la marche assistée ont été maintenus 3 mois après le retrait du dispositif de stimulation, suggérant un effet thérapeutique persistant (Embrey et al., 2010). Bien que ces résultats concernent des populations présentant des atteintes du système nerveux central et ne

soient pas directement transposables à la personne âgée saine, ils suggèrent que l'usage répété de la stimulation électrique fonctionnelle durant la marche pourrait induire des effets dépassant le simple effet orthétique immédiat. Selon les principes d'apprentissage moteur rappelés par Merrill (2009), l'induction de mécanismes de plasticité du système nerveux central nécessite que la stimulation soit hautement répétitive, spécifique à la tâche fonctionnelle visée, et combinée à une activation volontaire du sujet (Merrill, 2009). À cet égard, la stimulation électrique fonctionnelle appliquée durant la marche répond davantage à ces critères que la stimulation électrique neuromusculaire appliquée en condition isométrique non fonctionnelle, dans la mesure où elle est synchronisée avec la commande motrice volontaire et intégrée au contexte sensorimoteur de la locomotion. Dans le contexte du vieillissement, la stimulation électrique fonctionnelle des fléchisseurs plantaires durant la marche pourrait constituer une approche permettant d'assister la propulsion de manière immédiate, comme le démontrent les effets aigus rapportés dans la présente thèse (Aout et al., 2025, 2024) et par Zhao et al. (2026), tout en offrant, par son usage répété durant la tâche fonctionnelle, un cadre potentiellement favorable à l'induction d'adaptations neuromusculaires durables. Cette hypothèse reste à tester et constitue l'une des perspectives centrales du projet e-WALKING. Dans ce cadre de ce projet, un système d'assistance à la marche par stimulation électrique fonctionnelle est en cours de développement, intégrant un contrôleur en boucle fermée capable d'adapter les paramètres de stimulation au contexte locomoteur (vitesse, pente) et à l'état physiologique du participant (fatigue musculaire). Ce système sera évalué expérimentalement auprès de jeunes adultes et de personnes âgées afin de déterminer son efficacité sur la biomécanique et l'énergétique de la marche, ainsi que son acceptabilité par les utilisateurs.

Partie 5. Conclusion générale

L'objectif général de ce travail de thèse était d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur la fonction de propulsion de la cheville au cours de la marche, auprès de jeunes adultes en bonne santé. Pour répondre à cet objectif, trois objectifs spécifiques ont été formulés et trois études ont été réalisées.

Le premier objectif spécifique était de réaliser une revue systématique de la littérature visant à fournir une vue d'ensemble des effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la marche chez le sujet sain. Cette revue a mis en évidence que la stimulation électrique fonctionnelle pouvait modifier la cinématique et la cinétique articulaires des membres inférieurs ainsi que les paramètres spatio-temporels de la marche. Elle a également révélé qu'aucune étude ne s'était intéressée aux effets d'une stimulation appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires sur l'amélioration de la propulsion lors de la marche et plus spécifiquement sur l'amélioration de la fonction propulsive de la cheville. Par ailleurs, la synthèse des paramètres de stimulation employés dans les études ayant ciblé les fléchisseurs plantaires a orienté le choix des réglages adoptés dans nos études expérimentales.

Le deuxième objectif spécifique était d'examiner les effets de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux fléchisseurs plantaires durant la phase de propulsion sur la génération de puissance à la cheville et la propulsion vers l'avant au cours de la marche à vitesse spontanée. Nos résultats ont montré que la stimulation augmentait le pic de puissance mécanique positive à la cheville (+22 à 28 %), le pic de force de réaction antéropostérieure (+15 à 18 %) et la vitesse de marche (+14 à 20 %), dans toutes les conditions de stimulation. Ces résultats démontrent pour la première fois que la stimulation électrique fonctionnelle appliquée aux muscles fléchisseurs plantaires permet d'augmenter la propulsion au cours de la marche chez de jeunes adultes en bonne santé. Toutefois, l'augmentation de la fonction propulsive à la cheville, se traduisant par une amélioration de la puissance et du travail mécanique positif produits à cette articulation, soulevait la question d'éventuelles compensations au niveau des articulations proximales. Néanmoins, l'augmentation concomitante de la vitesse de marche dans toutes les conditions de stimulation ne permettait pas de

déterminer si la stimulation induisait une redistribution du travail mécanique entre les articulations du membre inférieur, indépendamment de l'effet de la vitesse.

Pour répondre à cette limite, le troisième objectif spécifique était de comparer les effets de la stimulation électrique fonctionnelle sur la biomécanique articulaire du membre inférieur au cours de la marche à vitesse contrôlée. Les résultats ont confirmé que la stimulation augmentait le travail mécanique positif à la cheville (+8 %), tout en réduisant le travail positif au genou (−10 %) et le travail négatif à la hanche (−5 %). La contribution de la cheville au travail mécanique total du membre inférieur a augmenté, tandis que les contributions du genou et de la hanche ont diminué, confirmant une redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire induite par la stimulation.

En conclusion, ces résultats apportent de nouvelles connaissances sur les effets biomécaniques induits par l'utilisation de la stimulation électrique fonctionnelle appliquée au soléaire, aux gastrocnémiens et à l'ensemble de ces muscles simultanément durant la phase propulsive de la marche chez le jeune adulte sain. Par ailleurs, ces résultats présentent également un intérêt particulier dans le contexte du vieillissement. Il est bien établi que l'avancée en âge s'accompagne d'une réduction de la puissance et du travail mécaniques positifs produits à la cheville lors de la phase propulsive, conduisant à une redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire caractérisée par une sollicitation accrue de la hanche et, dans une moindre mesure, du genou. La redistribution proximo-distale du travail mécanique articulaire induite par la stimulation électrique fonctionnelle dans nos études pourrait ainsi permettre d'atténuer ce phénomène observé avec l'avancée en âge. Les résultats prometteurs de Zhao et al. (2026) s'appuyant sur les travaux de la présente thèse confirment le potentiel de la stimulation électrique fonctionnelle pour atténuer la redistribution disto-proximale du travail mécanique articulaire associée au vieillissement.

Enfin, sur le plan technologique, ces travaux fournissent les bases nécessaires au développement de solutions biotechnologiques d'assistance à la marche fondées sur la stimulation électrique fonctionnelle des fléchisseurs plantaires, telles que celle envisagée dans le cadre du projet e-WALKING (ANR AAPG 2022). À terme, une telle

technologie pourrait s'inscrire à la fois dans une perspective d'assistance immédiate de la propulsion et de réentraînement neuromusculaire de la fonction propulsive de la cheville chez la personne âgée.

Références bibliographiques

Adrian, E.D., Bronk, D.W., 1929. The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. The Journal of Physiology 67, 9–151. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1929.sp002557
Albracht, K., Arampatzis, A., Baltzopoulos, V., 2008. Assessment of muscle volume and physiological cross-sectional area of the human triceps surae muscle in vivo. Journal of Biomechanics 41, 2211–2218. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.020
Alexander, R.McN., 2004. Bipedal animals, and their differences from humans. Journal of Anatomy 204, 321–330. https://doi.org/10.1111/j.0021-8782.2004.00289.x
Allard, P., Lachance, R., Aissaoui, R., Duhaime, M., 1996. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. Human Movement Science 15, 327–346. https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00004-8
Allen, J.L., Ting, L.H., Kesar, T.M., 2018. Gait Rehabilitation Using Functional Electrical Stimulation Induces Changes in Ankle Muscle Coordination in Stroke Survivors: A Preliminary Study. Front Neurol 9, 1127. https://doi.org/10.3389/fneur.2018.01127
Alon, C., Kantor, G., Ho, H.S., 1994. Effects of Electrode Size on Basic Excitatory Responses and on Selected Stimulus Parameters. J Orthop Sports Phys Ther 20, 29–35. https://doi.org/10.2519/jospt.1994.20.1.29
Alon, G., 1985. High Voltage Stimulation. Physical Therapy 65, 890–895. https://doi.org/10.1093/ptj/65.6.890
Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M.C., 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. Clinical Biomechanics 13, 434–440. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00012-6
Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. Gait & Posture 17, 159–169. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00073-5
Aout, T., 2025. treadmill-remote-bertec-fit5: Remote control interface for the Bertec FIT5 treadmill using Python.
Aout, T., Begon, M., Jegou, B., Peyrot, N., Caderby, T., 2023. Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Characteristics in Healthy Individuals: A Systematic Review. Sensors 23, 8684. https://doi.org/10.3390/s23218684
Aout, T., Begon, M., Larivière, O., Peyrot, N., Caderby, T., 2025. Functional Electrical Stimulation of the Plantarflexor Muscle During Walking Leads to a Proximal-to-Distal Redistribution of Lower Limb Joint Work. Ann Biomed Eng. https://doi.org/10.1007/s10439-025-03756-5
Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2024. Société de Biomécanique young investigator award 2022: Effects of applying functional electrical stimulation to ankle plantarflexor muscles on forward propulsion during walking in young healthy adults. Journal of Biomechanics 168, 112114. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112114
Armand, S., Sawacha, Z., Goudriaan, M., Horsak, B., Van Der Krogt, M., Huenaerts, C., Daly, C., Kranzl, A., Boehm, H., Petrarca, M., Guiotto, A., Merlo, A., Spolaor, F., Campanini, I., Cosma, M., Hallemans, A., Horemans, H., Gasq, D., Moissenet, F., Assi, A., Sangeux, M., 2024. Current practices in clinical gait analysis in Europe: A comprehensive survey-based study from the European society for movement analysis in adults and children (ESMAC) standard initiative. Gait & Posture 111, 65–74. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.04.014
Awad, L.N., Lewek, M.D., Kesar, T.M., Franz, J.R., Bowden, M.G., 2020. These legs were made for propulsion: advancing the diagnosis and treatment of post-stroke propulsion deficits. J NeuroEngineering Rehabil 17, 139. https://doi.org/10.1186/s12984-020-00747-6

Azmi, N.L., Ding, Z., Xu, R., Bull, A.M.J., 2018. Activation of biceps femoris long head reduces tibiofemoral anterior shear force and tibial internal rotation torque in healthy subjects. PLoS One 13, e0190672. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190672

Baček, T., Sun, M., Liu, H., Chen, Z., Manzie, C., Burdet, E., Kulić, D., Oetomo, D., Tan, Y., 2024. A biomechanics and energetics dataset of neurotypical adults walking with and without kinematic constraints. Sci Data 11, 646. https://doi.org/10.1038/s41597-024-03444-4

Baker, L.L., Bowman, B.R., McNeal, D.R., 1988. Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation. Clin Orthop Relat Res 75–85.

Baker, R., 2006. Gait analysis methods in rehabilitation. J NeuroEngineering Rehabil 3, 4. https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4

Bastian, A.J., 2006. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. Current Opinion in Neurobiology 16, 645–649. https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.08.016

Beauchet, O., Allali, G., Annweiler, C., Bridenbaugh, S., Assal, F., Kressig, R.W., Herrmann, F.R., 2009. Gait Variability among Healthy Adults: Low and High Stride-to-Stride Variability Are Both a Reflection of Gait Stability. Gerontology 55, 702–706. https://doi.org/10.1159/000235905

Begue, J., Peyrot, N., Dalleau, G., Caderby, T., 2021. Effect of increasing speed on whole-body angular momentum during stepping in the elderly. Journal of Biomechanics 122, 110436. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110436

Bergquist, A.J., Clair, J.M., Lagerquist, O., Mang, C.S., Okuma, Y., Collins, D.F., 2011. Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically evoked sensory volley. Eur J Appl Physiol 111, 2409–2426. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2087-9

Bickel, C.S., Gregory, C.M., Dean, J.C., 2011. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. Eur J Appl Physiol 111, 2399–2407. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2128-4

Botter, A., Oprandi, G., Lanfranco, F., Allasia, S., Maffiuletti, N.A., Minetto, M.A., 2011. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. Eur J Appl Physiol 111, 2461–2471. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2093-y

Bouguetoch, A., Martin, A., Grosprêtre, S., 2021. Insights into the combination of neuromuscular electrical stimulation and motor imagery in a training-based approach. Eur J Appl Physiol 121, 941–955. https://doi.org/10.1007/s00421-020-04582-4

Bowman, B.R., Baker, L.L., 1985. Effects of waveform parameters on comfort during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. Ann Biomed Eng 13, 59–74. https://doi.org/10.1007/BF02371250

Browne, M.G., Franz, J.R., 2019. Ankle power biofeedback attenuates the distal-to-proximal redistribution in older adults. Gait & Posture 71, 44–49. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.011

Browne, M.G., Franz, J.R., 2017. Does dynamic stability govern propulsive force generation in human walking? R Soc Open Sci 4, 171673. https://doi.org/10.1098/rsos.171673

