



HAL
open science

Les effets immédiats et aigus de la stimulation électrique neuromusculaire et somatosensorielle sur le contrôle postural

Sacha Zéronian

► To cite this version:

Sacha Zéronian. Les effets immédiats et aigus de la stimulation électrique neuromusculaire et somatosensorielle sur le contrôle postural. Education. Université de Pau et des Pays de l'Adour, 2021. Français. NNT : 2021PAUU3057 . tel-04322036

HAL Id: tel-04322036

<https://theses.hal.science/tel-04322036>

Submitted on 4 Dec 2023

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

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

UNIVERSITÉ DE PAU ET DES PAYS DE L'ADOUR

COLLEGE SCIENCES SOCIALES ET HUMANITÉS – DÉPARTEMENT STAPS

THESE EN CONTRAT DOCTORAL

En vue de l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Pau et des Pays de l'Adour

Discipline : STAPS, 74^{ème} section CNU

Ecole doctorale Sciences Sociales et Humanités (ED 481)

Présentée et soutenue par **Sacha Zéronian**

Le 10 Décembre 2021

**Les effets immédiats et aigus de la stimulation électrique
neuromusculaire et somatosensorielle sur le contrôle
postural**

Sous la direction de :

PAILLARD Thierry, Professeur des Universités, Université de Pau et des Pays de l'Adour
NOE Frédéric, Maître de conférences, Université de Pau et des Pays de l'Adour

Jury :

BERNARD Pierre-Louis, Maître de conférences, HDR, Université de Montpellier
DUCLAY Julien, Maître de conférences, HDR, Université de Toulouse 3
ZOUHAL Hassane, Professeur des Universités, Université de Rennes 2
NOE Frédéric, Maître de conférences, Université de Pau et des Pays de l'Adour
PAILLARD Thierry, Professeur des Universités, Université de Pau et des Pays de l'Adour

Rapporteur
Rapporteur
Président
Directeur
Directeur

REMERCIEMENTS

Avant tout, je tiens à remercier la confiance qui m'a été accordée par la Communauté d'Agglomération Tarbes Lourdes Pyrénées. Je vous suis grandement reconnaissant d'avoir accepté de financer ce projet de thèse à hauteur d'une demi-bourse, et vous témoigne toute ma gratitude.

Ce projet n'aurait pas pu voir le jour sans le soutien financier, à hauteur d'une demi-bourse également, de la Commission de la Recherche de l'Université de Pau et des Pays de l'Adour, en la personne de sa vice-présidente Madame la professeure Isabelle Baraille. Je vous remercie sincèrement et vous suis reconnaissant de la confiance que vous m'avez accordée.

Je tiens à remercier mes directeurs de thèse, Thierry Paillard et Frédéric Noé, pour leur accompagnement sans faille durant ces trois ans. Merci de votre confiance, votre disponibilité et votre soutien. La complémentarité de vos compétences a été d'une aide précieuse tout au long de ce travail. Un grand merci également à Julien Maître, notre ingénieur de recherche, pour son temps passé à mes côtés durant les expérimentations et sa disponibilité.

Messieurs Pierre-Louis Bernard, Julien Duclay et Hassane Zouhal, je vous remercie d'avoir accepté d'évaluer ce travail, et suis ravi de le soumettre à votre expertise.

Je souhaite également remercier l'ensemble du personnel des STAPS de Tarbes pour leur encadrement et leur bienveillance durant l'ensemble de mon cursus universitaire.

Merci aux étudiants des STAPS de Tarbes d'avoir accepté de participer à cette série d'expérimentations. Sans vous la recherche ne peut avancer.

Je tiens également à remercier les autres doctorants avec qui j'ai été en contact. Javier, le partage de nos expériences a été très enrichissant. Merci et bon courage à toi ! Kévin, mon ami depuis la licence, bon courage à toi également ! Notre soutien mutuel nous a permis d'avancer dans certains moments difficiles. Tes passages au bureau des doctorants ont été une bouffée d'oxygène.

Un grand merci à tous mes proches, ayant suivi de près ou de plus loin ce travail et cette aventure, et ayant partagé un moment avec moi durant mon parcours universitaire. A mes amis d'enfance Etienne, Maëlle, Pierre-Thomas et Adèle. A mes amis proches, Kévin, Antony, Selma. A ces collègues nageurs sauveteurs sur les plages de Soulac-sur-Mer devenus des amis, David, Jean-mi, Victor, Gwen, Clément et bien d'autres... A ceux qui ont illuminés mes années de licence, Gabriel, Louis, Tiffanie, Flaminia, Sandy, Kévin, Malcolm et bien d'autres... A Cathy et Fred, que j'ai connu au tout début de cette thèse. La découverte de votre association, Les Chiens du Silence, a été ma plus belle découverte de ces dernières années. Vous êtes à son image, généreux, attentionnés et bienveillants. Merci.

Un grand merci à ma famille et belle-famille. A mes frères, Martin, Baptiste et mes belles sœurs. A mes parents, Brigitte et Jean-Claude. Votre dévouement envers vos enfants est remarquable. Vous avez toujours soutenu nos choix et votre amour nous a permis de nous épanouir sereinement. A mes grands-parents, Papi Paul, Maminette et Mamie nana. A mes oncles, Luc et Philippe. A mes tantes, Karine et Sonia. A mes cousins, Antoine et Matthieu. A ma cousine Léa. A ma belle-famille, bourguignonne, parisienne ou médocaine, merci pour tous ces bons moments partagés. A ma compagne, Marianne, qui partage ma vie depuis plus de 6 ans. Ton amour indéfectible et ton soutien ont contribué à l'aboutissement de ce travail. Ces moments partagés avec toi, bons comme mauvais, me rendent chaque jour plus fort. Je t'aime.

Je tiens à avoir une énorme pensée pour Moka, mon chien, décédé il y a tout juste trois semaines. Tu es parti beaucoup trop tôt, mais ces 17 mois passés à tes côtés ont été les plus riches et les plus intenses que j'ai jamais vécu. Je ne te remercierai jamais assez pour cela. La douceur et la tendresse qui te caractérisent vont me manquer. Tu t'es bien battu, je suis fier de toi. Repose en paix mon bébé.

Table des matières

RÉSUMÉ	6
LISTE DES ABBRÉVIATIONS	7
Introduction générale	8
PARTIE I – Cadre théorique	11
1. Equilibre et contrôle postural	12
1.1. Généralités.....	12
1.1.1. Définition de la posture et de l'équilibre.....	12
1.1.2. Systèmes régulateurs de la posture et de l'équilibre.....	12
1.1.3. Les ajustements posturaux.....	15
1.1.4. Les stratégies de régulation.....	17
1.2. Influence des informations sensorielles augmentées sur le contrôle postural.....	18
1.2.1. Sur la base de supports matériels.....	18
1.2.1.1. Les vêtements de compression.....	18
1.2.1.2. Les bandes de kinésiologie.....	21
1.2.1.3. Les matériels texturés.....	22
1.2.2. Sur la base de matériels stimulants.....	23
1.2.2.1. Les rouleaux de massage.....	23
1.2.2.2. Les plateaux vibrants.....	24
1.2.3. Sur la base de manipulations.....	25
1.2.3.1. Hétéro-manipulations.....	25
1.2.3.2. Auto-manipulations.....	26
2. La stimulation électrique périphérique transcutanée	29
2.1. Bases de l'électrophysiologie.....	29
2.1.1. Généralités et historique.....	29
2.1.2. Les différents courants électriques.....	31
2.1.3. Les caractéristiques du courant impulsionnel.....	31
2.1.4. Le cycle de travail.....	33
2.1.5. Les zones de stimulation.....	34
2.1.6. Les seuils de stimulation.....	36
2.1.7. Les techniques de stimulation.....	37
2.2. La stimulation électrique neuromusculaire (ou excito-motrice).....	41
2.2.1. Caractérisation d'une contraction électro-induite.....	41
2.2.2. Les effets physiologiques recherchés.....	43

2.3. La stimulation somatosensorielle.....	45
2.3.1.Caractérisation d’une activation somatosensorielle.....	45
2.3.2.Les effets physiologiques recherchés.....	47
3. La stimulation électrique périphérique transcutanée et le contrôle postural.....	49
3.1. Les effets immédiats et aigus non-fatigants.....	49
3.2. Les effets aigus fatigants.....	52
3.3. Les effets chroniques.....	55
4. Problématiques et objectifs.....	58

PARTIE II – Études expérimentales.....61

Article 1: Effect of the application of somatosensory and excitomotor electrical stimulation during quiet upright standing balance.....62

1. Abstract.....	63
2. Introduction.....	64
3. Material and methods.....	65
3.1. Subjects.....	65
3.2. Procedure.....	65
3.3. Statistic analysis.....	68
4. Results.....	68
5. Discussion.....	70
6. Conclusions.....	71

Article 2: The optimal exploitation of sensory electrical stimulation for regulating postural balance depends on participants’ intrinsic balance abilities.....73

1. Abstract.....	74
2. Introduction.....	75
3. Material and methods.....	76
3.1. Subjects.....	76
3.2. Procedure.....	77
3.3. Data analysis.....	77
3.4. Statistical analysis.....	78
4. Results.....	78
5. Discussion.....	79
6. Conclusion.....	81

Article 3: Local exercise based on voluntary contractions induces greater warm-up effects on balance control than electro-induced contractions.....83

1. Abstract.....	84
2. Introduction.....	85
3. Methods.....	86
3.1. Subjects.....	86
3.2. Procedure.....	87
3.2.1.First session.....	87
3.2.2.Second and third sessions.....	88
3.3. Statistical analysis.....	90
4. Results.....	90
4.1. Pre-tests results.....	91
4.2. VOL warm-up.....	91
4.3. EI warm-up.....	91
4.4. Comparison between the VOL and EI warm-up routines.....	91
5. Discussion.....	93
6. Conclusion.....	97

PARTIE III – Discussion et conclusions générales.....98

1. Rappel des principaux résultats et discussion générale.....	99
1.1. La stimulation excito-motrice et somatosensorielle.....	99
1.2. La variabilité interindividuelle.....	101
1.3. L'échauffement volontaire versus électro-induit.....	104
2. Conclusions et perspectives.....	107

PARTIE IV – Références bibliographiques.....110

PARTIE V – Annexes.....127

RÉSUMÉ

L'objectif général de ce travail était d'étudier et d'approfondir les effets de la stimulation électrique périphérique transcutanée sur le contrôle postural. Dans un premier temps, deux modalités de stimulation électrique, i.e., excito-motrice et somatosensorielle, ont été appliquées lors de la réalisation d'un test postural afin de comparer leurs effets sur le contrôle postural. Les résultats n'ont montré aucun effet significatif lors de l'application de la stimulation excito-motrice ou somatosensorielle sur le contrôle postural. Dans un second temps, les effets de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural ont été analysés en fonction des performances posturales initiales (basales) des sujets. Les résultats ont montré que les sujets présentant un contrôle postural initial (sans stimulation) moins efficient ont tiré parti des informations induites par la stimulation somatosensorielle et ont amélioré leur contrôle postural. A l'inverse, les sujets présentant un contrôle postural initial plus efficient n'ont pas tiré parti des informations induites par la stimulation somatosensorielle et n'ont pas amélioré leur contrôle postural. Ces résultats seraient dus à une variabilité interindividuelle dans la capacité à exploiter les informations sensorielles émanant d'une part de la régulation posturale, et d'autre part de la stimulation somatosensorielle. Enfin, les effets d'un protocole non-fatigant composé de contractions induites volontairement et électriquement sur le contrôle postural ont été étudiés. Les résultats ont montré que l'exercice volontaire améliore immédiatement et durablement le contrôle postural alors que l'exercice électro-induit produit une légère amélioration du contrôle postural seulement après plusieurs minutes de récupération. Par ailleurs, les effets sont significativement plus marqués après l'exercice volontaire qu'après l'exercice électro-induit. Cela peut s'expliquer par l'engagement cognitif impliqué durant l'exercice volontaire. Celui-ci aurait alors pour conséquence d'optimiser les processus attentionnels, ce qui facilite le contrôle postural. Par ailleurs, la modalité d'action des contractions volontaires (i.e., isométrique) a probablement permis d'augmenter la sensibilité des récepteurs proprioceptifs musculaires, facilitant ainsi l'activation des neurones fusimoteurs γ et la coactivation α - γ .

Mots clés : Stimulation électrique excito-motrice ; stimulation électrique somatosensorielle ; variabilité interindividuelle ; échauffement local ; exercice volontaire ; exercice électro-induit ; contrôle postural

LISTE DES ABBRÉVIATIONS

APA : anticipatory postural adjustments/ajustements posturaux anticipés
BK : bandes de kinésiologie
CAR/NAV : central activation ratio/niveau d'activation volontaire
CG : centre de gravité
CONT : control
COP/CP : centre of pressure/centre des pressions des pieds
COP_S/COPs : centre of pressure surface
COPx : mediolateral centre of pressure velocity
COPy : anteroposterio centre of pressure velocity
CPA : compensatory postural adjustments/ajustements posturaux compensés
EI : electro-induced/électro-induit(e)
EX : excitomotor
FES : functional electrical stimulation
FNM : fuseaux neuromusculaires
MHR : maximal heart rate
MVC/CMV : maximal voluntary contraction/contraction maximale volontaire
NMES : neuromuscular electrical stimulation
OTG : organes tendineux de Golgi
SD : standard deviation
SEPT : stimulation électrique périphérique transcutanée
SNC : système nerveux central
SOL : soléaire
SS : somatosensory
TA : tibial antérieur
TENS : transcutaneous electrical nerve stimulation
UM : unité(s) motrice(s)
VOL : voluntary
WB-EMS : whole body electromyostimulation

Introduction générale

La stimulation électrique neuromusculaire est aujourd'hui un outil largement utilisé dans le cadre de la rééducation fonctionnelle (ou réhabilitation) et de l'optimisation de la performance sportive et/ou motrice (Lake, 1992). Elle permet d'induire des contractions musculaires artificiellement, i.e., sans l'intervention de la commande volontaire (structures corticales). A ce titre, la stimulation électrique peut être utilisée pour produire et/ou assister des mouvements chez des populations présentant un déficit moteur (Doucet et al., 2012). Dans le champ de la réhabilitation, la stimulation électrique permet également de préserver, de restaurer et d'améliorer les propriétés contractiles du muscle et la fonction motrice (Maffiuletti, 2010). Elle permet également des prises en charge cliniques/thérapeutiques grâce à ses effets antalgiques (Sluka et Walsh, 2003). Dans le champ sportif, elle contribue à optimiser les qualités musculaires comme la force ou l'endurance (Brocherie et al., 2005; Porcari et al., 2005). Enfin, la stimulation électrique est aussi un outil d'investigations neurophysiologiques. En effet, elle peut être utilisée pour évaluer l'état et le fonctionnement du système neuromusculaire (Rutherford et al., 1986).

Dans le cadre de l'amélioration de la fonction motrice, l'application répétée ou chronique de la stimulation électrique induit des adaptations physiologiques aux niveaux périphérique et central de l'organisme (Martin et al., 1993). Les adaptations centrales induites pourraient donc possiblement contribuer à améliorer le rendement moteur y compris le contrôle du mouvement. Ainsi, le contrôle postural pourrait être affecté par la stimulation électrique neuromusculaire (Paillard, 2020). Le contrôle postural est un acte moteur fondamental qui influence fortement les activités quotidiennes et les activités du champ sportif. En position érigée, il a pour fonction de lutter contre la gravité et de préparer l'action motrice à venir (Massion, 1994). La stimulation électrique fait l'objet d'un nombre de recherches croissant visant à améliorer le contrôle postural (Dickstein et al., 2006; Gravelle et al., 2002; Laufer et Dickstein, 2007; Magalhães et Kohn, 2014; Ross, 2007; Severini et Delahunt, 2018). C'est

précisément autour de cet enjeu que ce travail de thèse va s'articuler afin de répondre à des questions qui, à ce jour, manquent d'éléments de réponse, ou n'ont pas encore été traitées.

Outre la stimulation électrique neuromusculaire qui engendre des contractions musculaires tangibles, un autre type de stimulation électrique peut induire des informations sensorielles (sensations) sans induire de contractions musculaires directes et visibles. Il s'agit notamment de la stimulation électrique somatosensorielle, qui est susceptible de stimuler la voie sensorielle mais pas la voie motrice directement, ou seulement par voie réflexe (éventuellement). En application aigue, la stimulation somatosensorielle permettrait d'améliorer le contrôle postural (Dickstein et al., 2006; Gravelle et al., 2002; Laufer et Dickstein, 2007; Magalhães et Kohn, 2014; Ross, 2007; Severini et Delahunt, 2018). Cependant, certains travaux n'ont observé aucun effet de ce type de stimulation sur le contrôle postural (Demneh-Sadeghi et al., 2015; Rugelj et al., 2020). Si certaines différences méthodologiques sont à l'origine de l'hétérogénéité des résultats, d'autres paramètres peuvent entrer en jeu, notamment la prise en compte de la variabilité individuelle (Pavaiier et al., 2016) des effets que la stimulation somatosensorielle induit. Par ailleurs la stimulation électrique neuromusculaire, qui peut être considérée comme une stimulation excito-motrice (qui induit une contraction musculaire visible), a systématiquement été utilisée en application aigue pour perturber le contrôle postural dans le cadre de la fatigue musculaire (Hachard et al., 2019; Paillard et al., 2010a). Ainsi, la question d'un potentiel effet bénéfique lié à l'application d'une stimulation excito-motrice sur le contrôle postural reste ouverte.

L'objectif de ce travail est donc d'explorer les effets immédiats (concomitant à la tâche posturale) et aigus (exercice précédent la tâche posturale) de la stimulation électrique somatosensorielle et excito-motrice sur le contrôle postural. Dans un premier temps, le cadre et les enjeux de ce travail seront abordés à travers l'état de la littérature actuelle. Afin de répondre aux problématiques posées, trois études ont été réalisées et seront décrites dans un second temps. Enfin,

une troisième partie permettra de discuter des résultats et d'apporter de nouvelles perspectives de recherche au présent travail.

PARTIE I – Cadre théorique

1. Equilibre et contrôle postural

1.1. Généralités

1.1.1. Définition de la posture et de l'équilibre

La posture se définit comme la position des divers segments corporels à un moment donné (André-Thomas, 1940). En condition écologique, les mouvements liquidiens et les contractions des muscles cardiaques et respiratoires assurant les fonctions vitales contribuent à générer des oscillations posturales permanentes (Conforto et al., 2001; Jeong, 1991). Ces dernières sont également causées par l'incapacité du système neuromusculaire à maintenir une tension musculaire constante (De Luca et al., 1982). L'équilibre n'est donc jamais acquis durablement. Le contrôle postural est, par définition, le processus de contrôle/maintien d'une posture. Les mécanismes de l'équilibration consistent à organiser la posture de façon à ce que la verticale passant par le centre de gravité (CG) se projette à l'intérieur du polygone de sustentation (Massion, 1992). Le centre des pressions des pieds (CP) correspond au point d'application de la résultante des forces verticales au sol. Il est distinct du CG, et lorsque la position du CG est différente de celle du CP, un moment de force apparaît et crée un déséquilibre vers l'avant (lorsque le CG passe devant le CP) ou vers l'arrière (lorsque le CG est derrière le CP). Enfin il est possible de distinguer deux conditions d'équilibre liées aux propriétés du support. L'équilibre « statique » correspond à une situation posturale où la surface d'appui du corps se ne déforme et ne se déplace pas, tandis que l'équilibre « dynamique » se rapporte à une situation dans laquelle la surface d'appui se déforme et/ou se déplace en permanence (Paillard, 2016).

1.1.2. Systèmes régulateurs de la posture et de l'équilibre

Le contrôle postural est un acte moteur fondamental. La perception des informations sensorielles par le système nerveux périphérique, puis leur traitement par le système nerveux central sont déterminants dans le processus de régulation posturale. Les mécanismes de la régulation posturale sont déclenchés à partir des informations sensorielles émanant principalement des systèmes visuel, vestibulaire, cutané et proprioceptif (Massion, 1994). Une multitude de systèmes sensoriels

sont impliqués dans la régulation de l'équilibre. L'ensemble des informations perçues par l'organisme est appelé somesthésie (Hollins, 2010). Elle regroupe la proprioception (sensibilité aux positions et aux mouvements du corps et des segments), l'extéroception (sensibilité aux stimulations extérieures à l'organisme) et l'intéroception (sensibilité à l'état interne du corps, informant par exemple de la douleur ou de la température corporelle). La prise en compte de toutes ces informations nous permet d'ajuster notre posture en fonction de la situation posturale perçue et de l'environnement.

Les informations visuelles sont captées par les photorécepteurs de la rétine (i.e., les cônes et les bâtonnets), puis transmises jusqu'au cortex visuel primaire via le nerf optique, où elles sont décodées pour élaborer la perception visuelle. Les cônes, concentrés au centre la rétine, sont sensibles aux formes (repères visuels de verticalité) et aux couleurs, alors que les bâtonnets, situés en périphérie de la rétine, sont sensibles à la lumière et au mouvement. Les visions centrale et périphérique sont complémentaires dans la régulation posturale, mais la vision périphérique étant plus sensible aux mouvements de l'environnement (O'Connell et al., 2017), elle serait prédominante en condition d'équilibre dynamique. La contribution de la vision dans le contrôle postural a largement été étudiée, et de nombreuses études ont montré que la privation des entrées visuelles entraînent une augmentation des oscillations posturales (Collins et De Luca, 1995; Peterka, 2002).

Le système vestibulaire (ou labyrinthique postérieur) détecte les positions et les mouvements (accélérations) de la tête dans les trois dimensions. Il est constitué des organes otolithiques, formé par l'utricule et le saccule, et de trois canaux semi-circulaires, remplis du liquide endolympatique. Les organes otolithiques sont sensibles aux mouvements linéaires alors que les canaux semi-circulaires (au nombre de trois, un par plan) sont sensibles aux rotations de la tête. L'utricule et le saccule sont recouverts d'une couche gélatineuse, surplombée d'une membrane composée d'otolithes dont la partie supérieure est constituée d'une fine couche de microcristaux de calcium. Cet ensemble forme les macules utriculaires et sacculaires (ou macula) et constitue le récepteur sensoriel otolithique (Khan et Chang, 2013). Les mouvements linéaires de la tête déplacent la membrane gélatineuse des maculas,

ce qui a pour conséquence d'incliner les cellules ciliées (connectées aux fibres afférentes), donnant une indication sur la direction du mouvement. Les récepteurs sensoriels des canaux semi-circulaires sont les crêtes ampullaires, situées dans les ampoules à l'intérieur de chaque canal. Elles contiennent les cellules ciliées qui sont connectées aux afférences et sont entourées par la cupule. Les mouvements angulaires de la tête provoquent un changement de position de la cupule dans l'ampoule, ce qui active les afférences des cellules ciliées et informe le système nerveux central (SNC) des mouvements de la tête (Khan et Chang, 2013).

Les récepteurs cutanés rendent compte de la sensibilité tactile (toucher/contact, pression, douleur, vibrations, variations de température). Ils se situent à différents niveaux sous la surface de la peau. Ces mécanorécepteurs sont classiquement répertoriés en deux types : les récepteurs à adaptation lente ou nulle, et les récepteurs à adaptation rapide (Birder et Perl, 1994). Les premiers renseignent sur l'intensité et la durée du stimulus alors que les seconds renseignent sur les variations du stimulus en fonction du temps. Les récepteurs cutanés plantaires sont représentés par les corpuscules de Meissner (à adaptation rapide, situés sous l'épiderme), les corpuscules de Pacini (à adaptation rapide, situés dans le derme et l'hypoderme), les disques de Merkel (à adaptation lente, situés à la base de l'épiderme), les corpuscules de Ruffini (à adaptation lente, situés dans le derme), et les terminaisons libres (situées dans l'épiderme). Leur rôle dans la régulation de l'équilibre est de fournir des informations sur la pression des soles plantaires et les textures du sol.

Les récepteurs proprioceptifs sont situés dans le muscle, dans les tendons et dans les articulations. Les propriocepteurs musculaires sont les fuseaux neuromusculaires (FNM). Ils sont sensibles à l'étirement du muscle. Les afférences des FNM sont regroupées dans la partie centrale des fibres intra-fusales. Les afférences Ia sont sensibles à la longueur et à la vitesse d'étirement, tandis que les afférences II sont sensibles à la longueur du muscle (Proske, 1997). Lors d'une contraction musculaire, les extrémités des fibres intrafusales, innervées par le motoneurone γ , sont raccourcies, entraînant un étirement de la partie centrale des FNM. Les afférences vont alors décharger afin

d'informer le SNC de l'état d'étirement des fibres intra-fusales. Lors de l'étirement du muscle, les fibres intrafusales sont également étirées. Les fibres Ia déchargent et font synapse avec un motoneurone α au niveau de la moelle épinière. Le motoneurone α assure la contraction du muscle étiré. Les FNM sont donc à l'origine du réflexe myotatique (Proske, 2005). Ils sont également fortement impliqués dans le maintien du tonus des muscles posturaux.

Les Organes Tendineux de Golgi (OTG) sont des récepteurs tendineux situés au niveau de la jonction myotendineuse. Ils sont sensibles à la tension exercée par le muscle. Ils sont constitués d'une fibre afférente Ib, et dépourvu d'efférence. Au niveau médullaire, les fibres Ib sont connectées à un interneurone inhibiteur du motoneurone α . Les OTG sont donc à l'origine du réflexe myotatique inverse (ou réflexe tendineux ou d'inhibition autogénique). Ils ont une fonction de protection lorsque la tension exercée est excessive (Houk et Simon, 1967).