Caderby, T., Begue, J., Dalleau, G., Peyrot, N., 2022. Measuring Foot Progression Angle during Walking Using Force-Plate Data. Applied Mechanics 3, 174–181. https://doi.org/10.3390/applmech3010013

Capogrosso, M., Wagner, F.B., Gandar, J., Moraud, E.M., Wenger, N., Milekovic, T., Shkorbatova, P., Pavlova, N., Musienko, P., Bezard, E., Bloch, J., Courtine, G., 2018. Configuration of electrical spinal cord stimulation through real-time processing of gait kinematics. Nat Protoc 13, 2031–2061. https://doi.org/10.1038/s41596-018-0030-9

Cavagna, G.A., Saibene, F.P., Margaria, R., 1963. External work in walking. Journal of Applied Physiology 18, 1–9. https://doi.org/10.1152/jappl.1963.18.1.1
Cavagna, G.A., Thys, H., Zamboni, A., 1976. The sources of external work in level walking and running. J Physiol 262, 639–657. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1976.sp011613
Chen, G., Ma, L., Song, R., Li, L., Wang, X., Tong, K., 2018. Speed-adaptive control of functional electrical stimulation for dropfoot correction. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 15, 98. https://doi.org/10.1186/s12984-018-0448-x
Chiba, H., Ebihara, S., Tomita, N., Sasaki, H., Butler, J.P., 2005. Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. Geriatr Gerontol Int 5, 127–134. https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2005.00281.x
Clark, W.H., Franz, J.R., 2018. Do triceps surae muscle dynamics govern non-uniform Achilles tendon deformations? PeerJ 6, e5182. https://doi.org/10.7717/peerj.5182
Co, K., Begon, M., Bailly, F., Moissenet, F., 2025. Optimal control-driven functional electrical stimulation: A PRISMA-ScR scoping review. Computers in Biology and Medicine 199, 111311. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2025.111311
Cofré, L.E., Lythgo, N., Morgan, D., Galea, M.P., 2011. Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. Gait & Posture 33, 484–489. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.030
Davies, B.L., Hoffman, R.M., Kurz, M.J., 2016. Individuals with multiple sclerosis redistribute positive mechanical work from the ankle to the hip during walking. Gait & Posture 49, 329–333. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.267
De Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. Journal of Biomechanics 29, 1223–1230. https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6
De Luca, C.J., Contessa, P., 2015. Biomechanical benefits of the onion-skin motor unit control scheme. Journal of Biomechanics 48, 195–203. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.003
De Luca, C.J., LeFever, R.S., McCue, M.P., Xenakis, A.P., 1982. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. The Journal of Physiology 329, 113–128. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1982.sp014293
Deffeyes, J.E., Peters, D.M., 2021. Time-integrated propulsive and braking impulses do not depend on walking speed. Gait & Posture 88, 258–263. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.012
Delabastita, T., Hollville, E., Catteau, A., Cortvriendt, P., De Groote, F., Vanwanseele, B., 2021. Distal-to-proximal joint mechanics redistribution is a main contributor to reduced walking economy in older adults. Scandinavian Med Sci Sports 31, 1036–1047. https://doi.org/10.1111/sms.13929
Deluca, C., Erim, Z., 1994. Common drive of motor units in regulation of muscle force. Trends in Neurosciences 17, 299–305. https://doi.org/10.1016/0166-2236(94)90064-7
Delval, A., Salleron, J., Bourriez, J.-L., Bleuse, S., Moreau, C., Krystkowiak, P., Defebvre, L., Devos, P., Duhamel, A., 2008. Kinematic angular parameters in PD: Reliability of joint angle curves and comparison with healthy subjects. Gait & Posture 28, 495–501. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.03.003
DeVita, P., Hortobagyi, T., 2000. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. Journal of Applied Physiology 88, 1804–1811. https://doi.org/10.1152/jappl.2000.88.5.1804
Ding, Z., Azmi, N.L., Bull, A.M.J., 2019. Validation and Use of a Musculoskeletal Gait Model to Study the Role of Functional Electrical Stimulation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 66, 892–897. https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2865614

Doheny, E.P., Caulfield, B.M., Minogue, C.M., Lowery, M.M., 2010. Effect of subcutaneous fat thickness and surface electrode configuration during neuromuscular electrical stimulation. Med. Eng. Phys. 32, 468–474. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.004

Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D., 2002. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. Journal of Experimental Biology 205, 3717–3727. https://doi.org/10.1242/jeb.205.23.3717

Dong, H., Hou, J., Song, Z., Xu, R., Meng, L., Ming, D., 2022. An adaptive reflexive control strategy for walking assistance system based on functional electrical stimulation. Frontiers in Neuroscience 16.

Doucet, B.M., Lam, A., Griffin, L., 2012. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. Yale J Biol Med 85, 201–215.

Downey, R.J., Bellman, M., Sharma, N., Wang, Q., Gregory, C.M., Dixon, W.E., 2011. A novel modulation strategy to increase stimulation duration in neuromuscular electrical stimulation: NMES Frequency and Amplitude Modulation. Muscle Nerve 44, 382–387. https://doi.org/10.1002/mus.22058

Dreibati, B., Lavet, C., Pinti, A., Poumarat, G., 2010. Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 53, 266–277. https://doi.org/10.1016/j.rehab.2010.03.004

Duffell, L.D., Hope, N., McGregor, A.H., 2014. Comparison of kinematic and kinetic parameters calculated using a cluster-based model and Vicon's plug-in gait. Proc Inst Mech Eng H 228, 206–210. https://doi.org/10.1177/0954411913518747

Edama, M., Kubo, M., Onishi, H., Takabayashi, T., Inai, T., Yokoyama, E., Hiroshi, W., Satoshi, N., Kageyama, I., 2015. The twisted structure of the human A chilles tendon. Scandinavian Med Sci Sports 25. https://doi.org/10.1111/sms.12342

Elble, R.J., Thomas, S.S., Higgins, C., Colliver, J., 1991. Stride-dependent changes in gait of older people. J Neurol 238, 1–5. https://doi.org/10.1007/BF00319700

Embrey, D.G., Holtz, S.L., Alon, G., Brandsma, B.A., McCoy, S.W., 2010. Functional Electrical Stimulation to Dorsiflexors and Plantar Flexors During Gait to Improve Walking in Adults With Chronic Hemiplegia. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 91, 687–696. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.12.024

Farris, D.J., Sawicki, G.S., 2012. The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective. Journal of The Royal Society Interface 9, 110–118. https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0182

Fickey, S.N., Browne, M.G., Franz, J.R., 2018. Biomechanical effects of augmented ankle power output during human walking. Journal of Experimental Biology jeb.182113. https://doi.org/10.1242/jeb.182113

Francis, C.A., Lenz, A.L., Lenhart, R.L., Thelen, D.G., 2013. The Modulation of Forward Propulsion, Vertical Support, and Center of Pressure by the Plantarflexors during Human Walking. Gait Posture 38, 993–997. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.009

Franz, J.R., 2016. The Age-Associated Reduction in Propulsive Power Generation in Walking. Exerc Sport Sci Rev 44, 129–136. https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000086

Franz, J.R., Slane, L.C., Rasske, K., Thelen, D.G., 2015. Non-uniform in vivo deformations of the human Achilles tendon during walking. Gait & Posture 41, 192–197. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.001

Fuglevand, A.J., Keen, D.A., 2003. Re-evaluation of muscle wisdom in the human adductor pollicis using physiological rates of stimulation. J Physiol 549, 865–875. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.038836

Fukuchi, C.A., Fukuchi, R.K., Duarte, M., 2019. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. Syst Rev 8, 153. https://doi.org/10.1186/s13643-019-1063-z

Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K., Kanehisa, H., 2002. Muscle and Tendon Interaction During Human Movements: Exercise and Sport Sciences Reviews 30, 106–110. https://doi.org/10.1097/00003677-200207000-00003

Garcia-Garcia, M.G., Jovanovic, L.I., Popovic, M.R., 2021. Comparing preference related to comfort in torque-matched muscle contractions between two different types of functional electrical stimulation pulses in able-bodied participants. The Journal of Spinal Cord Medicine 44, S215–S224. https://doi.org/10.1080/10790268.2021.1970882

Gervasoni, E., Parelli, R., Uszynski, M., Crippa, A., Marzegan, A., Montesano, A., Cattaneo, D., 2017. Effects of Functional Electrical Stimulation on Reducing Falls and Improving Gait Parameters in Multiple Sclerosis and Stroke. PM&R 9, 339. https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.10.019

Gobbo, M., Maffiuletti, N.A., Orizio, C., Minetto, M.A., 2014. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. J NeuroEngineering Rehabil 11, 17. https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-17

Gollnick, P.D., Armstrong, R.B., Saubert, C.W., Piehl, K., Saltin, B., 1972. Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. Journal of Applied Physiology 33, 312–319. https://doi.org/10.1152/jappl.1972.33.3.312

Gomez Bernal., A., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Losa-Iglesias, M.E., 2016. Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. Gait & Posture 50, 196–200. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.035

Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J., 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. The Journal of Physiology 184, 170–192. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1966.sp007909

Gordon, D., Robertson, E., Winter, D.A., 1980. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. Journal of Biomechanics 13, 845–854. https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90172-4

Gorgey, A.S., Dudley, G.A., 2008. The Role of Pulse Duration and Stimulation Duration in Maximizing the Normalized Torque During Neuromuscular Electrical Stimulation. J Orthop Sports Phys Ther 38, 508–516. https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2734

Gottlieb, U., Hoffman, J.R., Springer, S., 2022. The Immediate Carryover Effects of Peroneal Functional Electrical Stimulation Differ between People with and without Chronic Ankle Instability. Sensors (Basel) 22, 1622. https://doi.org/10.3390/s22041622

Gottschall, J.S., Kram, R., 2003. Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking. Journal of Applied Physiology 94, 1766–1772. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00670.2002

Graf, A., Judge, J.O., Õunpuu, S., Thelen, D.G., 2005. The Effect of Walking Speed on Lower-Extremity Joint Powers Among Elderly Adults Who Exhibit Low Physical Performance. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 86, 2177–2183. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.06.007

Gravholt, A., Herskind, J., Kloster, C.T., Hvid, L.G., Overgaard, K., 2023. Torque and Discomfort During Electrically Evoked Muscle Contractions in Healthy Young Adults: Influence of Stimulation Current and Pulse Frequency. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 104, 444–450. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2022.09.004

Gregory, C.M., Bickel, C.S., 2005. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. Phys Ther 85, 358–364.
Grill, W.M., Mortimer, J.T., 1996. The effect of stimulus pulse duration on selectivity of neural stimulation. IEEE Trans Biomed Eng 43, 161–166. https://doi.org/10.1109/10.481985
Guillen, A., Truong, D.Q., Cakmak, Y.O., Li, S., Datta, A., 2025. The interplay between pulse width and activation depth in TENS: a computational study. Front Pain Res (Lausanne) 6, 1526277. https://doi.org/10.3389/fpain.2025.1526277
Hainaut, K., Duchateau, J., 1992. Neuromuscular Electrical Stimulation and Voluntary Exercise: Sports Medicine 14, 100–113. https://doi.org/10.2165/00007256-199214020-00003
Hambly, M.J., De Sousa, A.C.C., Lloyd, D.G., Pizzolato, C., 2023. EMG-Informed Neuromusculoskeletal Modelling Estimates Muscle Forces and Joint Moments During Electrical Stimulation, in: 2023 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Presented at the 2023 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE, Singapore, Singapore, pp. 1–6. https://doi.org/10.1109/ICORR58425.2023.10304785
Hambly, M.J., De Sousa, A.C.C., Pizzolato, C., 2024. Comparison of filtering methods for real-time extraction of the volitional EMG component in electrically stimulated muscles. Biomedical Signal Processing and Control 87, 105471. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.105471
Handsfield, G.G., Inouye, J.M., Slane, L.C., Thelen, D.G., Miller, G.W., Blemker, S.S., 2017. A 3D model of the Achilles tendon to determine the mechanisms underlying nonuniform tendon displacements. Journal of Biomechanics 51, 17–25. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.062
Hausdorff, J.M., 2005. Gait variability: methods, modeling and meaning. J NeuroEngineering Rehabil 2, 19. https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19
Henneman, E., Somjen, G., Carpenter, D.O., 1965. FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS. Journal of Neurophysiology 28, 560–580. https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.560
Hernandez, A., Lenz, A., Thelen, D.G., 2010. Electrical Stimulation of the Rectus Femoris During Pre-Swing Diminishes Hip and Knee Flexion During the Swing Phase of Normal Gait. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 18, 523–530. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2053150
Herr, H., Popovic, M., 2008. Angular momentum in human walking. Journal of Experimental Biology 211, 467–481. https://doi.org/10.1242/jeb.008573
Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences 126, 136–195. https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050
Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. Journal of Biomechanics 38, 1–8. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025
Hof, A.L., Geelen, B.A., Van Den Berg, Jw., 1983. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; Role of series elasticity. Journal of Biomechanics 16, 523–537. https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90067-2
Hollman, J.H., Watkins, M.K., Imhoff, A.C., Braun, C.E., Akervik, K.A., Ness, D.K., 2016. A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. Gait & Posture 43, 204–209. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.024

Holt, K.G., Jeng, S.F., Ratcliffe, R., Hamill, J., 1995. Energetic Cost and Stability during Human Walking at the Preferred Stride Frequency. Journal of Motor Behavior 27, 164–178. https://doi.org/10.1080/00222895.1995.9941708
Hsiao, H., Knarr, B.A., Higginson, J.S., Binder-Macleod, S.A., 2015. The relative contribution of ankle moment and trailing limb angle to propulsive force during gait. Human Movement Science 39, 212–221. https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.11.008
Hsiao, H., Knarr, B.A., Pohlig, R.T., Higginson, J.S., Binder-Macleod, S.A., 2016. Mechanisms used to increase peak propulsive force following 12-weeks of gait training in individuals poststroke. Journal of Biomechanics 49, 388–395. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.040
Hu, Z., Ren, L., Hu, D., Gao, Y., Wei, G., Qian, Z., Wang, K., 2021. Speed-Related Energy Flow and Joint Function Change During Human Walking. Front. Bioeng. Biotechnol. 9, 666428. https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.666428
Hug, F., Tucker, K., Gennisson, J.-L., Tanter, M., Nordez, A., 2015. Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. Exercise and Sport Sciences Reviews 43, 125–133. https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000049
Huxley, A.F., 1974. Muscular contraction. J Physiol 243, 1–43.
Huxley, A.F., Simmons, R.M., 1971. Proposed Mechanism of Force Generation in Striated Muscle. Nature 233, 533–538. https://doi.org/10.1038/233533a0
Ji, R., Lee, W.Y., Guan, X., Yan, B., Yang, L., Yang, J., Wang, L., Tao, C., Kuai, S., Fan, Y., 2023. Comparison of plugin and redundant marker sets to analyze gait kinematics between different populations. BioMed Eng OnLine 22, 122. https://doi.org/10.1186/s12938-023-01177-w
Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D., Appleton, D., 1973. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. Journal of the Neurological Sciences 18, 111–129. https://doi.org/10.1016/0022-510X(73)90023-3
Jonkers, I., Delp, S., Patten, C., 2009. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. Gait & Posture 29, 129–137. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.010
Judge, J.O., Davis, B., Ounpuu, S., 1996. Step Length Reductions in Advanced Age: The Role of Ankle and Hip Kinetics. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 51A, M303–M312. https://doi.org/10.1093/gerona/51A.6.M303
Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal Orthopaedic Research 8, 383–392. https://doi.org/10.1002/jor.1100080310
Kang, G.E., Gross, M.M., 2015. Emotional influences on sit-to-walk in healthy young adults. Human Movement Science 40, 341–351. https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.009
Kao, P.-C., Lomasney, C., 2025. Walking Stability and Kinematic Variability Following Motor Fatigue Induced by Incline Treadmill Walking. Sensors 25, 1489. https://doi.org/10.3390/s25051489
Karabin, M.J., Smith, R.W., Sparto, P.J., Furman, J.M., Redfern, M.S., 2024. Balance strategies for recovery from perturbed overground walking. Journal of Biomechanics 162, 111898. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111898
Kerrigan, D.C., Lee, L.W., Collins, J.J., Riley, P.O., Lipsitz, L.A., 2001. Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 82, 26–30. https://doi.org/10.1053/apmr.2001.18584
Kesar, T.M., Perumal, R., Reisman, D.S., Jancosko, A., Rudolph, K.S., Higginson, J.S., Binder-Macleod, S.A., 2009. Functional Electrical Stimulation of Ankle Plantarflexor

and Dorsiflexor Muscles: Effects on Poststroke Gait. Stroke 40, 3821–3827. https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.109.560375
Kim, M.-W., Kim, J.-H., Yang, Y.-J., Ko, Y.-J., 2005. Anatomic Localization of Motor Points in Gastrocnemius and Soleus Muscles: American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 84, 680–683. https://doi.org/10.1097/01.phm.0000176341.85398.a9
Kimmel, S.A., Schwartz, M.H., 2006. A baseline of dynamic muscle function during gait. Gait & Posture 23, 211–221. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.02.004
Kirtley, C., 2006. Clinical gait analysis: theory and practice. Elsevier, Churchill Livingstone, Edinburgh.
Kobetic, R., Triolo, R.J., Marsolais, E.B., 1997. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. IEEE Trans Rehabil Eng 5, 23–29. https://doi.org/10.1109/86.559346
Kobsar, D., Charlton, J.M., Tse, C.T.F., Esculier, J.-F., Graffos, A., Krowchuk, N.M., Thatcher, D., Hunt, M.A., 2020. Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. J NeuroEngineering Rehabil 17, 62. https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3
Kottink, A.I.R., Oostendorp, L.J.M., Buurke, J.H., Nene, A.V., Hermens, H.J., IJzerman, M.J., 2004. The Orthotic Effect of Functional Electrical Stimulation on the Improvement of Walking in Stroke Patients with a Dropped Foot: A Systematic Review. Artificial Organs 28, 577–586. https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2004.07310.x
Kuo, A.D., 2002. Energetics of Actively Powered Locomotion Using the Simplest Walking Model. Journal of Biomechanical Engineering 124, 113–120. https://doi.org/10.1115/1.1427703
La Fougère, C., Zwergal, A., Rominger, A., Förster, S., Fesl, G., Dieterich, M., Brandt, T., Strupp, M., Bartenstein, P., Jahn, K., 2010. Real versus imagined locomotion: A [18F]-FDG PET-fMRI comparison. NeuroImage 50, 1589–1598. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.12.060
Lagerquist, O., Collins, D.F., 2010. Influence of stimulus pulse width on M-waves, H-reflexes, and torque during tetanic low-intensity neuromuscular stimulation. Muscle Nerve 42, 886–893. https://doi.org/10.1002/mus.21762
Langeard, A., Bigot, L., Loggia, G., Bherer, L., Chastan, N., Gauthier, A., 2021. Ankle dorsiflexors and plantarflexors neuromuscular electrical stimulation training impacts gait kinematics in older adults: A pilot study. Gait & Posture 84, 335–339. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.12.016
Langley, B., Jones, A., Board, T., Greig, M., 2021. Modified conventional gait model vs. Six degrees of freedom model: A comparison of lower limb kinematics and associated error. Gait & Posture 89, 1–6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.016
Lay, A.N., Hass, C.J., Gregor, R.J., 2006. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. Journal of Biomechanics 39, 1621–1628. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.005
Lee, L., Grimson, W.E.L., 2002. Gait analysis for recognition and classification, in: Proceedings of Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition. Presented at the Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition, IEEE, Washington, DC, USA, pp. 155–162. https://doi.org/10.1109/AFGR.2002.1004148
Lehr, N.L., Clark, W.H., Lewek, M.D., Franz, J.R., 2021. The effects of triceps surae muscle stimulation on localized Achilles subtendon tissue displacements. Journal of Experimental Biology 224, jeb242135. https://doi.org/10.1242/jeb.242135

Lenhart, R.L., Francis, C.A., Lenz, A.L., Thelen, D.G., 2014. Empirical Evaluation of Gastrocnemius and Soleus Function During Walking. J Biomech 47, 2969–2974. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.007
Lewis, C.L., Ferris, D.P., 2008. Walking with increased ankle pushoff decreases hip muscle moments. Journal of Biomechanics 41, 2082–2089. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.013
Liberson, W.T., Holmquest, H.J., Scot, D., Dow, M., 1961. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil 42, 101–105.
Lichtwark, G.A., Wilson, A.M., 2005. Effects of series elasticity and activation conditions on muscle power output and efficiency. Journal of Experimental Biology 208, 2845–2853. https://doi.org/10.1242/jeb.01710
Liddell, E.G.T., Sherrington, C.S., 1925. Recruitment and some other features of reflex inhibition. Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character 97, 488–518. https://doi.org/10.1098/rspb.1925.0016
Linden, M.L. van der, Hooper, J.E., Cowan, P., Weller, B.B., Mercer, T.H., 2014. Habitual Functional Electrical Stimulation Therapy Improves Gait Kinematics and Walking Performance, but Not Patient-Reported Functional Outcomes, of People with Multiple Sclerosis who Present with Foot-Drop. PLOS ONE 9, e103368. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0103368
Liu, M.Q., Anderson, F.C., Pandy, M.G., Delp, S.L., 2006. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. Journal of Biomechanics 39, 2623–2630. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017
Lyons, G.M., Leane, G.E., Clarke-Moloney, M., O'Brien, J.V., Grace, P.A., 2004. An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle. Med. Eng. Phys. 26, 873–878. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2004.08.003
Maffiuletti, N.A., 2010. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. Eur J Appl Physiol 110, 223–234. https://doi.org/10.1007/s00421-010-1502-y
Maffiuletti, N.A., Gondin, J., Place, N., Stevens-Lapsley, J., Vivodtzev, I., Minetto, M.A., 2018. Clinical Use of Neuromuscular Electrical Stimulation for Neuromuscular Rehabilitation: What Are We Overlooking? Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 99, 806–812. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.10.028
Maffiuletti, N.A., Pensini, M., Martin, A., 2002. Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. Journal of Applied Physiology 92, 1383–1392. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00884.2001
Maldonado, G., Souères, P., Watier, B., 2018. Whole-body musculo-skeletal model V1.
Mark R Elkins, Anne M Moseley, Catherine Sherrington, Robert D Herbert, Christopher G Maher, 2013. Growth in the Physiotherapy Evidence Database (PEDro) and use of the PEDro scale. Br J Sports Med 47, 188. https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091804
Marquez-Chin, C., Popovic, M.R., 2020. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: a review. BioMed Eng OnLine 19, 34. https://doi.org/10.1186/s12938-020-00773-4
Massion, J., 1992. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. Progress in Neurobiology 38, 35–56. https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C
Mayer, L., Warring, T., Agrella, S., Rogers, H.L., Fox, E.J., 2015. Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait Function and Quality of Life for People with Multiple Sclerosis Taking Dalfampridine. International Journal of MS Care 17, 35–41. https://doi.org/10.7224/1537-2073.2013-033

McCrea, D.A., Rybak, I.A., 2008. Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. Brain Research Reviews 57, 134–146. https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.08.006
McGowan, C.P., Kram, R., Neptune, R.R., 2009. Modulation of leg muscle function in response to altered demand for body support and forward propulsion during walking. Journal of Biomechanics 42, 850–856. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.01.025
McNeal, D.R., Baker, L.L., 1988. Effects of joint angle, electrodes and waveform on electrical stimulation of the quadriceps and hamstrings. Ann Biomed Eng 16, 299–310. https://doi.org/10.1007/BF02368005
Melo, P.L., Silva, M.T., Martins, J.M., Newman, D.J., 2015. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: sensing, actuation and control strategies. Clin Biomech (Bristol, Avon) 30, 101–113. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007
Meng, L., Porr, B., Macleod, C.A., Gollee, H., 2017. A functional electrical stimulation system for human walking inspired by reflexive control principles. Proc Inst Mech Eng H 231, 315–325. https://doi.org/10.1177/0954411917693879
Mentiplay, B.F., Banky, M., Clark, R.A., Kahn, M.B., Williams, G., 2018. Lower limb angular velocity during walking at various speeds. Gait & Posture 65, 190–196. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.162
Menz, H.B., Morris, M.E., Lord, S.R., 2006. Foot and Ankle Risk Factors for Falls in Older People: A Prospective Study. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 61, 866–870. https://doi.org/10.1093/gerona/61.8.866
Merrill, D.R., 2009. Review of electrical stimulation in cerebral palsy and recommendations for future directions. Develop Med Child Neuro 51, 154–165. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03420.x
Mian, O.S., Thom, J.M., Ardigò, L.P., Narici, M.V., Minetti, A.E., 2006. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. Acta Physiologica 186, 127–139. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2006.01522.x
Miller, L., McFadyen, A., Lord, A.C., Hunter, R., Paul, L., Rafferty, D., Bowers, R., Mattison, P., 2017. Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis of the Effect on Gait Speed. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 98, 1435–1452. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.12.007
Milner-Brown, H.S., Stein, R.B., Yemm, R., 1973. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. The Journal of Physiology 230, 359–370. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1973.sp010192
Milosevic, M., Marquez-Chin, C., Masani, K., Hirata, M., Nomura, T., Popovic, M.R., Nakazawa, K., 2020. Why brain-controlled neuroprosthetics matter: mechanisms underlying electrical stimulation of muscles and nerves in rehabilitation. BioMed Eng OnLine 19, 81. https://doi.org/10.1186/s12938-020-00824-w
Minassian, K., Hofstoetter, U.S., Dzeladini, F., Guertin, P.A., Ijspeert, A., 2017. The Human Central Pattern Generator for Locomotion: Does It Exist and Contribute to Walking? Neuroscientist 23, 649–663. https://doi.org/10.1177/1073858417699790
Minetti, A.E., Boldrini, L., Brusamolin, L., Zamparo, P., McKee, T., 2003. A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans. Journal of Applied Physiology 95, 838–843. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00128.2003
Miyai, I., Tanabe, H.C., Sase, I., Eda, H., Oda, I., Konishi, I., Tsunazawa, Y., Suzuki, T., Yanagida, T., Kubota, K., 2001. Cortical Mapping of Gait in Humans: A Near-