Enfin, les récepteurs articulaires renseignent sur les positions, les tensions et les accélérations des structures articulaires. Ils sont représentés par les récepteurs de Golgi et de Pacini, situés à l'extérieur de la capsule articulaire, et par les corpuscules de Ruffini, situés à l'intérieur de la capsule. Au niveau du rachis cervical, ces récepteurs ont un rôle particulièrement important dans la régulation posturale puisqu'ils informent des mouvements de la tête (Paillard, 2021a).

1.1.3. Les ajustements posturaux

Les ajustements posturaux sont des actions musculaires qui interviennent dans la régulation de l'équilibre. Ces ajustements peuvent être compensés (ils sont déclenchés après la perturbation) ou anticipés (ils sont déclenchés avant l'apparition d'une perturbation) (Belen'kiï et al., 1967; Nashner et McCollum, 1985).

Les ajustements posturaux compensés surviennent en réaction à une perturbation et permettent d'ajuster l'équilibre par des mécanismes de rétroaction (Scariot et al., 2016). Ils regroupent les accompagnements posturaux et les réactions posturales. Les accompagnements posturaux affinent l'équilibre au cours du mouvement, alors que les réactions posturales surviennent à la fin du

mouvement (Paillard, 2021a). Par exemple, lorsque le support sur lequel se tient un individu bouge horizontalement, on peut observer des patrons d'activité musculaire stéréotypés des jambes et du tronc, avec une latence de 73 à 110 ms (Horak et Nashner, 1986). Les ajustements posturaux compensés dépendent de plusieurs facteurs, notamment de la disponibilité des informations sensorielles des individus (Dimitrova et al., 2004), de la taille du support (Horak et Nashner, 1986), du caractère prédictible de la perturbation et des instructions données avant la réalisation d'un test postural (Burleigh et Horak, 1996).

Les ajustements posturaux anticipés surviennent avant une perturbation dans le but d'en minimiser les effets (Belen'kiï et al., 1967; Bouisset et Zattara, 1987; Massion, 1994; Santos et al., 2010a). Ils apparaissent uniquement lorsque la perturbation est prévisible (Santos et al., 2010b), comme par exemple lors de la réalisation d'un mouvement volontaire, suggérant qu'ils sont le résultat de réponses motrices préprogrammées (Bouisset et Zattara, 1987). Il existe une relation étroite entre les ajustements posturaux anticipés et compensés. Plus les ajustements posturaux anticipés sont justes et précis, plus les ajustements posturaux compensés sont discrets/minimes en présence d'une perturbation posturale (Santos et al., 2010a). La figure 1 illustre l'activité électromyographique caractéristique des ajustements posturaux anticipés et compensés.

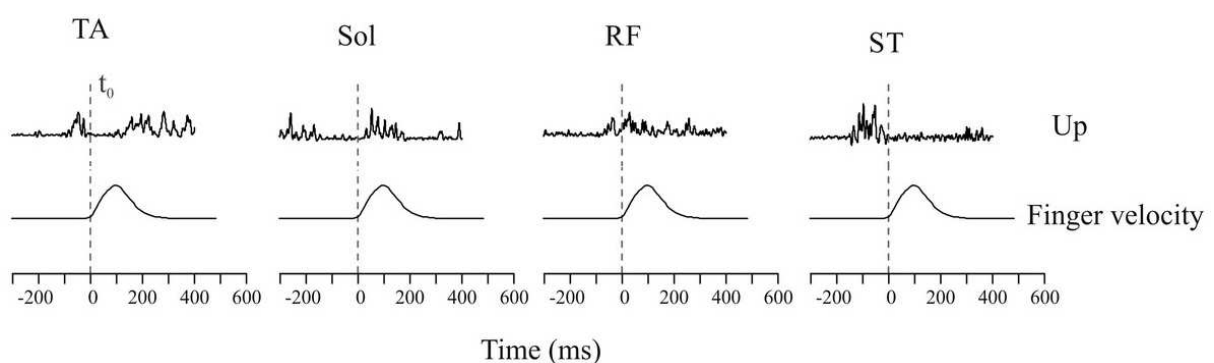


Figure 1. Activité électromyographique des muscles Tibialis Anterior (TA), Soleus (SOL), Rectus Femoris (RF) et Semitendinosus (ST) associée à la réalisation d'un mouvement de pointage manuel. La ligne pointillée verticale marque le début du mouvement du doigt (t_0). Les activités musculaires observées avant t_0 caractérisent les ajustements posturaux anticipés (APA) (adapté de Callegari et al., 2018).

Le SNC commande et contrôle les ajustements posturaux et peut adopter plusieurs stratégies régulatrices de l'équilibre.

1.1.4. Les stratégies de régulation

Les stratégies posturales permettent de maintenir l'équilibre et se distinguent en fonction de l'organisation segmentaire, de l'ordre d'activation des chaînes musculaires et de la pondération des informations sensorielles (Paillard, 2021a).

La stratégie d'organisation segmentaire regroupe quatre stratégies de régulation articulaire : la stratégie de cheville (l'équilibre est ajusté selon un modèle du pendule inversé simple, c'est-à-dire que la cheville constitue le point d'ancrage à l'initiation des mouvements, le reste du corps étant considéré comme rigide), la stratégie de hanche (les mouvements de régulation s'effectuent majoritairement autour de la hanche), la stratégie verticale (permettant d'abaisser le centre de gravité par une flexion de genou), et la stratégie du pas en avant, en arrière ou sur le côté (Horak et Nashner, 1986).

Concernant l'ordre d'activation des chaînes musculaires (on parle aussi de stratégie chronologique), les mouvements de régulation de l'équilibre peuvent être chronologiquement initiés par la tête (stratégie descendante, « top-down »), par les pieds (stratégie ascendante, « bottom-up »), ou peuvent être initiés de manière mixte (Assaiante et Amblard, 1995).

Enfin, la stratégie sensorielle repose sur le fait que l'importance donnée aux informations visuelles, vestibulaires et somatosensorielles varie en fonction de l'environnement (Horak, 2006). Dans le flux d'informations sensorielles reçues, le SNC sélectionne et hiérarchise l'importance de ces informations. Par exemple, dans certaines disciplines la vision est fondamentale et contribue notamment à traiter les informations relatives aux positions des adversaires, des coéquipiers ou d'une balle. Pour d'autres disciplines se pratiquant dans un environnement stable, le SNC accorde davantage d'importance aux informations proprioceptives (Han et al., 2015a). L'importance de certaines informations sensorielles minimise l'intérêt d'autres informations.

La prévalence des stratégies adoptées dépend de l'individu, de son expérience motrice et du contexte sensoriel dans lequel il se trouve (Creath et al., 2005; Maurer et al., 2006).

1.2. Influence des informations sensorielles augmentées sur la fonction posturale

La fonction posturale et d'équilibration comprend une composante sensorielle, intégrative et motrice. La composante sensorielle repose sur la capacité de ses récepteurs à détecter des signaux, qui, une fois intégrés par la composante centrale, facilitent la représentation du corps dans l'espace. Il est possible d'améliorer artificiellement cette fonction sensorielle en apportant un flux d'informations supplémentaires sur la base de dispositifs matériels additionnels.

1.2.1. Sur la base de supports matériels

Certains matériels exogènes appliqués directement sur la peau ont fait l'objet de nombreuses recherches visant à explorer leurs effets sur le contrôle postural. Des supports matériels comme les vêtements de compression, les bandes de kinésiologie et les supports texturés ont notamment été utilisés (figure 2).

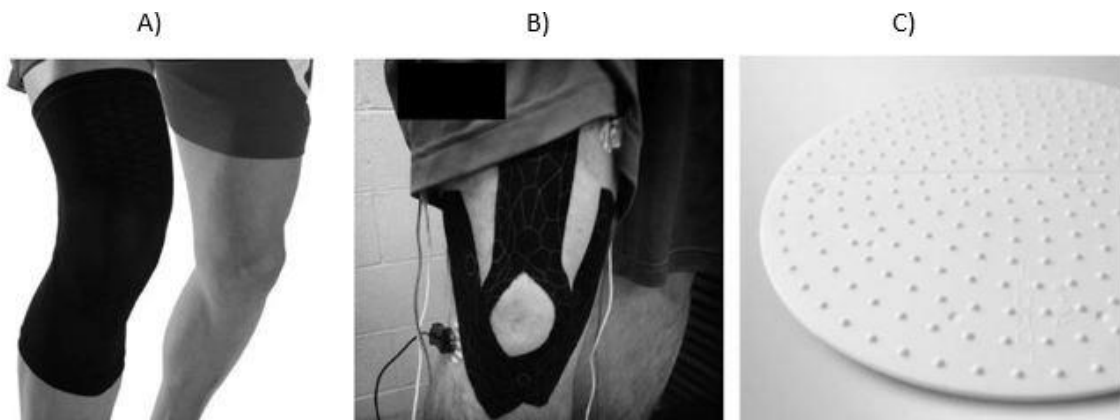


Figure 2. Les différents supports matériels. A) Vêtements de compression (Cavanaugh et al., 2016). B) Bandes de kinésiologie (Cavanaugh et al., 2016). C) Support texturé (Palazzo et al., 2021)

1.2.1.1. Les vêtements de compression

Les vêtements compressifs du membre inférieur (chaussettes hautes, manchons courts ou manchons longs i.e., sur toute la longueur de la jambe) constituent une technique qui s'est récemment

répandue dans le champ sportif pour ses effets bénéfiques sur la performance et la récupération (Born et al., 2013; Brown et al., 2017; Engel et al., 2016). Cependant, des revues de la littérature traitant spécifiquement de cet aspect ne soutiennent que partiellement l'existence d'effets bénéfiques. Le contrôle de l'équilibre faisant partie intégrante de la performance sportive puisqu'il a pour fonction le soutien et la préparation à l'action (Massion, 1992), il est pertinent d'étudier les effets des vêtements compressifs sur le contrôle postural. A l'instar de ce que l'on peut observer pour l'ensemble des qualités physiques, les effets de ces vêtements compressifs sur le contrôle postural sont très hétérogènes et peuvent même parfois être contradictoires (Baige et al., 2020b). Par exemple, un vêtement compressif sur le pied et la cheville n'a pas d'effet sur la proprioception ni sur le contrôle postural bipodal en condition yeux ouverts (Hijmans et al., 2009) ou monopodal en condition yeux fermés (Bernhardt et Anderson, 2005). Du fait des effets bénéfiques sur la récupération, Cavanaugh et al. (2016) ont évalué la performance posturale avant et après un protocole de fatigue du membre inférieur. Les tests étaient réalisés avec et sans manchons de compression autour du genou. Bien que le protocole de fatigue n'ait pas affecté les tests posturaux, les résultats n'ont montré aucun effet des manchons de compression sur la performance posturale (Cavanaugh et al., 2016). Lorsque les chaussettes de compression sont portées pendant les entraînements (exercices d'équilibre et d'agilité) et avec différents niveaux de compression, le contrôle postural en condition statique et dynamique n'a pas été significativement amélioré chez des personnes saines et actives (Jaakkola et al., 2017).

Cependant, plusieurs études montrent un effet positif des vêtements de compression sur le contrôle postural. Par exemple, la stabilité lors d'un test postural monopodal est significativement améliorée chez des sujets opérés d'une rupture du ligament croisé antérieur un an auparavant lorsqu'ils portent un manchon de compression sur le membre lésé (Kuster et al., 1999). Chez des athlètes féminines, le port de manchons de compression sur toute la longueur de la jambe (en passant sous le talon) permet d'optimiser le contrôle postural, mais uniquement en condition yeux fermés (Michael et al., 2014). Le port de chaussettes de compression (remontant jusqu'au genou) a un effet bénéfique sur la stabilité posturale lorsque la surface du support est dure ou en mousse (Woo et al.,

2018). Ces auteurs ont d'ailleurs montré que les différents niveaux de compression utilisés ne permettaient pas de dégager des effets différenciés selon le niveau de compression. Enfin, chez des sujets souffrant d'instabilité chronique de la cheville, le port d'un vêtement de compression autour de la cheville lésée permet d'améliorer la stabilité posturale (You et al., 2004).