Infrared Spectroscopic Topography Study. NeuroImage 14, 1186–1192. https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0905
Mobbs, L., Fernando, V., Fonseka, R.D., Natarajan, P., Maharaj, M., Mobbs, R.J., 2025. Normative Database of Spatiotemporal Gait Metrics Across Age Groups: An Observational Case–Control Study. Sensors 25, 581. https://doi.org/10.3390/s25020581
Molina, L.K., Small, G.H., Neptune, R.R., 2023. The influence of step width on balance control and response strategies during perturbed walking in healthy young adults. Journal of Biomechanics 157, 111731. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111731
Monaco, V., Rinaldi, L.A., Macrì, G., Micera, S., 2009. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle. Clinical Biomechanics 24, 493–498. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.04.004
Mooney, L.M., Herr, H.M., 2016. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton. J NeuroEngineering Rehabil 13, 4. https://doi.org/10.1186/s12984-016-0111-3
Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A.B., Bourbonnais, D., 1999. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. Clinical Biomechanics 14, 125–135. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00062-X
Naugle, K., Hass, C., Joyner, J., Coombes, S., Janelle, C., 2011. Emotional State Affects the Initiation of Forward Gait. Emotion (Washington, D.C.) 11, 267–77. https://doi.org/10.1037/a0022577
Neptune, R.R., Kautz, S.A., Zajac, F.E., 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. Journal of Biomechanics 34, 1387–1398. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00105-1
Neptune, R.R., Zajac, F.E., Kautz, S.A., 2004. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. Gait & Posture 19, 194–205. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00062-6
Niemitz, C., 2010. The evolution of the upright posture and gait—a review and a new synthesis. Naturwissenschaften 97, 241–263. https://doi.org/10.1007/s00114-009-0637-3
Nussbaum, E.L., Houghton, P., Anthony, J., Rennie, S., Shay, B.L., Hoens, A.M., 2017. Neuromuscular Electrical Stimulation for Treatment of Muscle Impairment: Critical Review and Recommendations for Clinical Practice. Physiotherapy Canada 69, 1–76. https://doi.org/10.3138/ptc.2015-88
Okamura, K., Kanai, S., Hasegawa, M., Otsuka, A., Oki, S., 2018. The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot dynamics during gait. The Foot 34, 1–5. https://doi.org/10.1016/j.foot.2017.08.002
Olney, S.J., Griffin, M.P., Monga, T.N., McBride, I.D., 1991. Work and power in gait of stroke patients. Arch Phys Med Rehabil 72, 309–314.
Ortega, J.D., Farley, C.T., 2007. Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. Journal of Applied Physiology 102, 2266–2273. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00583.2006
Pai, Y.-C., Patton, J., 1997. Center of mass velocity-position predictions for balance control. Journal of Biomechanics 30, 347–354. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00165-0
Paillard, T., No??, F., Passelergue, P., Dupui, P., 2005. Electrical Stimulation Superimposed onto Voluntary Muscular Contraction: Sports Medicine 35, 951–966. https://doi.org/10.2165/00007256-200535110-00003

Panizza, M., Nilsson, J., Hallett, M., 1989. Optimal stimulus duration for the H reflex. Muscle and Nerve 12, 576–579. https://doi.org/10.1002/mus.880120708
Park, H.-K., Jung, J., Lee, D.-W., Shin, H.C., Lee, H.-J., Lee, W.-H., 2022. A wearable electromyography-controlled functional electrical stimulation system improves balance, gait function, and symmetry in older adults. Technology and Health Care 30, 423–435. https://doi.org/10.3233/THC-212849
Paul, L., Rafferty, D., Young, S., Miller, L., Mattison, P., McFadyen, A., 2008. The effect of functional electrical stimulation on the physiological cost of gait in people with multiple sclerosis. Mult Scler 14, 954–961. https://doi.org/10.1177/1352458508090667
Peckham, P.H., Knutson, J.S., 2005. Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications. Annu. Rev. Biomed. Eng. 7, 327–360. https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140103
Perry, J., Burnfield, J.M., 1992. Gait analysis: normal and pathological function, 2nd ed. ed. SLACK, Thorofare, NJ.
Perumal, R., Wexler, A.S., Kesar, T.M., Jancosko, A., Laufer, Y., Binder-Macleod, S.A., 2010. A phenomenological model that predicts forces generated when electrical stimulation is superimposed on submaximal volitional contractions. Journal of Applied Physiology 108, 1595–1604. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01231.2009
Peterson, C.L., Cheng, J., Kautz, S.A., Neptune, R.R., 2010. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. Gait & Posture 32, 451–456. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.014
Peterson, C.L., Kautz, S.A., Neptune, R.R., 2011. Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. Gait & Posture 33, 562–567. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.010
Petrofsky, J., 2008. The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle. Med. Eng. Phys. 30, 1168–1176. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.02.009
Piallat, B., Chabardès, S., Devergnas, A., Torres, N., Allain, M., Barrat, E., Benabid, A.L., 2009. MONOPHASIC BUT NOT BIPHASIC PULSES INDUCE BRAIN TISSUE DAMAGE DURING MONOPOLAR HIGH-FREQUENCY DEEP BRAIN STIMULATION. Neurosurgery 64, 156–163. https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000336331.88559.CF
Pieper, N.L., Baudendistel, S.T., Hass, C.J., Diaz, G.B., Krupenevich, R.L., Franz, J.R., 2021. The Metabolic and Mechanical Consequences of Altered Propulsive Force Generation in Walking. J Biomech 122, 110447. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110447
Pirker, W., Katzenschlager, R., 2017. Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. Wien Klin Wochenschr 129, 81–95. https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4
Plotnik, M., Azrad, T., Bondi, M., Bahat, Y., Gimmon, Y., Zeilig, G., Inzelberg, R., Siev-Ner, I., 2015. Self-selected gait speed - over ground versus self-paced treadmill walking, a solution for a paradox. J NeuroEngineering Rehabil 12, 20. https://doi.org/10.1186/s12984-015-0002-z
Popovic, M.R., Curt, A., Keller, T., Dietz, V., 2001. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. Spinal Cord 39, 403–412. https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101191
Qiu, C.G., Chui, C.S., Chow, S.K.H., Cheung, W.-H., Wong, R.M.Y., 2022. Effects of Whole-Body Vibration Therapy on Knee Osteoarthritis: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. JRM 54, jrm00266. https://doi.org/10.2340/jrm.v54.2032

Rack, P.M.H., Westbury, D.R., 1969. The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. The Journal of Physiology 204, 443–460. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1969.sp008923
Rane, L., Bull, A.M.J., 2016. Functional electrical stimulation of gluteus medius reduces the medial joint reaction force of the knee during level walking. Arthritis Res Ther 18, 255. https://doi.org/10.1186/s13075-016-1155-2
Ren, L., Jones, R.K., Howard, D., 2008. Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. Journal of Biomechanics 41, 2750–2759. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.001
Riley, P.O., Croce, U.D., Casey Kerrigan, D., 2001. Propulsive adaptation to changing gait speed. Journal of Biomechanics 34, 197–202. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00174-3
Riley, P.O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K.W., Kerrigan, D.C., 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. Gait & Posture 26, 17–24. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.003
Robinovitch, S.N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P.M., Sarraf, T., Sims-Gould, J., Loughin, M., 2013. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. The Lancet 381, 47–54. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61263-X
Rodman, P.S., McHenry, H.M., 1980. Bioenergetics and the origin of hominid bipedalism. American J Phys Anthropol 52, 103–106. https://doi.org/10.1002/ajpa.1330520113
Rossignol, S., Dubuc, R., Gossard, J.-P., 2006. Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. Physiological Reviews 86, 89–154. https://doi.org/10.1152/physrev.00028.2005
Rushton, D.N., 1997. Functional electrical stimulation. Physiol Meas 18, 241–275. https://doi.org/10.1088/0967-3334/18/4/001
Sadeghi, H., 2011. Dynamic Stability and Propulsion During Gait of the Healthy Elderly and Young Subjects Using Three Dimensional Kinetic Data. World Journal of Sport Sciences 5, 205–215.
Samson, M.M., Crowe, A., De Vreede, P.L., Dessens, J.A.G., Duursma, S.A., Verhaar, H.J.J., 2001. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. Aging Clin Exp Res 13, 16–21. https://doi.org/10.1007/BF03351489
Santos, F., Renuy, A., Ozguler, A., Ribet, C., Goldberg, M., Zins, M., Artaud, F., Elbaz, A., 2024. Norms for Usual and Fast Walking Speed in Adults 45-69 Years Old From the French General Population: Constances Study. Journal of the American Medical Directors Association 25, 266–274. https://doi.org/10.1016/j.jamda.2023.10.001
Saunders, J.B., Inman, V.T., Eberhart, H.D., 1953. The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg Am 35-A, 543–558.
Sawicki, G.S., Lewis, C.L., Ferris, D.P., 2009. It Pays to Have a Spring in Your Step. Exercise and Sport Sciences Reviews 37, 130–138. https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31819c2df6
Sayenko, D.G., Nguyen, R., Hirabayashi, T., Popovic, M.R., Masani, K., 2015. Method to Reduce Muscle Fatigue During Transcutaneous Neuromuscular Electrical Stimulation in Major Knee and Ankle Muscle Groups. Neurorehabil Neural Repair 29, 722–733. https://doi.org/10.1177/1545968314565463
Scandurra, G., Basile, G., Ciofi, C., 2022. Very Simple System for Walking-Speed Measurement in Geriatric Patients. Electronics 11, 3159. https://doi.org/10.3390/electronics11193159

Scheiner, A., Mortimer, J.T., Roessmann, U., 1990. Imbalanced biphasic electrical stimulation: Muscle tissue damage. Ann Biomed Eng 18, 407–425. https://doi.org/10.1007/BF02364157
Schenck, C., Bakke, D., Besier, T., 2019. Haptic biofeedback induces changes in ankle push-off during walking. Gait & Posture 74, 76–82. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.252
Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheit, B., Mahoney, J., Thelen, D.G., 2009. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. Journal of Electromyography and Kinesiology 19, 1085–1091. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.008
Sheffler, L.R., Chae, J., 2007. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. Muscle & Nerve 35, 562–590. https://doi.org/10.1002/mus.20758
Sherrington, C.S., 1907. The Integrative Action of the Nervous System. Nature 76, 122–122. https://doi.org/10.1038/076122a0
Skelly, M.M., Chizeck, H.J., 2001. Real-time gait event detection for paraplegic FES walking. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 9, 59–68. https://doi.org/10.1109/7333.918277
Sloot, L.H., Malheiros, S., Truijen, S., Saeys, W., Mombaur, K., Hallemans, A., Van Criekinge, T., 2021. Decline in gait propulsion in older adults over age decades. Gait & Posture 90, 475–482. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.166
Sloot, L.H., van der Krogt, M.M., 2018. Interpreting Joint Moments and Powers in Gait, in: Handbook of Human Motion. Springer International Publishing, Cham, pp. 625–643. https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_32
Sloot, L.H., Van Der Krogt, M.M., Harlaar, J., 2014. Self-paced versus fixed speed treadmill walking. Gait & Posture 39, 478–484. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.022
Song, S., Choi, H., Collins, S.H., 2020. Using force data to self-pace an instrumented treadmill and measure self-selected walking speed. J NeuroEngineering Rehabil 17, 68. https://doi.org/10.1186/s12984-020-00683-5
Springer, S., Khamis, S., 2017. Effects of functional electrical stimulation on gait in people with multiple sclerosis – A systematic review. Multiple Sclerosis and Related Disorders 13, 4–12. https://doi.org/10.1016/j.msard.2017.01.010
Stein, R.B., Everaert, D.G., Thompson, A.K., Su Ling Chong, Whittaker, M., Robertson, J., Kuether, G., 2010. Long-Term Therapeutic and Orthotic Effects of a Foot Drop Stimulator on Walking Performance in Progressive and Nonprogressive Neurological Disorders. Neurorehabil Neural Repair 24, 152–167. https://doi.org/10.1177/1545968309347681
Stewart, C., Postans, N., Schwartz, M.H., Rozumalski, A., Roberts, A., 2007. An exploration of the function of the triceps surae during normal gait using functional electrical stimulation. Gait & Posture 26, 482–488. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.001
Sutherland, D.H., Cooper, L., Daniel, D., 1980. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. JBJS 62, 354.
Swinnen, E., Baeyens, J.-P., Pintens, S., Buyl, R., Goossens, M., Meeusen, R., Kerckhofs, E., 2013. Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. Clinical Biomechanics 28, 800–806. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.06.013
Takakusaki, K., 2017. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. JMD 10, 1–17. https://doi.org/10.14802/jmd.16062
Takakusaki, K., 2013. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. Movement Disorders 28, 1483–1491. https://doi.org/10.1002/mds.25669

Takeda, K., Koyama, S., Shomoto, K., Ushiroyama, K., Naoi, Y., Sakurai, H., Kanada, Y., Tanabe, S., 2020. Modulation of the rate of force development in hip abductor muscles by neuromuscular electrical stimulation during gait. Somatosensory & Motor Research 37, 1–5. https://doi.org/10.1080/08990220.2019.1693357

Talis, V., Ballay, Y., Grishin, A., Pozzo, T., 2015. Functional Electrical Stimulation Alters the Postural Component of Locomotor Activity in Healthy Humans. Frontiers in Neuroscience 9.