Finalement, on observe une grande variabilité de résultats concernant les effets des vêtements de compression sur le contrôle postural. Cette variabilité peut s'expliquer par les variations des qualités intrinsèques des individus à s'équilibrer. En effet, alors que les patients souffrant d'instabilité chronique de la cheville ont amélioré leur équilibre en portant un vêtement compressif autour de la cheville, cela n'a pas été le cas chez des patients sains (You et al., 2004). Ces auteurs ont différencié ces deux populations selon leur acuité proprioceptive : une faible acuité proprioceptive pour les sujets victime d'instabilité chronique de la cheville, et une acuité proprioceptive élevée pour les sujets sains (You et al., 2004). Cette hypothèse a récemment été relayée par Baige et al. (2020b), qui ont montré que la capacité à profiter des effets des manchons de compression dépendait de l'aptitude des participants à s'équilibrer ainsi que de leur préférence sensorimotrice. En effet, dans un groupe d'athlètes de haut niveau, ceux qui ont profité des effets bénéfiques des manchons de compression au niveau de la jambe sont ceux qui oscillaient le moins lors des tests posturaux (condition d'équilibre statique, yeux fermés) (Baige et al., 2020b). Il semblerait qu'une relation en forme de « U » existe et que les individus qui pourraient profiter de tels supports sont ceux qui présentent un déficit proprioceptif et ceux qui, à l'inverse, ont une acuité proprioceptive très développée (Baige et al., 2020b). Les mêmes auteurs ont d'ailleurs montré qu'au sein d'un groupe d'athlètes, ceux qui présentaient des caractéristiques spatio-temporelles du déplacement du centre des pressions initiales élevées ont significativement amélioré leur contrôle postural lorsqu'ils portaient un manchon de compression, comparativement à ceux qui présentaient des caractéristiques spatio-temporelles du déplacement du centre des pressions initiales plus faibles (Baige et al., 2020a).

1.2.1.2. Les bandes de kinésiologie

Les bandes de kinésiologie (BK) ont récemment gagné en popularité dans le domaine sportif et dans le domaine clinique pour soulager les tensions musculaires et traiter les troubles musculosquelettiques (Gök et al., 2019). Les effets sur le contrôle postural ont fait l'objet d'un nombre croissant d'études durant les trois dernières décennies, mais les résultats ne s'accordent pas tout le temps.

En effet, l'application de BK au niveau du triceps sural ne permet pas d'améliorer les performances de saut vertical et horizontal, et ne permet pas non plus d'améliorer l'équilibre dynamique chez des sujets sains et entraînés masculins et féminins (Nunes et al., 2013). Des résultats similaires ont été rapportés, sans effets optimisant immédiatement et après 24h de port de BK (Nakajima et Baldrige, 2013). Les auteurs ont cependant observés des effets bénéfiques uniquement pour les participantes féminines après 24h d'application des BK (Nakajima et Baldrige, 2013). Des effets bénéfiques sur des participantes féminines saines ont aussi été observés dans le cadre d'une application régulière de BK (Akbari et al., 2014), mais pas lors d'une application immédiate chez des danseuses (Botsis et al., 2019) ou des femmes saines actives (Fayson et al., 2013; Lins et al., 2016). Cavanaugh et al. (2016) ont étudié les effets des BK sur l'équilibre dynamique au sein d'une population de sujets sains et actifs masculins et féminins. Ils ont montré que l'application de BK autour du genou n'avait pas d'effets sur l'équilibre dynamique (Cavanaugh et al., 2016). Trois études décrivent pour leur part des effets optimisant des BK sur l'équilibre de sujets sains (sans distinction de genre) (Chang et al., 2018; Gök et al., 2019; Hlavackova et Vuillerme, 2012). Les divergences de résultats concernant l'application de BK afin d'améliorer le contrôle postural peuvent être dues aux différences méthodologiques, notamment celles utilisées pour évaluer l'équilibre et les variables étudiées.

Par contre, les effets bénéfiques des BK semblent plus marqués chez des populations présentant un déficit proprioceptif/d'équilibre (Fereyounnia et al., 2019; Lee et al., 2016; Tamburella et al., 2014).

1.2.1.3. Les matériels texturés

Les matériels texturés concernent l'ensemble des textures appliquées sous le pied (via une semelle ou sur le support directement) et leur application a pour objectif d'augmenter le nombre de récepteurs cutanés stimulés afin d'optimiser la fonction sensorielle du système postural (Kenny et al., 2019). Les effets rapportés manquent néanmoins d'homogénéité.

Corbin et al. (2007) ont montré que l'application d'une semelle texturée pouvait améliorer le contrôle postural en condition bipodale avec les yeux fermés chez des sujets jeunes, sains et actifs. En revanche, les effets bénéfiques de la semelle n'apparaissent pas en condition monopodale avec les yeux fermés (Corbin et al., 2007). Les auteurs avancent que l'application d'une semelle texturée permet de compenser le déficit des informations visuelles mais pas le déficit des informations visuelles et proprioceptives combinées dans la station monopodale (Corbin et al., 2007). Qiu et al. (2012) ont également observé que le contrôle postural de sujets jeunes et sains était amélioré en présence d'une semelle texturée. Ils précisent néanmoins que les effets sont significatifs uniquement dans le cadre de l'application d'une semelle texturée à surface dure. Aucun effet n'a été observé lors de l'application d'une semelle texturée à surface souple (Qiu et al., 2012). Une autre étude impliquant des sujets jeunes et sains a montré que des supports texturés n'avaient pas d'effets sur le contrôle postural bipodal avec les yeux ouverts, ni sur l'activité électromyographique des muscles posturaux (Hatton et al., 2009). En revanche, ces auteurs suggèrent que des effets bénéfiques pourraient être mis en évidence dans des conditions posturales plus difficiles (dynamique, post-fatigue, par exemple) ou chez des sujets présentant une fonction posturale altérée (Hatton et al., 2009). L'application d'un support texturé améliore en effet le contrôle postural bipodal en condition yeux fermés et yeux ouverts chez des sujets âgés (Palazzo et al., 2021). Cependant, des sujets jeunes et sains participaient également à cette étude, et des résultats similaires ont été observés (Palazzo et al., 2021).

L'application de supports texturés n'est pas systématiquement bénéfique pour le contrôle postural de sujets jeunes et sains. L'hétérogénéité des résultats peut s'expliquer par les différentes

conditions d'évaluation. En fait, comme l'ont souligné Hatton et al. (2009), les conditions d'équilibre les plus difficiles seraient les plus favorables à l'apparition de mécanismes optimisant le contrôle postural en présence de matériels texturés.

1.2.2. Sur la base de matériel stimulant

Les techniques d'optimisation du contrôle postural sont nombreuses et certaines font appel à des stimulations de nature mécanique, notamment les rouleaux de massage et les plateaux vibrants (figure 3).

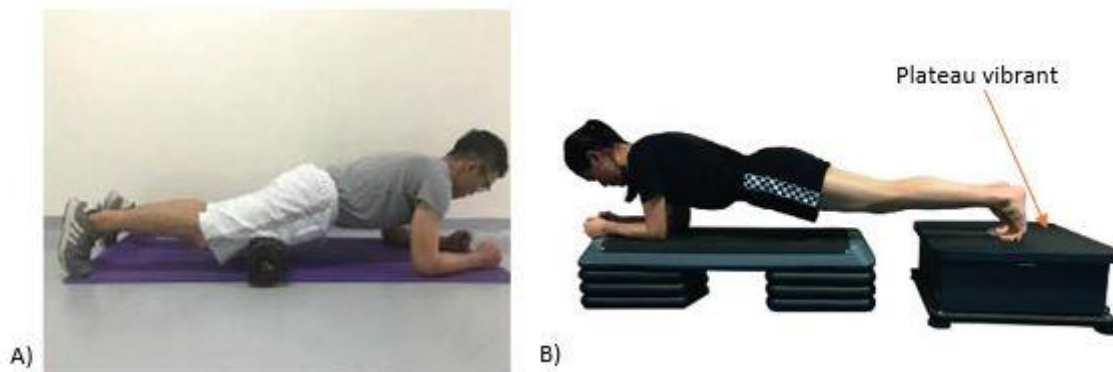


Figure 3. Les matériels stimulants. A) Le rouleau de massage (Lee et al., 2018). B) Le plateau vibrant (Zheng et al., 2021)

1.2.2.1. Les rouleaux de massage

Parmi les stimulations mécaniques, on trouve les rouleaux de massage. Le principe est d'utiliser le rouleau pour créer une pression locale sur une ou toute une partie de la surface du membre (Lee et al., 2018). L'effet recherché est principalement le relâchement musculaire. Ceci permet de faciliter la récupération, l'amplitude articulaire et la prévention contre les blessures (Junker et Stöggel, 2019). Lorsqu'un rouleau de massage est utilisé durant 6 minutes sur les quadriceps et les ischio-jambiers, la performance lors de la réalisation d'un test d'équilibre dynamique est significativement améliorée (Lee et al., 2018). Par ailleurs, lorsque le rouleau de massage est utilisé sur différents groupes musculaires -i.e., sous la plante du pied pendant 60 secondes, sur les triceps suraux pendant 80 secondes, sur les ischio-jambiers pendant 80 secondes, sur les muscles glutéaux pendant 50 secondes, sur les érecteurs lombaires pendant 50 secondes et sur les muscles suboccipitaux pendant 40 secondes-, le contrôle

postural dynamique est amélioré (Zhang et al., 2020). Cependant, plusieurs études n'ont rapporté aucun effet bénéfique du rouleau de massage sur le contrôle postural. L'utilisation d'un rouleau de massage sur les muscles postérieurs de la jambe n'a notamment pas amélioré le contrôle postural monopodal en condition yeux fermés chez des sujets jeunes, sains et actifs (Halperin et al., 2014). Dans ce protocole, les sujets ont utilisé le rouleau sur une durée totale de 90 secondes (3x30s, avec 10s de repos). Lorsque le rouleau de massage est utilisé de manière régulière (2 séances par semaine pendant 8 semaines), aucun effet n'a également été observé sur le test d'équilibre en Y chez des sujets jeunes, sains et actifs (Junker et Stöggl, 2019). Par contre, les travaux de Lee et al. (2018) ont montré que l'utilisation de rouleaux de massage vibrant permet d'améliorer le contrôle postural. Dans cette étude, le rouleau était utilisé sur les quadriceps et les ischio-jambiers sur une durée totale de 6 minutes (Lee et al., 2018). Aucune différence significative n'a été observée entre les effets du rouleau de massage vibrant et ceux du rouleau de massage non-vibrant (Lee et al., 2018). Pourtant, la vibration est également une stratégie de stimulation utilisée afin d'améliorer le contrôle postural. Ainsi, un cumul des effets aurait pu être attendu.

1.2.2.2. Les plateaux vibrants

Wilson et al. (2018) ont constaté sur la base d'une analyse électromyographique que le temps de latence en réponse à une perturbation diminue à l'issue d'une stimulation induite par des plateaux vibrants. Plus précisément, ils ont observé que l'activité électromyographique moyenne de la musculature distale diminuait tandis que celle de la musculature proximale augmentait (Wilson et al., 2018). Ces résultats pourraient suggérer des effets bénéfiques sur le contrôle postural. Pourtant les effets de la vibration sur le contrôle postural sont parfois mitigés. Certaines études ont effectivement rapporté des effets optimisant tandis que d'autres études n'ont montré aucun effet significatif. Cloak et al. (2016) ont montré que trois séries de 60 secondes d'utilisation d'un plateau vibrant ont amélioré le contrôle postural sur la base de différentes tâches d'équilibration (plate-forme et test d'équilibre Y) chez des athlètes de niveau élite. Ceci étant, le type de sujets pourrait influencer le résultat puisque

des sportifs amateurs n'ont pas amélioré leur contrôle postural pour l'ensemble des tâches d'équilibration réalisées (Cloak et al., 2016). Des résultats davantage nuancés ont été rapportés par Despina et al. (2014) avec un groupe d'athlète de niveau élite en gymnastique rythmique. Aucun effet n'a été observé immédiatement après l'utilisation de plateaux vibrants. L'effet optimisant n'est apparu que 15 minutes après l'interruption de la vibration pour seulement un seul des deux tests posturaux réalisés (indice de stabilité et test en étoile) (Despina et al., 2014). Par ailleurs, une session de 4 minutes d'exercices sur plateau vibrant a produit des effets bénéfiques significatifs 2 minutes après l'arrêt de la vibration, comparativement à 4 minutes d'exercices sur plateau non-vibrant (Torvinen et al., 2002). Le protocole était réalisé avec des sujets sains et la fréquence de vibration était augmentée toutes les minutes. En revanche, 60 minutes après l'arrêt de la vibration, les effets sur le contrôle postural disparaissaient (Torvinen et al., 2002). Enfin, chez des femmes saines et actives (67 ans en moyenne), une session de vibration sur plateau vibrant (trois fois 1 minute) n'a pas montré d'effets bénéfiques sur le contrôle postural (Gomes et al., 2018).

Les résultats concernant l'effet des plateaux vibrants sur le contrôle postural ne permettent pas de dégager un consensus, sans doute à cause de la variabilité des protocoles concernant la fréquence et la durée de vibration, l'activité des individus pendant la vibration et leur statut physiologique (athlètes de haut niveau versus sportifs amateurs).

1.2.3. Sur la base de manipulations

Des manipulations sensorielles peuvent également s'opérer sans matériel spécifique. Elles consistent à mobiliser un ou plusieurs segments de manière passive ou active dans le cadre d'une hétéro-manipulation ou d'une auto-manipulation.

1.2.3.1. Hétéro-manipulations

Les hétéro-manipulations comprennent principalement des massages, des mobilisations segmentaires et articulaires, et des thérapies manuelles pratiquées par un praticien, dans le but d'augmenter l'extensibilité des tissus et l'amplitude articulaire, de moduler la douleur, et de relâcher

les segments mobilisés (Espí-López et al., 2018). Par exemple, dans un groupe de jeunes femmes saines, un massage de 20 minutes réalisé sur plusieurs groupes musculaires (muscle du membre inférieur, érecteurs du rachis et de la tête) a permis d'améliorer le contrôle postural 3 minutes et 15 minutes après l'intervention (Ciešlik et al., 2017). Cette étude semble être la seule à traiter des effets des massages sur le contrôle postural avec une population de sujets sains. Par contre, de nombreuses études incluent une population de sujets âgés, pathologiques, et/ou blessés (Sefton et al., 2012; Tütün Yümin et al., 2017; Vaillant et al., 2009; Wikstrom et al., 2017). Ces travaux démontrent les effets bénéfiques du massage sur le contrôle postural pour ces populations. En combinant un massage avec une mobilisation du pied et de la cheville, Vaillant et al. (2009) ont démontré des effets positifs sur le contrôle postural monopodal de personnes âgées et saines. Chez des patients hémiplegiques, la seule mobilisation du pied par un kinésithérapeute (étirement, mouvement de flexion/extension, pression, etc.) permet également d'améliorer le contrôle postural (Kim et al., 2015). Chez les sujets sains, les résultats sont variés. Si Wassinger et al. (2014) ont montré une amélioration du contrôle postural dynamique après une manipulation du pied, Albuquerque-Sendín et al. (2009) ont conclu que, malgré une tendance statistique, les effets observés ne permettent pas d'affirmer qu'une manipulation talo-crurale améliore le contrôle postural. Plus précisément, les effets pourraient varier selon la tâche posturale effectuée. Pour un test d'équilibre dynamique (test d'équilibre Y), les effets d'une stimulation manuelle de la surface plantaire pendant 10 minutes sont optimisant, alors qu'ils ne le sont pas pour un test d'équilibre statique (Ruescas-Nicolau et al., 2019). Des résultats similaires ont été rapportés par Malaya et al. (2020), à la seule différence que la manipulation était de nature chiropratique et concernait les membres inférieurs et supérieurs.

1.2.3.2. Auto-manipulations

Les techniques d'auto-manipulations concernent des interventions pouvant être réalisées par un individu de manière autonome, c'est-à-dire sans l'intervention d'une personne tierce ou sans

l'utilisation d'un matériel spécifique. Aussi, les étirements et l'échauffement sont considérés dans ce travail comme des auto-manipulations.

Concernant les étirements, les effets sont parfois contradictoires. Par exemple, des étirements statiques du membre inférieur ont permis d'améliorer le contrôle postural dynamique chez des sujets jeunes et sains, mais aucun effet n'a été observé chez des surfeurs, considérés comme une population davantage familiarisée avec des tâches d'équilibre (Nelson et al., 2012). Des effets bénéfiques ont aussi été démontrés après des étirements statiques des quadriceps et des ischio-jambiers sur un test d'équilibre en Y (Lee et al., 2018). Costa et al. (2009) rapportent que 15 secondes d'étirements statiques du membre inférieur permettent d'améliorer la stabilité posturale chez des jeunes femmes saines. Enfin, un protocole de facilitation neuromusculaire des adducteurs/abducteurs de hanche basé sur la technique d'étirement « contracter-relâcher-étirer » a montré des effets optimisant sur le contrôle postural dynamique, notamment dans le plan medio-latéral (Szafraniec et al., 2018). A l'inverse, Behm et al. (2004) ont montré que le contrôle postural dynamique était détérioré lorsque des étirements statiques du membre inférieur étaient effectués avant la réalisation d'un test postural. Des résultats similaires ont été rapportés par Chatzopoulos et al. (2014), montrant que des étirements statiques du membre supérieur et inférieur avaient des effets dégradant sur le contrôle postural de jeunes femmes saines. Lorsque les étirements sont focalisés sur un groupe musculaire pendant trois minutes, i.e. les muscles extenseurs des chevilles, le contrôle postural est également altéré (Nagano et al., 2006). Lima et al. (2014) ont étiré les extenseurs de cheville de la jambe dominante d'un groupe de sujets jeunes et sains. Le contrôle postural monopodal ipsilatéral et controlatéral a été analysé. Les résultats ont montré des effets négatifs sur le contrôle postural ipsilatéral, mais aucun effet croisé (controlatéral) n'a été observé. Par ailleurs, après 10 minutes de récupération, les paramètres spatio-temporels du déplacement du centre des pressions retournent à leurs valeurs basales (Nagano et al., 2006).

La diversité des résultats relatifs aux effets des étirements sur le contrôle postural peut s'expliquer par la variété des protocoles utilisés et des tests posturaux réalisés. En effet, la localisation, la durée, l'amplitude et la modalité de l'étirement peuvent influencer fortement le résultat. Les mécanismes induits sont subtils. Les effets optimisant pourraient en effet être causés par une diminution de la sensibilité du réflexe d'étirement (Nelson et al., 2012), et les effets dégradant par une diminution de la raideur du complexe muscle-tendon, ce qui pourrait affecté la transmission de la force (Nagano et al., 2006).

Dans le champ sportif, l'échauffement est une technique basée sur un enchaînement de séquences motrices qui permet d'optimiser la performance et de prévenir le risque de blessure (Resende et al., 2020). Les effets optimisant de l'échauffement sont principalement dû à une augmentation de la température corporelle et musculaire, conduisant à une augmentation de la contractilité musculaire et du rendement moteur (Bishop, 2003). La composante motrice et la composante sensorielle du système postural pourraient être positivement affectée par un protocole d'échauffement. C'est en effet ce que démontre la littérature. Un protocole d'échauffement incluant 5 minutes de course à 2,5 m/s suivi d'étirements, ainsi qu'un protocole d'échauffement incluant 10 minutes de course à 2,5 m/s suivi d'étirements ont tous deux amélioré le contrôle postural chez des sujets jeunes et sains (Subasi et al., 2008). Le contrôle postural de sujets plus âgés et plus fragiles est également amélioré après un exercice initial, ce qui pourrait diminué le risque de chute (Fukusaki et al., 2016). Plus récemment, Paillard et al. (2018) ont étudié les effets d'un échauffement de 12 minutes sur ergocycle chez des jeunes sujets sains. Durant les 5 premières minutes, les sujets devaient maintenir leur fréquence cardiaque à 130 battements par minutes, puis 150 battements par minute pendant les 5 minutes suivantes, et enfin 170 battements par minute lors des 2 dernières minutes. Le contrôle postural monopodal (jambe dominante et non dominante) était évalué immédiatement après l'échauffement, puis après 2 minutes, 5 minutes, 10 minutes et 15 minutes de récupération. Les résultats ont montré qu'à partir de 10 à 15 minutes de récupération, le contrôle postural est amélioré pour les deux jambes, mais aucune différence significative n'a été observée immédiatement, 2 minutes

et 5 minutes après l'échauffement (Paillard et al., 2018). Cela s'explique par la forte activité des muscles cardiaques et respiratoires en fin d'échauffement, qui contribuent à amplifier les oscillations posturales. L'augmentation de l'excitabilité motoneuronale spinale (Burdet et al., 2011) et corticale (Morris et al., 2020), et l'augmentation de la vitesse de conduction nerveuse (Dioszeghy et Stålberg, 1992) pourraient être à l'origine de l'optimisation de la composante motrice du système postural. Par ailleurs, la composante sensorielle est positivement affectée par un échauffement. En effet, des travaux ont montré qu'après un protocole d'échauffement, la proprioception était améliorée (Bartlett et Warren, 2002; Bouët et Gahéry, 2000). L'augmentation de l'acuité proprioceptive pourrait suggérer une amélioration du contrôle postural, étant donné l'importance des informations proprioceptives dans la régulation de l'équilibre. Plus précisément, la sensibilité des propriocepteurs (FNM, OTG, récepteurs articulaires) et des récepteurs cutanés pourrait être augmentée sous l'effet d'un flux d'informations accru, ce qui serait susceptible d'affiner la représentation du corps dans l'espace (Bartlett et Warren, 2002; Bouët et Gahéry, 2000; Kim et al., 2015).

Les facteurs d'optimisation de la fonction posturale et d'équilibration ont été passés en revue. Cependant, les résultats demeurent pour la plupart hétérogènes. Les différences s'expliquent par trois facteurs principaux : la technique/l'outil étudié(e), le type de sujets (jeunes, sains, âgés, hommes, femmes, lésés, etc.) et enfin le type de tests posturaux (statique, dynamique, test en Y, indice de stabilité, etc.). Cependant, l'objectif principal des interventions nécessitant un matériel support est de mettre l'individu dans une situation de sensibilité augmentée, c'est-à-dire de stimuler ses récepteurs sensoriels afin d'intégrer davantage d'information.

2. La stimulation électrique périphérique transcutanée

2.1. Bases de l'électrophysiologie

2.1.1. Généralités et historique

Le courant électrique est un acheminement d'électrons d'un point à un autre à travers un corps conducteur. Dans le cadre de la stimulation électrique périphérique transcutanée (SEPT), le courant

est initié par un appareil (appelé électrostimulateur, ou boîtier d'électrostimulation) et circule via des électrodes vers la peau. La peau étant un élément conducteur, le principe de la SEPT est de faire passer un courant électrique à travers la peau et les tissus sous-jacents afin d'exciter les fibres musculaires (Lake, 1992). Si aujourd'hui la SEPT est appliquée dans plusieurs domaines, les premières données de stimulation électrique sur l'homme remontent à l'Antiquité. En effet, les propriétés électriques de certains poissons étaient déjà utilisées pour soigner ou soulager la douleur. Pour autant, il a fallu attendre 1786 avant que Luigi Galvani ne mette en évidence l'existence d'une « électricité animale » en provoquant la contraction des muscles de grenouilles, traversés par un courant électrique. Ce n'est ensuite que dans les années 1830 que la SEPT devient un outil visant à mener des recherches physiologiques. En effet, le médecin français Guillaume Duchenne de Boulogne parvint grâce à la stimulation électrique à isoler certains muscles du visage et leur(s) action(s). Au XX^e siècle, les investigations autour de la SEPT ont connu un essor considérable, grâce notamment à l'apparition du premier pacemaker chez l'Homme, aux orthèses assistées électriquement, et à la stimulation excitomotrice et somatosensorielle en faveur de populations saines ou pathologiques (Wall et Sweet, 1967). En parallèle se sont développés certains concepts clés de la stimulation électrique, comme la théorie du « Gate Control » ou encore la notion de chronaxie et de rhéobase. On montre également que les contractions électro-induites ne sont pas provoquées par la stimulation directe des fibres musculaires, mais par la dépolarisation des terminaisons nerveuses des nerfs périphériques (Hultman et al., 1983). C'est la raison pour laquelle les électrodes de stimulation se placent aussi bien sur le « ventre » du muscle que sur le nerf (Bergquist et al., 2012, 2011a). Le placement des électrodes, lorsque celles-ci délivrent un courant au niveau du « ventre » musculaire, peut être déterminant en fonction du groupe musculaire stimulé. En effet, avant l'application des électrodes, on recherche le point moteur du muscle, c'est-à-dire la zone qui possède le plus de terminaisons nerveuses. En d'autres termes, c'est la zone du muscle qui possède le plus faible ratio stimulus/réponse (intensité du courant/réponse motrice). Ainsi, on optimise le nombre de fibres musculaires stimulées lors du protocole, ce qui,

potentiellement, entraînera des adaptations plus conséquentes (Gobbo et al., 2011). Nous décrivons ci-après les mécanismes physiologiques liés aux contractions électro-induites.

2.1.2. Les différents courants électriques

Selon les protocoles de SEPT, le type de courant peut varier. Le courant galvanique et le courant impulsionnel sont les deux types de courants utilisés.

Le courant galvanique, ou courant continu/direct, se caractérise par le déplacement à sens unique des électrons, de la cathode (chargée négativement) vers l'anode (chargée positivement). C'est le premier courant utilisé en électrothérapie, mais il peut endommager les tissus en provoquant des brûlures de la peau (Crépon, 1991). Cette technique de stimulation est encore utilisée aujourd'hui, dans le domaine clinique ou thérapeutique (Dlugaiczky et al., 2019; Tapia-Haro et al., 2020).