Taylor, A.M., Enoka, R.M., 2004. Quantification of the Factors That Influence Discharge Correlation in Model Motor Neurons. Journal of Neurophysiology 91, 796–814. https://doi.org/10.1152/jn.00802.2003

Teixeira-Salmela, L.F., Nadeau, S., Milot, M.-H., Gravel, D., Requião, L.F., 2008. Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. Clinical Biomechanics 23, 769–778. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.007

Thach, W., Bastian, A.J., 2004. Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease, in: Progress in Brain Research. Elsevier, pp. 353–366. https://doi.org/10.1016/S0079-6123(03)43034-3

Thorp, J.E., Adamczyk, P.G., 2020. Mechanisms of gait phase entrainment in healthy subjects during rhythmic electrical stimulation of the medial gastrocnemius. PLoS One 15, e0241339. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0241339

Triolo, R.J., Bieri, C., Uhlir, J., Kobetic, R., Scheiner, A., Marsolais, E.B., 1996. Implanted functional neuromuscular stimulation systems for individuals with cervical spinal cord injuries: Clinical case reports. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 77, 1119–1128. https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90133-1

Umberger, B.R., Martin, P.E., 2007. Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. J Exp Biol 210, 3255–3265. https://doi.org/10.1242/jeb.000950

Vanderthommen, M., Duchateau, J., 2007. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. Exerc Sport Sci Rev 35, 180–185. https://doi.org/10.1097/jes.0b013e318156e785

Vaughan, C.L., Davis, B.L., O'Connor, J.C., 1992. Dynamics of Human Gait. Human Kinetics Publishers.

Veale, J.L., Mark, R.F., Rees, S., 1973. Differential sensitivity of motor and sensory fibres in human ulnar nerve. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry 36, 75–86. https://doi.org/10.1136/jnnp.36.1.75

Vieira, T.M., Botter, A., Muceli, S., Farina, D., 2017. Specificity of surface EMG recordings for gastrocnemius during upright standing. Sci Rep 7, 13300. https://doi.org/10.1038/s41598-017-13369-1

Viel, É., 2000. La marche humaine: la course et le saut biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnement, Le point en rééducation et en APS. Masson, Paris.

Vromans, M., Faghri, P.D., 2018. Functional electrical stimulation-induced muscular fatigue: Effect of fiber composition and stimulation frequency on rate of fatigue development. Journal of Electromyography and Kinesiology 38, 67–72. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.006

Wade, F.E., Daniels, B.C., Clark, D.J., Seidler, R.D., Manini, T.M., Ferris, D.P., Hass, C.J., 2024. Individual joint contributions to forward propulsion are not related to stability during walking in young or older adults. Gait & Posture 114, 167–174. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.09.015

Waterval, N., Harlaar, J., Nollet, F., Brehm, M.-A., 2017. Compensatory gait strategies for reduced ankle work in patients with unilateral flaccid calf muscle weakness. Gait & Posture 57, 27. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.021

Whittle, M., 1991. Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann, Oxford Boston.
Wiest, M.J., Bergquist, A.J., Schimidt, H.L., Jones, K.E., Collins, D.F., 2017. Interleaved neuromuscular electrical stimulation: Motor unit recruitment overlap. Muscle and Nerve 55, 490–499. https://doi.org/10.1002/mus.25249
Williams, D.M., Bilodeau, M., 2004. Assessment of voluntary activation by stimulation of one muscle or two synergistic muscles. Muscle and Nerve 29, 112–119. https://doi.org/10.1002/mus.10508
Winter, D., 1983. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. Clinical orthopaedics and related research. https://doi.org/10.1097/00003086-198305000-00021
Winter, D.A., 1991. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological - 2nd edition.
Winter, D.A., 1987. The biomechanics and motor control of human gait. Univ. of Waterloo Press, Waterloo, Ontario.
Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. Journal of Biomechanics 35, 543–548. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6
Zajac, F.E., Gordon, M.E., 1989. Determining Muscle's Force and Action in Multi-Articular Movement: Exercise and Sport Sciences Reviews 16, 187???230. https://doi.org/10.1249/00003677-198900170-00009
Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Gait & Posture 17, 1–17. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00069-3
Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Gait & Posture 16, 215–232. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00068-1
Zelik, K.E., Adamczyk, P.G., 2016. A unified perspective on ankle push-off in human walking. Journal of Experimental Biology 219, 3676–3683. https://doi.org/10.1242/jeb.140376
Zelik, K.E., Takahashi, K.Z., Sawicki, G.S., 2015. Six degree-of-freedom analysis of hip, knee, ankle and foot provides updated understanding of biomechanical work during human walking. Journal of Experimental Biology 218, 876–886. https://doi.org/10.1242/jeb.115451
Zhang, Q., Iyer, A., Lambeth, K., Kim, K., Sharma, N., 2022. Ultrasound Echogenicity as an Indicator of Muscle Fatigue during Functional Electrical Stimulation. Sensors 22, 335. https://doi.org/10.3390/s22010335
Zhao, N., Miller, R.H., Griffin, L., Beck, O.N., 2026. Functional electrical stimulation of the soleus redistributes lower limb joint work distally in young and older adults. Journal of Applied Physiology 140, 229–235. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00814.2025

Annexes

I. *Communication en congrès*

a. *SOFPEL – 2022*

Présentation sous forme de poster réalisée le 2 décembre 2022 au *28e Congrès Annuel de la Société Francophone de Posture Équilibre et Locomotion*.

UTILISATION DE LA STIMULATION ÉLECTRIQUE MUSCULAIRE POUR AUGMENTER LA PROPULSION LORS DE LA MARCHE CHEZ DES ADULTES JEUNES ET SAINS

Thomas Aout (a), Baptiste Jégou (a), Mickaël Begon (b), Nicolas Peyrot (a,c), Teddy Caderby (a)

(a) Laboratoire IRISSE, EA4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de La Réunion, Le Tampon, La Réunion, France
(b) Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, École de Kinésiologie, Université de Montréal, Laval, Canada
(c) Laboratoire Motricité Interactions Performance, UR4334, Le Mans Université, Le Mans, France

EMAIL : aout.thomas@gmail.com



INTRODUCTION

La stimulation électrique fonctionnelle est une technique qui vise à reproduire un mouvement fonctionnel en activant de manière coordonnée des muscles à partir d'une stimulation cutanée. Cette technique a été développée spécifiquement pour permettre à des individus ayant perdu le contrôle volontaire de leurs muscles, tels que les hémiplégiques et paraplégiques, de se mouvoir et de se déplacer [1,2]. Celle-ci pourrait aussi être une solution efficace pour assister la marche de personnes valides, mais cela reste à prouver. Pour ce faire, ce travail a pour intention d'évaluer les effets de la stimulation électrique musculaire sur la fonction propulsive des muscles fléchisseurs plantaires lors d'essais de marche réalisés par de jeunes adultes en bonne santé.

HYPOTHÈSE

La stimulation électrique du triceps sural devrait augmenter la propulsion lors de la marche de jeunes adultes en bonne santé, ce qui devrait en retour entraîner une augmentation de la vitesse de marche.

RÉSULTATS

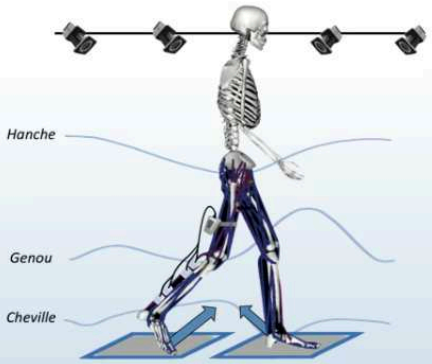
	Avec stimulation	Sans stimulation
Force propulsive (N)	154 ± 32	147 ± 35
Puissance mécanique de la cheville (W/kg)	4.0 ± 0.6	3.5 ± 0.9
Vitesse de marche (m/s)	1.17 ± 0.07	1.14 ± 0.07

La stimulation électrique musculaire appliquée au triceps sural a permis d'augmenter de manière significative :

- **la force propulsive (5%),**
- **la puissance mécanique produite à la cheville (16%)**
- **la vitesse de marche (3%).**

MÉTHODES

- **20 jeunes adultes en bonne santé** : 13 hommes et 7 femmes; âge : 24 ± 3,6 ans ; masse : 70,1 ± 11,2 kg; taille: 1,73 ± 0,76 m
- **Essais de marche à vitesse préférentielle** : couloir de marche 5 m.
- **Deux conditions randomisées : sans stimulation et avec stimulation** (100 ms de latence suite à la détection d'un seuil de vitesse angulaire associé au *midswing* du pied controlatéral [3] pour appliquer 300 ms de stimulation durant la propulsion du pied d'appui à une fréquence de 30 Hz et à une intensité proche du seuil d'inconfort jusqu'au *toe-off*).
- **Cinématique et dynamique des membres inferieurs**: système de capture du mouvement *(Vicon Nexus, UK)* à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz ainsi que deux plateformes de force intégrées au couloir de marche *(AMTI, USA)* à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz.



CONCLUSION ET DISCUSSION

Quelques études [4,5] se sont intéressées à l'usage de cette technique auprès d'une population saine. Cela a permis de modifier les amplitudes de mouvement articulaire de la cheville et de réduire les contraintes de cisaillement appliquées au genou lors de la marche. Dans la continuité de ces dernières, la présente étude confirme la possibilité d'utiliser cette technique pour assister la marche d'une population saine. Ainsi, la stimulation électrique musculaire apparaît comme un moyen efficace pour augmenter la propulsion et la vitesse de la marche des individus jeunes et sains à l'aide d'une stimulation délivrée au triceps sural. D'autres études viseront à déterminer si cette technique peut être utilisée pour améliorer la performance de marche chez la personne âgée.

RÉFÉRENCES

[1] Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D & Dow M (1961). Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil 42, 101–105.

[2] Thrasher TA & Popovic MR (2008). Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 51, 452–460.

[3] Pérez-Ibarra JC, Siqueira AAG & Krebs HI (2020). Real-Time Identification of Gait Events in Impaired Subjects Using a Single-IMU Foot-Mounted Device. IEEE Sensors Journal 20, 2616–2624.

[4] Meng L, Porr B, Macleod CA & Gollee H (2017). A functional electrical stimulation system for human walking inspired by reflexive control principles. Proc Inst Mech Eng H 231, 315–325.

[5] Rane L & Bull AMJ (2016). Functional electrical stimulation of gluteus medius reduces the medial joint reaction force of the knee during level walking. Arthritis Res Ther 18, 255.