Le courant impulsionnel se caractérise par une succession d'impulsions électriques. Il peut être unidirectionnel (le déplacement des électrons est à sens unique, de la cathode vers l'anode, ou l'inverse) ou bidirectionnel (le sens de déplacement des électrons est alterné à chaque impulsion). Aujourd'hui, la plupart des appareils d'électrostimulation produisent des courants donnant lieu à des impulsions rectangulaires bidirectionnelles (ou biphasiques) symétriques (Hauswirth, 2010). En d'autres termes, la direction du courant est alternée à chaque impulsion et la forme et la surface de l'impulsion sont les mêmes. L'utilisation du courant impulsionnel est répandue aussi bien dans le domaine clinique (Enoka et al., 2020) que dans le domaine sportif (Gallego-Sendarrubias et al., 2021).

2.1.3. Les caractéristiques du courant impulsionnel

Les paramètres du courant électrique, tels que la durée d'impulsion, l'intensité du courant, la forme de l'impulsion et la fréquence d'impulsion ont une grande influence sur l'activation des fibres musculaires, la production de force et l'apparition de la fatigue.

La durée d'impulsion, ou largeur d'impulsion, correspond à la durée de chaque impulsion. Elle s'étend généralement de quelques centaines de microsecondes (μs) à plusieurs millisecondes (ms).

L'intensité se mesure en milliampère (mA), et correspond à l'amplitude des impulsions. Il existe une intensité minimale requise afin de provoquer une contraction musculaire électro-induite. Cette intensité est appelée la rhéobase. Cependant les fibres nerveuses ont besoin d'être traversées par un courant d'une intensité minimum (rhéobasique) durant une certaine durée avant d'être stimulées, sans quoi les axones ne génèrent pas de potentiel d'action. Si l'on augmente l'intensité, la durée nécessaire d'application du courant diminue. A ce titre, pour une intensité correspondante au double de la rhéobase, la durée d'application nécessaire de ce courant est appelée chronaxie (Rushton, 1930). Ces deux notions clés, introduites en 1909 par Louis Lapicque, font écho à la loi de Weiss (1901), selon laquelle il existe une relation exponentielle inverse entre la durée et l'intensité minimale de stimulation pour générer un potentiel d'action. Cette relation varie suivant le type de fibres nerveuses et suivant le groupe musculaire stimulé (Alon et al., 1983) (figure 4). Par exemple, pour le quadriceps, des durées d'impulsion comprises entre 300 μ s et 400 μ s entraînent une plus grande production de force que des durées d'impulsion plus courtes, comprises entre 50 μ s et 300 μ s (Bowman et Baker, 1985).

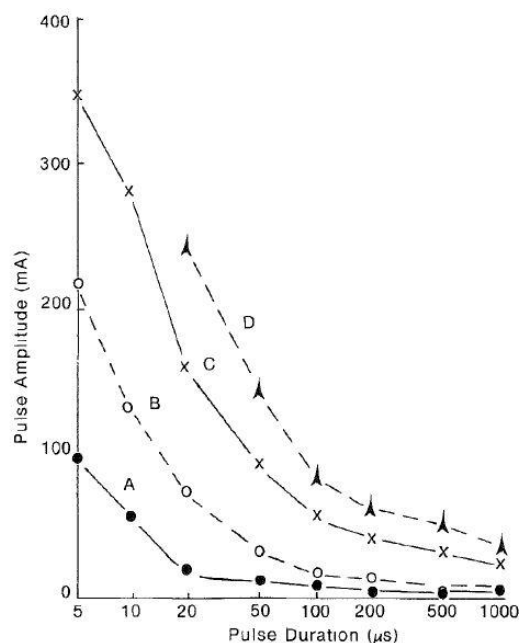


Figure 4. Courbes de recrutement des fibres pour des réponses sensorielles (•), motrices (o), douloureuses (x) et supradouloureuses, i.e., intensité maximale tolérable (▲). (Alon et al., 1983).

La fréquence de stimulation correspond au nombre d'impulsions délivrées par seconde, et s'exprime en Hertz (Hz). C'est une caractéristique essentielle qui influence également beaucoup la réponse musculaire. Lors d'une contraction volontaire, si la fréquence de décharge des potentiels d'action augmente, alors la force produite augmente (jusqu'à une certaine intensité). Ce principe est conservé lors d'une contraction électro-induite. Une fibre nerveuse qui reçoit une seule impulsion électrique de durée et d'intensité suffisante pour être excitée va répondre par une brève réponse musculaire, appelé secousse. Puis la membrane est repolarisée après une courte période, appelée période réfractaire. En revanche, en générant plusieurs impulsions rapprochées les unes des autres (i.e., train d'impulsions), les secousses vont fusionner et augmenter le niveau de force produit, car le muscle recevra un stimulus sans avoir le temps de retrouver ses valeurs basales (état de repos) après le passage du stimulus précédent. A une certaine fréquence, la force atteint un plateau, correspondant au tétanos musculaire complet (Marieb et al., 2010). Si la fréquence joue un rôle majeur dans le développement de la force, elle influence également la fatigue musculaire. En effet, de grandes fréquences de stimulation produisent plus de force mais induisent aussi plus de fatigue, comparativement à des fréquences plus faibles (Dreibati et al., 2010).

2.1.4. Le cycle de travail

Durant les protocoles de SEPT, les périodes de stimulation ou d'application d'un courant sont séparées par des périodes de repos, afin de minimiser la fatigue et d'augmenter le confort de l'individu (Doucet et al., 2012). Le cycle de travail, ou « duty cycle », se calcule selon ces périodes. Il s'exprime sous forme de ratio ou de pourcentage en fonction du temps de contraction et de repos. Par exemple un cycle de travail de 1:2 correspond à un patron de stimulation tel que 10s de contraction/20s de récupération. Autrement dit, le muscle passe 2 fois plus de temps au repos qu'en tension. Selon les objectifs des protocoles de SEPT, le cycle de travail varie. Dans le cadre de protocoles impliquant une production de force, une activation ininterrompue des fibres musculaires induit de la fatigue rapidement, alors que l'activation discontinue des fibres musculaires permet de limiter la fatigue

(Boom et al., 1993). Des temps de repos sont donc nécessaires. Par exemple, pour améliorer la force musculaire de sujets âgés, Acaröz Candan et al. (2019) ont utilisé un cycle de travail de 1:3, alors qu'une autre équipe de chercheurs (Brocherie et al., 2005) ont utilisé un cycle de travail de 1:5 pour améliorer la force musculaire d'athlètes de haut niveau. Dans le cadre de l'utilisation de la SEPT qui vise à faciliter la récupération post-compétition (ou post-entraînement) ou à réduire la douleur, la stimulation est généralement ininterrompue (Babault et al., 2011; Elboim-Gabyzon et al., 2019), mais sans provoquer de contractions musculaires importantes, voire sans réponse motrice (infra-liminaire). La stimulation en trains d'impulsions continus assure, dans le cadre de protocoles visant à améliorer la récupération, une activité musculaire continue permettant une augmentation du débit sanguin (Grunovas et al., 2007). Dans le cadre de protocoles visant à réduire la douleur, l'ininteruption de la stimulation facilite la libération d'endorphine, qui a pour conséquence d'induire un effet antalgique (Sluka et Walsh, 2003). En fait, le cycle de travail n'est pas uniquement déterminé par l'objectif visé. Il se définit également au regard des paramètres du courant utilisé (largeur d'impulsion, fréquence et intensité de stimulation).

2.1.5. Les zones de stimulation

La zone de stimulation correspond en fait au placement des électrodes de surface, qui implique des effets physiologiques différents. En effet, selon l'emplacement des électrodes et la nature du tissu sous-jacent, la stimulation peut induire différents effets, pour une même intensité, une même fréquence, une même durée d'impulsion et un même cycle de travail. Deux zones de stimulation sont principalement ciblées par la SEPT : le nerf périphérique ou le ventre du muscle (via les points moteurs ou non).

Concernant la stimulation nerveuse, le courant est envoyé via une électrode placée précisément sur le nerf périphérique du muscle visé. Par exemple, si l'on désire une activation du quadriceps, la cathode sera placée sur le nerf fémoral. L'anode sera placée sur une autre zone indifférente (par exemple sur le segment inférieur). D'un point de vue anatomique, tous les neurones sensoriels et

moteurs sont situés dans le nerf, alors que sur le ventre musculaire, les neurones sensoriels sont plus dispersés (figure 5). Bergquist et al. (2012) ont menés une expérimentation visant à comparer les effets de la stimulation électrique sur le nerf versus sur le ventre musculaire, sur le mode de recrutement des unités motrices (UM) du muscle quadriceps. En étudiant les réponses du réflexe H lorsque la stimulation est appliquée sur le nerf fémoral, il en ressort que l'amplitude de l'onde M est 7 à 10 fois plus petite que lorsque la stimulation est appliquée sur le ventre du muscle, et que l'amplitude du réflexe H est 8 à 9 fois plus grande. Cela suggère que le recrutement des UM se fait principalement de manière centrale lorsque la stimulation est appliquée sur le nerf fémoral (Bergquist et al., 2012). Il semblerait donc que la stimulation électrique recrute une proportion plus importante de neurones sensoriels lorsqu'elle est appliquée sur le nerf comparativement à une application sur le ventre musculaire.

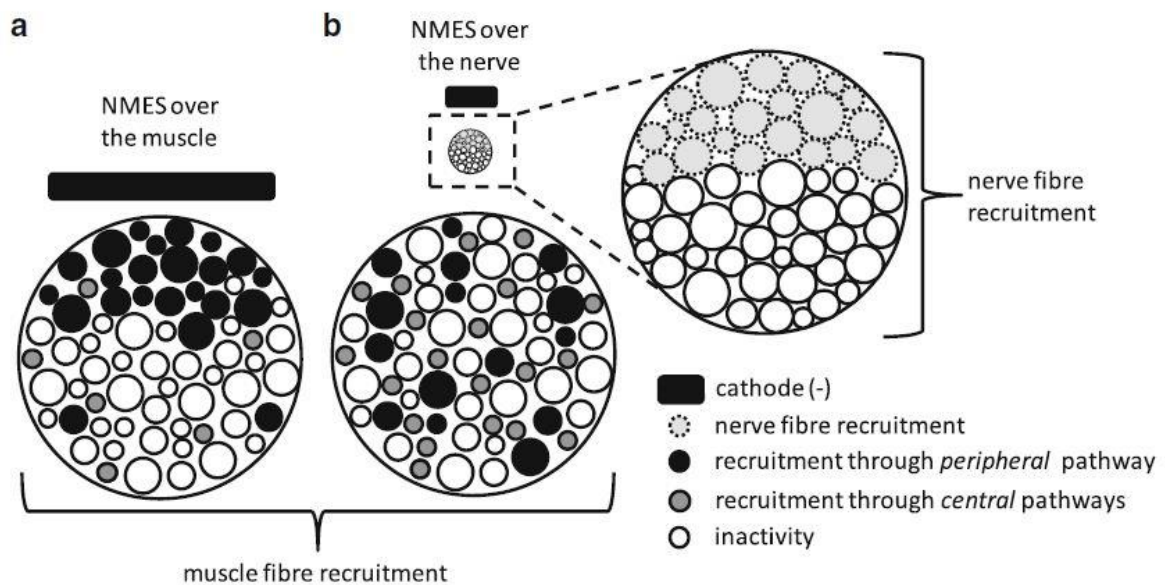


Figure 5. Le recrutement des fibres est direct et superficiel lorsque la stimulation est appliquée sur le muscle (a) et est diffus et indirect lorsque la stimulation est appliquée sur le nerf (b) (Bergquist et al., 2011)

Les électrodes peuvent être également placées de part et d'autre d'une articulation (Gravelle et al., 2002), par exemple dans le cadre d'une application clinique (réduction de la douleur) (Shimoura et al., 2019).

2.1.6. Les seuils de stimulation

Il existe trois seuils de stimulation dans le cadre de la SEPT : le seuil sensoriel, le seuil moteur et le seuil de douleur (Lund et al., 2005; Maffiuletti et al., 2008).