ANNEXE

En scannant ce QR code, vous pouvez avoir accès à des informations complémentaires tels que :

- **une capture video d'un essai de marche faisant intervenir de la stimulation electrique musculaire ainsi que divers paramètres mesurés en temps réel (force de réaction au sol, puissance mécanique de la cheville, moment de la cheville, angle de flexion plantaire)**
- **des figures selon divers paramètres biomécaniques évalués lors des essais de marche.**

UR | UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION — IRISSE — S2M — Motricité - Interactions - Performance

b. CMBBE – 2023

Présentation sous forme de poster réalisée le 4 mai 2023 au *18th Interational Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

USE OF ELECTRICAL MUSCLE STIMULATION TO ENHANCE PROPULSION DURING WALKING IN ABLE-BODIED ADULTS

Thomas Aout (a), Baptiste Jégou (a), Mickaël Begon (b), Nicolas Peyrot (a,c), Teddy Caderby (a)

(a) Laboratoire IRISSE, EA4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de La Réunion, Le Tampon, La Réunion, France
(b) Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, École de Kinésiologie, Université de Montréal, Laval, Canada
(c) Laboratoire Motricité Interactions Performance, UR4334, Le Mans Université, Le Mans, France



INTRODUCTION

Functional electrical stimulation (FES) consists in applying a small electrical current to neuromuscular tissue, usually from electrodes placed on the skin, to reproduce functional movements. FES was initially developed to improve mobility in people with neuromuscular disorders, such as hemiplegics [1] and paraplegics [2]. Nevertheless, FES could also be a potential solution to assist gait in able-bodied individuals, but this remains to be proven. **In this study, we tested the hypothesis that electrical muscle stimulation of the triceps surae could enhance propulsion during walking in healthy adults.**

METHODS

- **Twenty-one healthy young adults**: 13 men and 8 women; age: 24 ± 4 years; mass: 70,1 ± 11,2 kg; size: 1,73 ± 0,76 m.
- **Performed a series of walking trials at their self-selected preferred speed:** on a 5-meter walkway.
- **In two randomized conditions: with and without electrical stimulation of the triceps surae of the dominant leg**: the stimulation was applied during the push-off phase of gait using a portable electrical stimulator coupled with an inertial measurement unit.
- **FES parameters**: a latency of 100ms was induced following the detection of an angular velocity threshold associated with the midswing of the contralateral foot [3]. This latency allowed us to apply 300ms of stimulation during the propulsion phase of the supporting foot, until the toe-off. The stimulation was delivered at a frequency of 30 Hz, with a pulse width equivalent to 300 µs and was applied at an intensity just below the pain threshold.
- **Kinetics and kinematics of the lower limbs**: a motion capture system *(100Hz - Vicon Nexus, UK)* and two force plates *(1000Hz - AMTI, USA)* were used for kinematic and dynamic gait analysis.

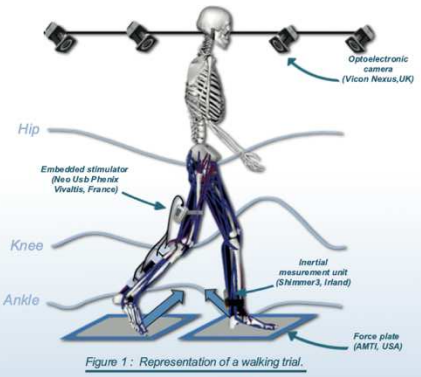


Figure 1 : Representation of a walking trial.

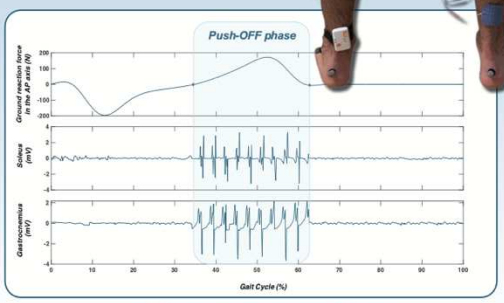


Figure 2 : Triggering stimulation at the push off phase.

Regarding the statistical analysis, a Student's t-test for paired samples ($P<0.05$) was used to assess the effect of electrical muscle stimulation on gait parameters.

RESULTS

Electrical muscle stimulation resulted in a significant increase in the peak propulsive force ($P<0.05$; Table 1), peak mechanical ankle power at push-off ($P<0.05$), positive mechanical ankle work ($P<0.01$) and walking speed ($P<0.001$).

Conditions / Parameters	With stimulation	Without stimulation	P value
Propulsive force (N)	154 ± 32	147 ± 35	0.011
Ankle Power (W/kg)	4.0 ± 0.6	3.5 ± 0.9	0.017
Ankle positive work (J)	233 ± 58.3	221 ± 60.6	0.010
Walking speed (m/s)	1.17 ± 0.07	1.14 ± 0.07	<0.001

Table 1: Results of studied parameters.

DISCUSSION AND CONCLUSION

Previously, authors have reported that FES may modify gait pattern in healthy adults [4-7]. Nevertheless, to our knowledge, this is the first study to show an improvement in ankle propulsive function during walking in this population, as evidenced by the increase in **mechanical ankle power (14%)** and its **work (5%)**. This improvement contributed to an increase in **propulsive force (5%)** and **walking speed (3%)** in every our participants. Future studies should investigate whether this benefit can be transferred to elderly [8].

[1] Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D & Dow M (1961). Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil 42, 101–105.
[2] Thrasher TA & Popovic MR (2008). Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 51, 452–460.
[3] Pérez-Ibarra JC, Siqueira AAG & Krebs HI (2020). Real-Time Identification of Gait Events in Impaired Subjects Using a Single-IMU Foot-Mounted Device. IEEE Sensors Journal 20, 2616–2624.
[4] Meng L, Forr B, Macleod CA & Gollee H (2017). A functional electrical stimulation system for human walking inspired by reflexive control principles. Proc Inst Mech Eng H 231, 315–325.
[5] Ranel, & Bull AMJ (2016). Functional electrical stimulation of gluteus medius reduces the medial joint reaction force of the knee during level walking. Arthritis Res Ther 18, 255.
[6] Okamura K, Kanai S, Hasegawa M, Otsuka A & Oki S (2018). The effects of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot dynamics during gait. The Foot 34, 1–5.
[7] Thorp JE & Adamczyk PG (2020). Mechanisms of gait phase entrainment in healthy subjects during rhythmic electrical stimulation of the medial gastrocnemius. PLOS ONE 15, e0241339.
[8] Park H-K, Jung J, Lee D-W, Shin HC, Lee H-J & Lee W-H (2022). A wearable electromyography-controlled functional electrical stimulation system improves balance, gait function, and symmetry in older adults. Technol Health Care 30, 423–436.

UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION | IRISSE INGÉNIERIE DE LA SANTÉ, DU SPORT ET DE L'ENVIRONNEMENT | CMBBE International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering | S2M | Laboratoire Motricité - Interactions - Performance EA 4334 Nantes - Le Mans

c. *SOFAMEA – 2024*

Présentation sous forme de poster réalisée le 25 janvier 2024 au « *12e Congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte* ».

EFFETS DE LA STIMULATION ÉLECTRIQUE FONCTIONNELLE APPLIQUÉE AUX MUSCLES FLÉCHISSEURS PLANTAIRES, POUR AMÉLIORER LA PROPULSION LORS DE LA MARCHE, CHEZ DE JEUNES ADULTES EN BONNE SANTÉ

Thomas Aout (a), Mickaël Begon (b), Nicolas Peyrot (a,c), Teddy Caderby (a)

(a) Laboratoire IRISSE, EA4075, UFR des Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de La Réunion, Le Tampon, La Réunion, France
(b) Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, Faculté de Medecine, Université de Montréal, Montréal, Canada
(c) Laboratoire Motricité Interactions Performance, UR4334, Le Mans Université, Le Mans, France



Figure 1 : Placement des électrodes, des footswitches et des marqueurs.

INTRODUCTION

Les fléchisseurs plantaires jouent un rôle crucial dans la propulsion vers l'avant lors de la marche en générant des forces de réaction au sol antéropostérieures qui permettent d'accélérer le centre de masse vers l'avant [1]. Une dégradation de cette capacité propulsive chez l'individu sain entraîne des stratégies compensatoires [2] qui augmentent l'instabilité et le coût énergétique lors de la marche [3,4]. Ainsi, l'utilisation de la "Stimulation Électrique Fonctionnelle" (SEF) pourrait être envisagée afin de restaurer la propulsion chez les sujets sains, comme ce fut le cas auprès d'une population post-AVC [5]. Notre étude visait à tester l'hypothèse selon laquelle l'application de la SEF aux fléchisseurs plantaires (soleus, gastrocnémius ou la combinaison des deux) pendant la phase de poussée augmenterait la puissance générée à la cheville et par conséquent, la propulsion lors de la marche chez l'adulte en bonne santé. De plus, nous avons exploré l'effet de la stimulation isolée et combinée de ces muscles sur le couple généré au repos.

MÉTHODE

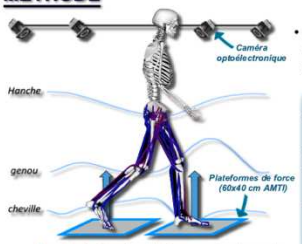


Figure 2 : Configuration utilisée pour analyser la marche.

- **Quinze adultes en bonne santé** (13 hommes et 2 femmes; 22 ± 3 ans; 66,7 ± 9,2 kg; 1,74 ± 0,09 m) **ont réalisé des essais de marche à vitesse préférentielle dans quatre conditions : sans stimulation** (S_0, condition control), **avec la stimulation du soleus** (S_S), **des gastrocnemius** (S_G), **et la stimulation combinée des deux muscles** (S_{SG}).

- stimulateur portable *(O2SCII, Odstock medical Ltd)* et footswitches,
- électrodes auto-adhésives,
- courant asymétrique biphasique (60 mA et 40 Hz) [6],
- largeur d'impulsion individualisée et en deça du seuil d'inconfort.

- décubitus ventral sur un dynamomètre isocinétique *(CONTREX MJ)*,
- cheville à 90° (= angle neutre),
- normalisé selon la masse (N.m/kg),
- exprimé en % de la contraction isométrique maximale volontaire

- couloir de marche de 7m
- *Plug-in-gait Lower body (Nexus, Vicon, UK)*
- 14 caméras (200 Hz)
- 2 plateformes de force (1000 Hz).

RÉSULTATS

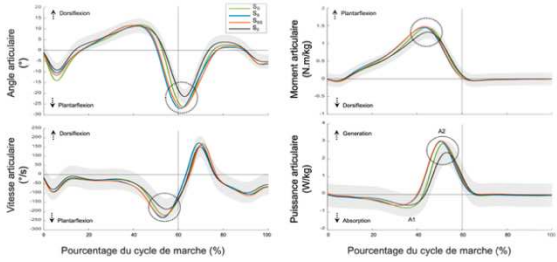


Figure 3 : Variables cinétiques et cinématiques pour la cheville

La SEF a augmenté de manière significative la puissance de la cheville (+22 à 28% selon les conditions), la force propulsive (+15 à 18%), le moment de flexion plantaire (+10 à 12%), la vitesse articulaire en flexion plantaire (+17 à 25%), la vitesse de marche (+14 à 20% avec une différence de +5% entre S_{SG} > S_G), la longueur du pas (+ 6 à 11%) et la cadence (+9%). Aucun effet n'a été observé concernant les autres paramètres de la marche.

Les couples évoqués au repos variaient significativement selon le muscle stimulé (P<0,001, η^2=0,349, Fig. 4), la stimulation du triceps sural produisant le couple le plus élevé, suivie de la stimulation du soleus puis du gastrocnemius.

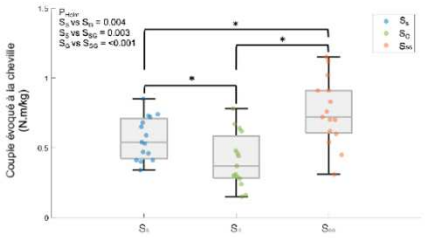


Figure 4 : Couple évoqué à la cheville au repos, normalisé par la masse du sujet pour les trois conditions de SEF mesurées sur dynamomètre isocinétique.

DISCUSSION ET CONCLUSION

Nos résultats soulignent que l'application de la FES au gastrocnemius et au soleus, séparément ou simultanément, pendant la phase de poussée, améliore la propulsion chez les adultes valides. Quelques limitations expérimentales sont à souligner, notamment l'atteinte de la largeur d'impulsion maximale pour sept des participants, l'absence d'EMG, et la variabilité des réponses mécaniques entre les participants. Ces résultats pourraient être utiles à la conception de solution basée sur la SEF afin d'améliorer la démarche des personnes saines présentant un déficit propulsif, comme les personnes âgées.

REFERENCES

[1] **Neptune et al. (2001).** J Biomech 34: 1387–1398.
[2] **Hsiao et al. (2015).** Hum Mov Sci 39: 212–221.
[3] **Browne** and **Franz. (2017).** R. Soc. Open Sci. 4: 171673.
[4] **Pieper, et al. (2021).** J Biomech 122: 110447.
[5] **Kesar et al. (2009).** Stroke 40: 3821–3827.
[6] **Aout et al. (2023).** Sensors 23: 8684.

anr agence nationale de la recherche — Projet e-WALKING (ANR-22-CE19-0009)
REGION REUNION — Contrat (#338715)

UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION — IRISSE INGÉNIERIE DE LA SANTÉ, DU SPORT ET DE L'ENVIRONNEMENT — S2M

d. ESB – 2024

Résumé de la présentation orale réalisée le 3 juillet 2024 au *29th Congress of the European Society of Biomechanics*.

THE EFFECTS OF ANKLE PLANTARFLEXORS STIMULATION AT CONTROLLED WALKING SPEED IN ABLE-BODIED ADULTS

Thomas Aout (1), Mickaël Begon (2), Nicolas Peyrot (1,3), Teddy Caderby (1)

1. *Laboratoire IRISSE, Le Tampon, La Réunion ; 2. Université de Montréal, Montréal, Canada ; 3. Laboratoire Motricité Interactions Performance, Le Mans, France*

Introduction

Recent reviews have shown the potential of functional electrical stimulation (FES) to alter walking kinematics and kinetics in healthy individuals [1] and to improve propulsion in post-stroke survivors during gait [2]. However, the isolated and combined effects of Soleus and Gastrocnemius stimulation, as well as the resulting biomechanical adaptations, are not well understood. This study aimed to investigate and compare the effects of stimulating the Soleus and Gastrocnemius, both together or individually during the push-off phase, on gait parameters at controlled speeds in healthy young adults. It is hypothesized that FES causes a proximo-distal redistribution of joint contribution.

Methods

Fifteen healthy young adults (22 ± 3 years) performed 6x5 walking trials (along a 7-m walkway at controlled-walking speed in six randomized conditions by pairs: 1) Soleus stimulation (S_S); 2) No stimulation at the same speed as S_S condition (CS_S); 3) Gastrocnemius stimulation (S_G); 4) No stimulation at the same speed as S_G condition (CS_G); 5) Combined stimulation of the Soleus and Gastrocnemius muscles (S_{SG}); 6) No stimulation at the same speed as S_{SG} condition (CS_{SG}). The stimulation was applied during the push-off phase of gait using embedded stimulators for each leg (Fig. 1). at the maximal intensity tolerated by the subject (just below the pain threshold). A motion capture system (200 Hz) and two force plates (1000 Hz) were used for kinematic and dynamic gait analysis. To confirm walking speeds, Student's t-tests for paired samples ($P<0.05$) were used and two-way repeated measures ANOVAs were performed on Jamovi to assess the effect of experimental conditions on gait parameters. For conciseness, only Holm-Bonferroni post-hoc tests were reported.

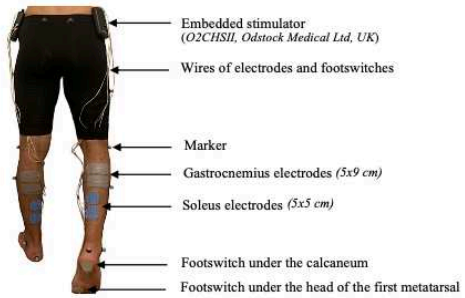


Figure 1: FES electrodes, footswitches, and markers placement on lower limbs.

Results

As expected, no significant differences were found in walking speed between S_S *vs* CS_S, S_G *vs* CS_G, and S_{SG} *vs* CS_{SG} ($P>0.05$). However, speed was higher in S_{SG} *vs* CS_{SG} than S_G *vs* CS_G conditions ($P<0.05$). When comparing the electrical muscle stimulation conditions to their respective no-stimulation conditions, we found increased peak ankle joint torque (+2.4 to 3.8%, depending on the condition; $P<0.05$; Tab. 1), peak power (4.0 to 4.8%; $P<0.05$), and mechanical work (14% to 19.6%; $P<0.05$). Moreover, we did not find any significant effect of stimulation on positive mechanical work produced at the hip and knee joints ($P>0.05$).

Table 1: Means ± standard deviations of the walking speed and kinetic variables related to the ankle, knee and hip joints for each walking condition.

	Variables	S_S	CS_S	S_G	CS_G	S_{SG}	CS_{SG}
	Speed (m/s)	1.13± 0.08	1.14± 0.09	1.12± 0.07	1.11± 0.07	1.17± 0.08	1.17± 0.08
Ankle	Torque (N.m/kg)	1.46± 0.12	1.42± 0.15	1.41± 0.13	1.37± 0.15	1.44± 0.14	1.38± 0.15
Ankle	Power (W/kg)	2.97± 0.32	2.83± 0.26	3.03± 0.33	2.90± 0.25	3.05± 0.28	2.93± 0.31
Ankle	Work (J/kg)	0.29± 0.07	0.25± 0.08	0.32± 0.19	0.27± 0.07	0.34± 0.14	0.29± 0.11
	Knee work (J/kg)	0.13± 0.04	0.14± 0.07	0.13± 0.04	0.13± 0.04	0.14± 0.05	0.14± 0.05
	Hip work (J/kg)	0.15± 0.07	0.17± 0.12	0.15± 0.08	0.16± 0.08	0.16± 0.08	0.17± 0.08

Discussion

As hypothesized, FES significantly increased ankle moment, power, and above all work. Moreover, no significant adaptations were observed in positive mechanical work production at hip and knee joints even at higher walking speed. These results may be relevant for improving walking performance in the elderly. Therefore, future studies should explore the potential transferability of these benefits to this population.

References

1. Aout et. al, *Sensors*, 23:8684, 2023
2. Kesar et al, *Stroke*, 40:3821-3827, 2009

Acknowledgements

This work was supported by a Regional Research Grant from the Réunion Region (#338715), from the European Regional Development Fund (FEDER). This work is part of the e-WALKING project (ANR-22-CE19-0009) funded by the French National Research Agency (ANR).

e. SB – 2025

Présentation orale réalisée le 30 octobre 2024 au *49e Congrès de la Société de Biomécanique*. Ce travail a également fait l'objet d'une publication dans ***Multidisciplinary Biomechanics Journal*** (Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., Caderby, T., 2025. Redistribution of lower limb joint work during gait in healthy young adults using functional electrical stimulation. Multidisciplinary Biomechanics Journal, 49th Congress of the Société de Biomécanique, 14474. https://doi.org/10.46298/mbj.14474)

Redistribution of lower limb joint work during gait in healthy young adults using functional electrical stimulation

Thomas Aout

IRISSE, Le Tampon, La Réunion

Mickaël Begon

S2M, Montréal, Canada

Nicolas Peyrot

MIP, Le Mans, France

Teddy Caderby *

IRISSE, Le Tampon, La Réunion

***Corresponding author.** Email: teddy.caderby@univ-reunion.fr

Keywords: Walking; Joint work; Ankle muscles.

1. Introduction

Ankle plantarflexor muscles, particularly soleus and gastrocnemius muscles, are major contributors to forward propulsion during healthy walking (Neptune et al. 2001). By generating positive ankle work during the push-off phase of gait, these muscles contribute to producing the propulsive force accelerating the whole-body forwards. Any impairment in the force-generating capacities of these muscles may therefore alter propulsion during gait. For instance, it has been shown that age-related weakness in these muscles contributes to decreased ankle work, leading consequently to a decreased gait speed in older adults (Browne and Franz 2019). As an attempt to compensate, older adults increase the work at proximal joints, i.e., hip and knee, which may in turn increase their instability and energy expenditure during walking compared to their young counterparts. Designing solutions to enhance the plantarflexor propulsive function could therefore help reduce the risk of falling and promote walking activity in the elderly.

Functional electrical stimulation (FES) is a solution to restore the propulsive function of the plantarflexors in disabled people, such as post-stroke patients (Kesar et al. 2009). Furthermore, we recently showed that applying FES to gastrocnemius and soleus separately or simultaneously, induced an increase in ankle work during gait and consequently led to an increase in propulsive force and gait speed in young healthy adults (Aout et al. 2024). These changes were also accompanied by increased hip work, probably due to the faster gait. Thus, to date, it remains unclear whether these changes in the joint work of the lower limb were exclusively ascribed to FES, as gait speed was increased. This study aimed to investigate the effects of applying FES to gastrocnemius and soleus, separately and simultaneously, on the joint work of the lower limb during walking at controlled speeds in young healthy adults.

2. Methods

2.1 Population

Fifteen healthy young adults volunteered for this study (13 Males; age: 22±3 years) and gave their consent after being fully informed of the test procedure.

2.2 Experimental setup

Before walking trials, two footswitches were placed under the calcaneum and the first metatarsal of each foot and coupled with two wearable stimulators (O2CHSII, UK) able to stimulate either the soleus, gastrocnemius, or both muscles for each lower limb. Retroreflective markers were fixed bilaterally on bony landmarks according to Vicon's Plug-in-Gait lower-body model. A 14-camera motion capture system (Vicon, UK) was used to collect the kinematic data at 200 Hz. Two force plates (60x40 cm, AMTI, USA), embedded in the middle of a walkway, measured the forces at 1000 Hz, and photoelectric cells were used to measure the gait speed.

Participants performed five walking trials along a 7-m walkway at controlled walking speed in six randomized conditions by pairs: 1) Soleus stimulation (S_S); 2) No stimulation at the same speed as S_S condition (WS_S); 3) Gastrocnemius stimulation (S_G); 4) No stimulation at the same speed as S_G condition (WS_G); 5) Combined stimulation of the Soleus and Gastrocnemius muscles (S_{SG}); 6) No stimulation at the same speed as S_{SG} condition (WS_{SG}). Target gait speeds were beforehand determined by asking subjects to walk at their self-selected speed under each stimulation condition (S_S, S_G and S_{SG}). The stimulation was applied during the push-off phase, i.e., from heel-off to toe-off, at the maximum tolerable intensity (just below the pain threshold).

2.3 Data processing

Data were extracted using Nexus Software with the Vicon Plug-in-Gait model, with marker trajectories low-pass filtered using a 10-Hz second-order Butterworth filter. These data were then processed into custom Matlab programs for analysis of gait kinematics, kinetics, and spatiotemporal parameters. This analysis extended to positive mechanical work for each joint, calculated as the time-integral of positive joint power during the gait cycle. The relative

contribution of each joint to the total positive work of the lower limb was calculated by dividing the positive work at each joint by the sum of the positive work values of the three joints (ankle, knee, hip) and expressed in percentage.

2.4 Statistical analysis

Two-way repeated measures ANOVAs were conducted to assess the effects of FES (with and without) and muscles targeted (soleus, gastrocnemius, and both simultaneously) on gait parameters. Only the effects of FES and FES × Muscle interaction were reported. The level of statistical significance was set at $P<0.05$.

3. Results and discussion

ANOVA revealed no significant effect of FES on gait speed, step length, step frequency, and peak of anteroposterior ground reaction force ($P>0.05$). In contrast, we found that FES significantly increased ankle positive work ($P=0.004$; Table 1). This is consistent with our early findings (Aout et al. 2024). We previously showed that FES applied to ankle plantarflexors (soleus, gastrocnemius, or both simultaneously) produced an increase in ankle positive work and power, which in turn contributed to an increase in gait speed. In the present experiment, gait speed was controlled to compare the effects of FES at similar gait speeds. Our present results indicate that, contrary to ankle work, the positive knee work decreased under FES when walking at the same speed ($P=0.002$), while positive hip work was not affected ($P>0.05$). Consequently, FES induced an increase in the ankle contribution to the total lower limb positive work ($P=0.001$), and a decrease in the contribution of knee ($P<0.001$). The contribution of hip joint to positive total work remained unchanged ($P>0.05$). These results suggest that applying FES to plantarflexors during push-off leads to a proximal-to-distal redistribution of the joint work of the lower limb when walking at similar speeds. Future studies should examine whether FES could be used to reverse or attenuate the distal-to-proximal redistribution of joint work of the lower limb associated with aging (Browne and Franz 2019).

4. Conclusions

FES may be used to redistribute joint work of the lower extremity during walking in young healthy adults. Applying FES to ankle plantarflexors during push-off phase increased positive ankle work and decreased positive knee work during walking at similar speeds.

This work was supported by a Regional Research Grant from the Réunion Region (#338715) and European Regional Development Fund. This work is part of the e-WALKING project (ANR-22-CE19-0009) funded by the French National Research Agency.