Le seuil sensoriel correspond à l'intensité de stimulation minimale (en mA) à partir de laquelle un individu détecte une sensation consécutive à la stimulation. Il est déterminé en augmentant l'intensité de stimulation petit à petit jusqu'à ce que la stimulation soit perçue par l'individu. Cette intensité minimale reste bien en-deçà de l'intensité générant une réponse motrice (Lund et al., 2005). Le seuil moteur (ou seuil de réponse motrice) correspond à l'intensité minimale à partir de laquelle une réponse motrice est observée. La procédure d'évaluation est la même que celle du seuil sensoriel. Enfin, le seuil de douleur correspond à l'intensité de stimulation induisant les premières sensations de douleur (Lund et al., 2005). Les seuils sont influencés par de nombreux facteurs, notamment le type de muscle stimulé, le type de montage (monopolaire, bipolaire ou non polarisé), la surface des électrodes, les paramètres du courant, l'âge des patients, leur état de santé, ou leur sexe (de Jesus Guirro et al., 2015; Geng et al., 2011; Kantor et al., 1994; Maffiuletti et al., 2011; Savic et al., 2006). En effet, le seuil sensoriel est par exemple plus faible pour les muscles de l'avant-bras, comparativement aux muscles fléchisseurs de la jambe (Kantor et al., 1994). Par ailleurs, pour une même surface musculaire, le seuil sensoriel est plus faible avec deux électrodes qu'avec une seule électrode (Geng et al., 2011). En fonction des zones stimulées, il est possible que l'usure des électrodes puisse altérer la perception de la stimulation (seuil sensoriel) par les patients (Galvão et al., 2005). Concernant le seuil sensoriel et le seuil de douleur, il existe une relation inverse entre la largeur d'impulsion et la valeur du seuil (Sang et al., 2003). En outre, Maffiuletti et al. (2011) ont montré que le seuil sensoriel et le seuil moteur étaient plus importants chez des patients obèses. En fait l'indice de masse corporelle serait un prédicteur de l'excitabilité sensorielle et motrice (Maffiuletti et al., 2011). Enfin, il semblerait que les femmes ont un seuil sensoriel et un seuil moteur plus faibles que les hommes (Maffiuletti et

al., 2011, 2008), bien que la variabilité du seuil sensoriel entre les femmes et les hommes n'est pas systématiquement établie (Galvão et al., 2005).

2.1.7. Les techniques de stimulation

La SEPT est un outil visant à provoquer des contractions musculaires. Depuis son apparition, son utilisation a été déclinée de façon à répondre à des objectifs variés. Les différentes combinaisons de paramètres de stimulation (durée d'impulsion, intensité, fréquence) ont conduit à explorer différentes techniques de stimulation, utilisées dans des circonstances bien précises, et définies par une terminologie spécifique. Nous allons passer en revue ces techniques et ces terminologies particulières, ainsi que leurs conditions d'application.

La technique sans doute la plus connue est la stimulation électrique nerveuse transcutanée (« TENS », pour transcutaneous electrical nerve stimulation). Cette technique est historiquement associée à une stimulation de hautes fréquences (100Hz), même si aujourd'hui elle est également utilisée avec de basses fréquences (<10Hz) (Sluka et Walsh, 2003). La stimulation TENS permet de réduire la douleur aiguë et chronique (Deyo et al., 1990; Doucet et al., 2012). A la fin du XIXe siècle, certains dentistes rapportaient déjà les effets analgésiques et antalgiques de l'électricité (Sluka et Walsh, 2003). Cependant les mécanismes sont restés longtemps inconnus. La première publication relatant une diminution de la douleur chez des sujets après une séance de TENS est celle de Wall et Sweet (1967). La diminution de la douleur s'explique par la théorie du Gate Control selon laquelle la stimulation des afférences de gros calibres inhiberait l'action des fibres nociceptives (sensibles à la douleur) au niveau des cornes postérieures de la moelle épinière (Sluka et Walsh, 2003). Cependant, les effets peuvent durer plusieurs heures après la stimulation, suggérant que les mécanismes ne se limitent pas à une simple inhibition des afférences nociceptives durant la stimulation (Sluka et Walsh, 2003). L'efficacité clinique de la stimulation TENS contre la douleur n'est pas parfaitement établie en raison de certaines différences méthodologiques entre les différents essais cliniques recensés (Deyo et al., 1990; Johnson et Jones, 2017). De plus son utilisation ne se limite pas à la lutte contre la douleur,

car elle est également utilisée pour lutter contre la spasticité et l'incontinence, ainsi que pour améliorer la fonction sensorimotrice (Enoka et al., 2020).

Une autre technique de SEPT très documentée est la stimulation électrique fonctionnelle (« FES », functional electrical stimulation), utilisée en réhabilitation. Le principe de la stimulation électrique fonctionnelle est de coupler simultanément, ou par intermittence, une stimulation électrique avec une tâche fonctionnelle (Doucet et al., 2012). Par exemple, la FES permet d'assister la marche chez des personnes paraplégiques (Thrasher et Popovic, 2008) ou bien de simples actions de préhension chez des personnes incapables d'exécuter ces mouvements sans assistance (Doucet et al., 2012). Si à l'origine les dispositifs d'application de la FES étaient lourds et volumineux, on trouve aujourd'hui sur le marché des dispositifs beaucoup plus petits, voire implantés directement sous la peau (Thrasher et Popovic, 2008). Bien que la fonction principale de la FES consiste à générer un mouvement en stimulant les muscles, les afférences sensorielles sont aussi stimulées et permettent des adaptations centrales, facilitant la restauration fonctionnelle de la fonction motrice (Enoka et al., 2020).

Dans le champ sportif, une technique de stimulation électrique consiste à stimuler des groupes musculaires pendant la réalisation d'un mouvement (lors d'un mouvement de squat, par exemple, les quadriceps seront stimulés lors de l'extension) dans le but d'augmenter la sollicitation musculaire. C'est la stimulation électrique surimposée. Elle est aussi bien une méthode d'entraînement qu'une méthode d'évaluation de la fonction neuromusculaire (Paillard et al., 2005b). Dans le cadre d'une évaluation du système neuromusculaire, la stimulation surimposée consiste à comparer la force produite entre une pure contraction maximale volontaire (CMV) et une contraction maximale volontaire sur laquelle une stimulation électrique est surimposée simultanément (CMV+ES). Le niveau d'activation volontaire (NAV) est mesuré ainsi : $NAV = CMV / (CMV + ES)$. Si le NAV est égal à 1, alors le niveau d'activation est considéré comme complet. En revanche, si le NAV est inférieur à 1, il est incomplet, c'est-à-dire que le système nerveux central n'est pas capable d'activer toutes les unités

motrices activables (figure 6). En fait, l'augmentation de la force signifie que la stimulation surimposée a permis d'augmenter le nombre de fibres recrutées volontairement, malgré un effort maximal (Allen et al., 1995).

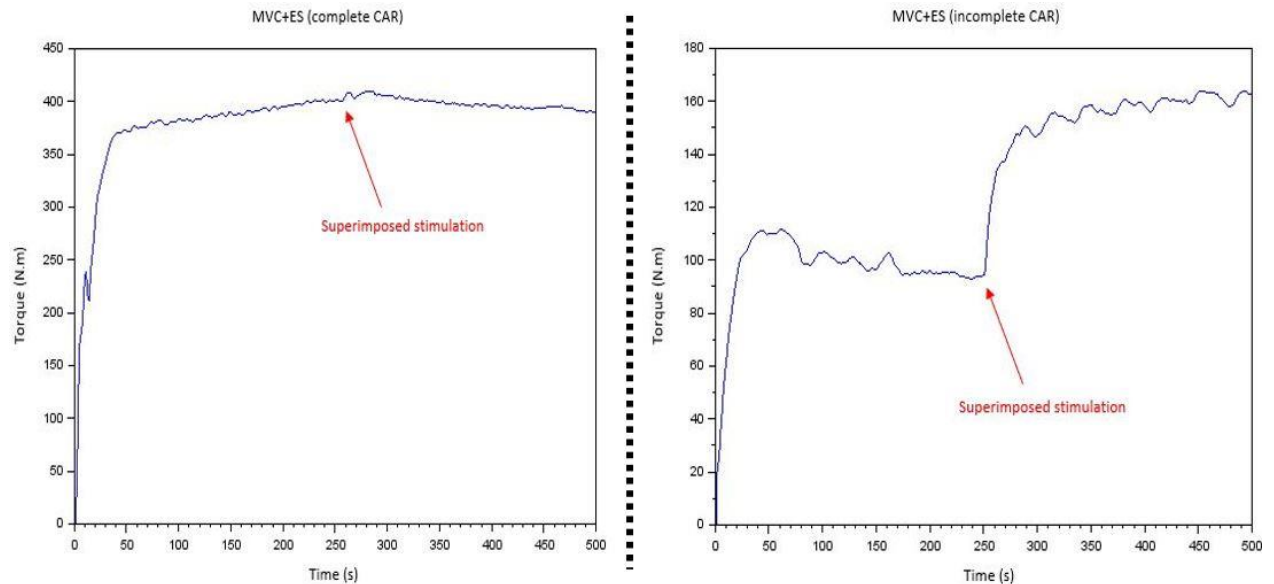


Figure 6. Mesure du niveau d'activation volontaire. A gauche, un niveau d'activation complet. A droite, un niveau d'activation volontaire incomplet.

La stimulation surimposée est également utilisée dans le champ de l'entraînement sportif en application chronique (Herrero et al., 2010a, 2010b). Il a été montré que des protocoles de stimulation surimposée visant à améliorer la force maximale isométrique obtenaient des résultats bénéfiques (Bezerra et al., 2009). Néanmoins, les bénéfices ne sont pas supérieurs à ceux observés après des protocoles d'entraînements composés uniquement de contractions volontaires ou de contractions électro-induites (Paillard et al., 2004). En fait, l'intérêt de la stimulation surimposée est d'augmenter le nombre de fibres recrutées. Or, lors d'efforts maximaux, les sujets sains (non fatigués) sont déjà capables d'activer toutes leurs fibres, ce qui limite les effets de la stimulation surimposée (Paillard, 2018). En revanche, lors d'efforts sous-maximaux sur la base d'intensités de stimulation sous-maximales, la stimulation surimposée pourrait induire une sollicitation métabolique supérieure à celle induite par une contraction volontaire seule (Mathes et al., 2017; Wahl et al., 2014). Dans ce cadre, l'application chronique de la stimulation surimposée lors de contractions sous-maximales produirait

des effets bénéfiques sur la performance motrice plus importants que l'entraînement basé seulement sur des contractions volontaires (Mathes et al., 2017; Paillard, 2018; Wahl et al., 2014).

La stimulation surimposée peut être également intéressante dans le champ de la réhabilitation. En effet, après une séance de stimulation surimposée composée de 20 contractions isométriques à 20% de la force maximale, une augmentation de l'amplitude du réflexe H est observée, comparativement à la valeur avant la session (Borzuola et al., 2020), suggérant une augmentation de l'excitabilité spinale. Par ailleurs, en cas de déficit d'activation d'un groupe musculaire, des programmes de stimulation surimposée peuvent être mis en place pour restaurer la fonction neuromusculaire plus rapidement (Delitto et al., 1988).

Une autre forme de stimulation, qui prend principalement la forme d'une stimulation surimposée, est la stimulation électrique corps complet (« WB-EMS », whole body electromyostimulation). Cette technique consiste à équiper le corps d'un gilet capable de stimuler plusieurs groupes musculaires lorsqu'un mouvement est exécuté (figure 7). Cette forme de stimulation est cependant limitée en termes de gains de force ou de qualités neuromusculaires chez des sujets entraînés (Dörmann et al., 2019; Wirtz et al., 2019). En fait, cette technique d'entraînement n'a pas démontré de plus grands bénéfices comparativement à un entraînement classique (Pano-Rodriguez et al., 2020).

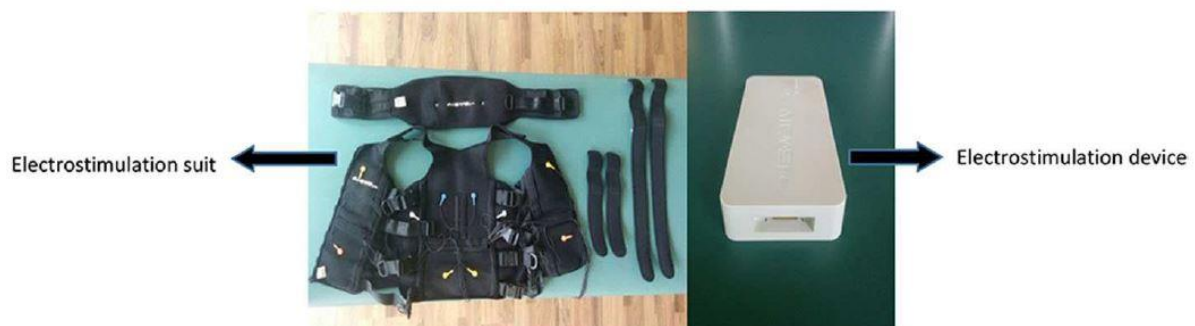


Figure 7. Exemple d'équipement utilisé pour la stimulation électrique corps complet (Pano et al., 2020)

2.2. La stimulation électrique neuromusculaire (ou excito-motrice)

2.2.1. Caractérisation d'une contraction électro-induite

Lors d'une stimulation électrique neuromusculaire, le courant dépolarise la membrane des axones des motoneurones, ce qui induit une activation des fibres musculaires (Hultman et al., 1983). Cette activation est exclusivement artificielle et est réalisée sans l'intervention du sujet. Les effets physiologiques inhérents à une contraction électro-induite (EI) sont différents de ceux induits par une activation volontaire, notamment par le mode de recrutement des UM et la sollicitation métabolique.