Table 1. *Joint work and relative contribution*

	Variables	WS_S	S_S	WS_G	S_G	WS_{SG}	S_{SG}
Positive Work	Ankle (J/kg)	0.24± 0.02	0.26± 0.03	0.25± 0.02	0.27± 0.03	0.25± 0.03	0.26± 0.03
	Knee (J/kg)	0.08± 0.01	0.08± 0.01	0.09± 0.01	0.07± 0.01	0.09± 0.01	0.08± 0.01
	Hip (J/kg)	0.21± 0.03	0.20± 0.03	0.20± 0.03	0.20± 0.03	0.22± 0.03	0.22± 0.03
Relative contribution	Ankle (%)	45.6± 3.4	47.4± 4.0	46.7± 3.5	49.1± 3.5	44.9± 3.8	46.5± 3.8
	Knee (%)	15.8± 3.0	14.9± 2.4	16.2± 2.7	13.9± 3.0	15.7± 2.2	14.1± 2.4
	Hip (%)	38.6± 4.4	37.7± 4.4	37.1± 4.2	37.1± 4.2	39.4± 4.9	39.4± 4.2

Without Stimulation (WS) and Stimulation (S) conditions for soleus ($_S$), gastrocnemius ($_G$) and both muscles ($_{SG}$)

Conflict of interest statement

The authors report no conflict of interest

References

Aout, T., Begon, M., Peyrot, N., & Caderby, T. (2024). *Effets de la stimulation électrique isolée et combinée du soléaire et des gastrocnémiens sur la propulsion lors de la marche.* XXII Congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA), Nantes, France.

Browne, M.G., & Franz, J.R. (2019). Ankle power biofeedback attenuates the distal-to-proximal redistribution in older adults. *Gait Posture*, 71, 44–49. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.04.011

Kesar, T.M., Perumal, R., Reisman, D.S., Jancosko, A., Rudolph, K.S., Higginson, J.S., & Binder-Macleod, S.A. (2009). Functional Electrical Stimulation of Ankle Plantarflexor and Dorsiflexor Muscles: Effects on Poststroke Gait. *Stroke*, 40, 3821–3827. doi: 10.1161/STROKEAHA.109.560375

Neptune, R.R., Kautz, S.A., & Zajac, F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 34, 1387–1398. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00105-1

II. Neurophysiologie de la marche

Cette annexe complète le cadre théorique en détaillant l'organisation neurophysiologique du contrôle de la marche. La locomotion humaine repose sur l'interaction de trois catégories de processus (Takakusaki, 2017, 2013). Les processus automatiques, assurés par les circuits spinaux et le tronc cérébral, génèrent un schéma locomoteur rythmique, robuste et flexible, qui constitue le socle de la locomotion. Sur ce socle viennent se greffer les processus volontaires et émotionnels. Le contrôle volontaire, élaboré au niveau cortical, permet d'initier, d'orienter et d'ajuster la locomotion en réponse aux contraintes environnementales, et s'exerce sur la moelle épinière par le tractus corticospinal (Bastian, 2006; Miyai et al., 2001). Les processus émotionnels, médiés par le système limbique, influencent la locomotion par des projections vers la région locomotrice mésencéphalique via le noyau pédonculopontin, pouvant entraîner des modifications de la vitesse, de la trajectoire ou de la régularité spatio-temporelle de la marche (Kang and Gross, 2015; La Fougère et al., 2010; Naugle et al., 2011). Bien que ces trois catégories mobilisent des structures nerveuses distinctes, elles demeurent étroitement interconnectées, comme l'illustre la *Figure 20*.

Au niveau spinal, le contrôle automatique est assuré par les générateurs centraux de pattern (CPG), qui produisent de manière autonome un schéma locomoteur alterné et rythmique (McCrea and Rybak, 2008; Minassian et al., 2017). Comme illustré sur la *Figure 21*, les afférences cutanées et proprioceptives, transmises par la racine dorsale, modulent l'activité des CPG, qui coordonnent l'activation alternée des motoneurones des muscles fléchisseurs et extenseurs via la racine ventrale en direction des muscles cibles. L'activité des CPG est également modulée par les commandes supraspinales descendantes, parmi lesquelles la voie réticulospinale excitatrice initie et maintient l'activité locomotrice, la voie réticulospinale inhibitrice la freine, et les voies du Raphé et du Locus Cœruleus facilitent l'excitabilité des circuits spinaux (Takakusaki, 2017). Enfin, le cervelet intègre les afférences sensorielles véhiculées par le tractus spino-cérébelleux et ajuste en continu les caractéristiques spatiales et temporelles du pattern de marche par l'intermédiaire du faisceau dentato-rubro-thalamique et des fibres thalamocorticales (Thach and Bastian, 2004).

Ainsi, la commande motrice volontaire, transmise par le tractus corticospinal jusqu'aux motoneurones alpha de la moelle épinière, constitue la voie finale commune par laquelle le système nerveux central active les muscles squelettiques (Sherrington, 1907). C'est précisément sur cette commande volontaire que la stimulation électrique fonctionnelle vient se surimposer, en recrutant de manière complémentaire des unités motrices que la commande volontaire seule ne peut mobiliser (voir section 2.1.2 du cadre théorique).

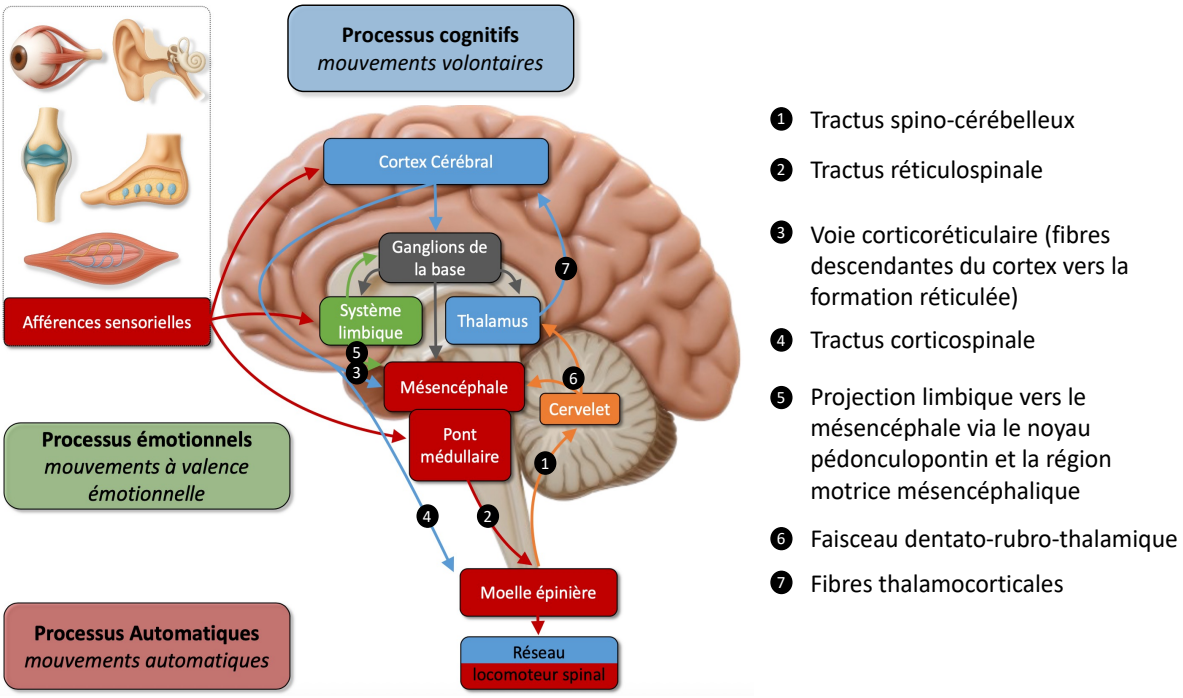
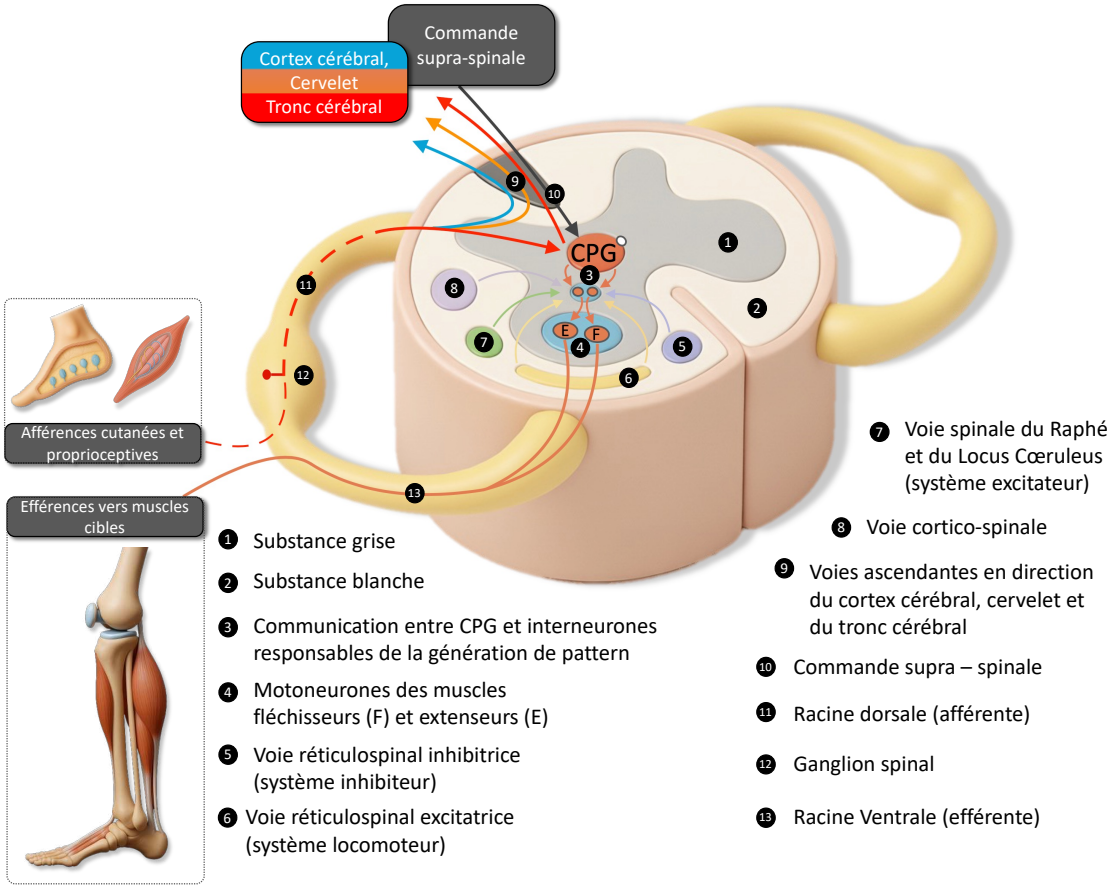


Figure 20. ***Représentation schématique des principales voies neuronales impliquées dans les contrôles automatique, volontaire et émotionnel de la locomotion.***

Les afférences sensorielles (flèches rouges), issues des systèmes visuel, vestibulaire, proprioceptif et cutané, projettent vers le système limbique et le cortex cérébral. Le tractus spino-cérébelleux (1) transmet les informations spinales au cervelet, qui ajuste les commandes motrices via le faisceau dentato-rubro-thalamique (6) et les fibres thalamocorticales (7). Le contrôle automatique de la locomotion est assuré par le tractus réticulospinal (2), issu du pont médullaire et projetant vers la moelle épinière et le réseau locomoteur spinal. La voie corticoréticulaire (3) permet au cortex cérébral de moduler l'activité de la formation réticulée mésencéphalique. Le contrôle volontaire s'exerce par le tractus corticospinal (4), qui descend directement du cortex cérébral vers la moelle épinière. Enfin, le système limbique influence la locomotion par ses projections (5) vers le mésencéphale via le noyau pédonculopontin et la région locomotrice mésencéphalique.



<u>Figure 21.</u> Représentation schématique d'une coupe transversale de la moelle épinière illustrant l'organisation des circuits spinaux impliqués dans la génération du pattern locomoteur.

La substance grise (1) abrite les CPG et les interneurones responsables de la génération de pattern (3), dont l'activité coordonne l'activation alternée des motoneurones des muscles fléchisseurs (F) et extenseurs (E) (4). La substance blanche (2) regroupe les voies ascendantes (9), qui transmettent les informations spinales vers le cortex cérébral, le cervelet et le tronc cérébral, ainsi que les voies descendantes, incluant la voie réticulospinale inhibitrice (5), la voie réticulospinale excitatrice (6), les voies du Raphé et du Locus Cœruleus (7), la voie corticospinale (8) et la commande supraspinale (10). Enfin, les afférences cutanées et proprioceptives sont acheminées par la racine dorsale (11) via le ganglion spinal (12), tandis que les efférences motrices quittent la moelle par la racine ventrale (13) en direction des muscles cibles.