Le recrutement des UM lors d'une contraction volontaire obéit à la « loi des tailles », reposant sur le fait que les UM de petit diamètre axonal sont recrutées avant les UM de gros diamètre axonal. Ce mode de recrutement est aussi appelé loi d'Henneman (Henneman et al., 1965), qui fut le premier à décrire ce phénomène. En fait, les axones de petit calibre auraient un seuil d'excitabilité plus bas que les axones de gros calibre. Les UM ayant un axone de petit diamètre se caractérisent par une vitesse de contraction lente et une résistance importante à la fatigue, alors que les UM ayant un axone de gros diamètre se caractérisent par une vitesse de contraction élevée mais une faible résistance à la fatigue (Bickel et al., 2011). Au cours d'un mouvement volontaire, le SNC est capable d'influencer le recrutement des UM. En effet, en augmentant le nombre d'UM recrutées ou en augmentant la fréquence de décharge des potentiels d'action, il est possible de générer une force plus importante. Un autre rôle assuré par le SNC dans le mode de recrutement des UM est le recrutement par roulement. En fait, lorsque certaines UM sont très sollicitées, d'autres peuvent être recrutées afin de contrecarrer et/ou ralentir l'apparition de la fatigue (Adam et De Luca, 2005). Finalement, le recrutement des UM lors d'une contraction volontaire demeure sélectif, asynchrone et s'effectue par roulement (non fixé spatialement).

A l'inverse, le recrutement des UM observé lors de contractions EI est aléatoire, synchrone et spatialement fixe. On a cependant longtemps pensé qu'il était inversé, et que les axones de gros calibre étaient stimulés avant ceux de petit calibre. Cette hypothèse fait écho aux observations selon

lesquelles la fatigue apparaît plus rapidement lors de contractions électro-induites que lors de contractions volontaires, et ce pour une intensité équivalente, suggérant une activité importante des fibres peu résistantes à la fatigue (Bickel et al., 2011). En fait, les UM recrutées sont celles situées sous le champ de l'électrode de stimulation, c'est-à-dire celles situées en surface. Ainsi, au regard des connaissances anatomiques, les UM en surface du muscle Vastus Lateralis sont plus grosses que celles situées en profondeur (Knight et Kamen, 2005), ce qui implique qu'elles seraient préférentiellement recrutées lorsque la stimulation électrique s'applique sur ce muscle. En revanche la surface des muscles n'est pas exclusivement composée de grosses UM. Ainsi, des UM de petits calibres peuvent être recrutées si elles sont proches de l'électrode de stimulation (Fang et Mortimer, 1991). De ce fait, le mode de recrutement n'est pas inversé, mais aléatoire, puisque dépendant de l'emplacement et de l'orientation des fibres nerveuses dans le champ électrique (Knaflitz et al., 1990). Par ailleurs, on dit que le recrutement des UM lors d'une contraction EI est synchrone dans le temps (et non inversé). Enfin, le recrutement est dit spatialement fixe car à moins d'augmenter l'intensité du courant, les UM recrutées sont toujours les mêmes et seront stimulées même après l'apparition de fatigue, sans roulement possible comme lors de contractions volontaires.

D'un point de vue métabolique, il est établi que pour un même niveau de force produit, des contractions EI entraînent une diminution du pH intramusculaire plus élevée comparativement à des contractions volontaires (Vanderthommen et al., 1999). Une augmentation du ratio phosphate inorganique/phosphocréatine est également observé (Vanderthommen et al., 1999), ce qui implique une augmentation du phosphate inorganique et une diminution de la phosphocréatine, premier substrat du métabolisme anaérobie. Cela suggère que pour un niveau de force produit similaire, les contractions EI sollicitent davantage le métabolisme anaérobie que les contractions volontaires. Par ailleurs, les contractions EI induisent une plus grande consommation de glycogène que des contractions volontaires (Hamada et al., 2004). L'action musculaire électro-induite est donc davantage glycolytique que l'action musculaire volontaire. Le glycogène étant le principal substrat de la voie anaérobie, cela renforce l'idée que les contractions EI sollicitent davantage le métabolisme anaérobie

que les contractions volontaires. Hamada et al. (2004) précisent que les résultats ont été obtenus pour une augmentation de la consommation d'oxygène similaire entre l'exercice volontaire et l'exercice EI. En effet, l'exercice volontaire (20 minutes de pédalage sur ergocycle) était calibré pour que la consommation d'oxygène soit la même que lors de l'exercice EI (contractions isométriques EI). Cependant, lorsque la nature des exercices volontaire et EI est la même (contractions isométriques EI et volontaires au même niveau de force), la fréquence cardiaque, la consommation d'oxygène et la ventilation sont significativement plus élevées pendant et après l'exercice EI, comparativement à l'exercice volontaire (Theurel et al., 2007).

Ainsi, les contractions EI induisent une sollicitation métabolique beaucoup plus importante que les contractions volontaires, probablement dû à la spécificité du mode recrutement des UM et du recrutement préférentiel des axones de gros calibre.

2.2.2. Les effets physiologiques recherchés

Les courants excito-moteurs sont largement représentés dans de nombreux protocoles de stimulation électrique visant aussi bien à restaurer, préserver et améliorer les propriétés musculaires et la fonction motrice (Maffiuletti, 2010).

Dans le cadre de la restauration de la fonction motrice, un protocole de stimulation excito-motrice de haute intensité a montré des effets bénéfiques sur la récupération de la fonction motrice du quadriceps chez des patients opérés d'une rupture du ligament croisé antérieur (Snyder-Mackler et al., 1995). Les auteurs précisent que les améliorations observées sont significativement supérieures à celles observées après un protocole comportant uniquement des contractions volontaires (Snyder-Mackler et al., 1995). La stimulation excito-motrice permet également de prévenir l'altération des propriétés musculaires, notamment la perte de masse musculaire après une période d'immobilisation (Gibson et al., 1988). Plus précisément, la stimulation électrique permet d'éviter une diminution de la synthèse des protéines musculaires durant l'immobilisation (Gibson et al., 1988).

Dans le cadre de la performance sportive, les protocoles de stimulation électrique excitomotrice sont variés et sont mis en place afin d'améliorer, la force, l'endurance, ou d'augmenter le volume musculaire. Les protocoles visant à améliorer la force ont montré leur efficacité aussi bien chez les sujets âgés que chez les sujets sains (Langeard et al., 2020; Martin et al., 1993). Le protocole mis en place par Martin et al. (1993) comportait 12 séances de stimulation, réparties sur 4 semaines avec des sujets sains. Ils ont observé une amélioration significative après 4 semaines de la force maximale volontaire du triceps sural lors de contractions concentriques et isométriques. Cependant aucun changement de la taille du muscle n'a été relevé (Martin et al., 1993). Cela suggère que le protocole a induit des adaptations centrales. En effet, après de courts programmes de stimulation excitomotrice visant à améliorer la force, les améliorations des performances de force maximale et de sauts peuvent être attribuées à des adaptations neurales (Maffiuletti et al., 2000; Martin et al., 1993), puisqu'aucun changement dans le diamètre musculaire n'a été observé (Martin et al., 1993). Les effets peuvent s'expliquer en partie par une augmentation de l'activation volontaire du muscle visé (Maffiuletti et al., 2002). Par ailleurs, les protocoles de force induisent des effets bénéfiques pour le muscle homologue controlatéral (effets croisés) (Hortobágyi et al., 1999), renforçant l'hypothèse que des adaptations neurales surviennent après un entraînement composé de contractions EI. Lorsque les programmes d'entraînement sont plus longs, des adaptations périphériques, et notamment des adaptations architecturales du tissu musculaire peuvent s'opérer. Après un programme de 8 semaines, Jandova et al. (2020) ont montré une augmentation du diamètre de la coupe transversale du muscle Vastus Lateralis chez des personnes saines âgées de plus de 65 ans. Des résultats similaires ont été obtenus avec un groupe de jeunes sujets, précisant que les effets hypertrophiques du protocole ne surviennent pas avant la quatrième semaine d'entraînement (Gondin et al., 2005). Les programmes de stimulation excitomotrice peuvent également améliorer l'endurance musculaire (Ikai et Yabe, 1969). Chez une population de sujets atteints de lésions à la moelle épinière, un entraînement de 16 semaines permet d'augmenter les capacités oxydatives du muscle (Erickson et al., 2017). Chez des sujets sains, un entraînement de 8 semaines sur les muscles abdominaux a permis d'améliorer l'endurance musculaire

sur la base du test de flexion du tronc mis en place par le Collège Américain de Médecine Sportive (Porcari et al., 2005). Le test consiste à effectuer de légères flexions du tronc en position allongée avec les genoux fléchis à 90° (les pieds restent en contact avec le sol) et les deux bras étendus au sol avec les doigts en contact avec une bande rugueuse. Le mouvement de flexion doit entraîner un déplacement des mains vers l'avant de sorte que les doigts atteignent une autre bande rugueuse située à 12cm derrière la première. Les sujets doivent exécuter autant de flexions possibles à un rythme de 40 flexions par minute. Les résultats indiquent que les performances de ce test ont augmentées de 50% après 4 semaines d'entraînement, et de 100% après 8 semaines d'entraînement (Porcari et al., 2005).

2.3. La stimulation somatosensorielle

2.3.1. Caractérisation d'une activation somatosensorielle

Il est établi que les axones des neurones sensoriels ont un seuil de sensibilité bien plus bas que les axones des neurones moteurs (Collins, 2007). Ceci implique que pour une certaine intensité de stimulation, les neurones sensoriels peuvent être activés alors que les neurones moteurs ne le sont pas. La stimulation qui induit l'activation des neurones sensoriels sans l'activation des neurones moteurs est définie comme une stimulation somatosensorielle (Conforto et al., 2010). Autrement dit, c'est une stimulation en-deça du seuil moteur.

Le principe de la stimulation somatosensorielle repose sur le fait que l'activation des neurones sensoriels provoque une contraction d'origine centrale (Bergquist et al., 2011b). En effet, lorsque les neurones sensoriels sont stimulés, le stimulus est transmis (toujours sous forme de potentiels d'action) jusqu'aux cornes postérieures de la moelle épinière, puis fait synapse avec un neurone moteur localisé dans les cornes antérieures de la moelle épinière. Ce dernier transmet donc le signal aux fibres musculaires qu'il innerve, ce qui les active par voie réflexe (figure 8). Il s'agit d'une contraction d'origine centrale puisqu'elle est déclenchée de manière réflexe au niveau de la moelle épinière. On parle également de recrutement indirect des UM. Ce mode de recrutement permettrait notamment de se

rapprocher du mode de recrutement des UM lors d'une contraction volontaire (Bergquist et al., 2011b). En effet, le motoneurone α est uniquement activé par voie réflexe dans le cadre de la stimulation somatosensorielle, puisque l'intensité de stimulation n'est pas assez élevée pour directement dépolariser la membrane de l'axone du motoneurone α . Le mode de recrutement étant similaire à celui des contractions volontaires, ce sont les fibres de petits calibres et résistantes à la fatigue qui sont spécifiquement sollicitées (Bergquist et al., 2011b). En général, les paramètres d'une stimulation somatosensorielle se caractérisent par de grandes largeurs d'impulsion (1ms) et de basses fréquences (10Hz). Associés à de faibles intensités de stimulation (en dessous du seuil moteur), les paramètres de la stimulation somatosensorielle active préférentiellement les afférences cutanées et proprioceptives de gros calibre (Panizza et al., 1992).

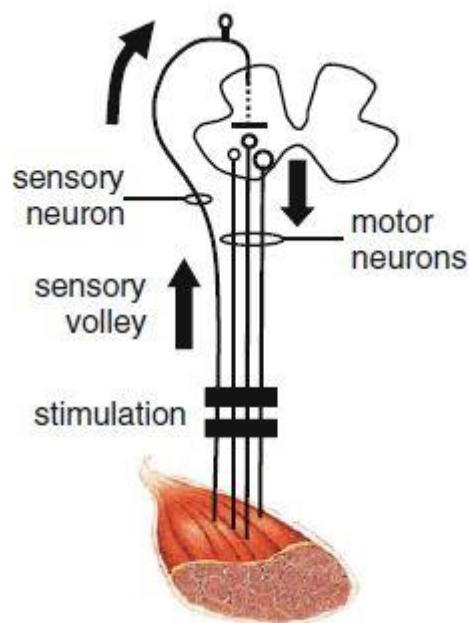


Figure 8. Représentation de l'activation des motoneurones α par voie réflexe dans le cadre de la stimulation somatosensorielle (adapté de Bergquist et al., 2011)

L'activité musculaire induite par une stimulation somatosensorielle peut éventuellement s'observer sur un enregistrement électromyographique (EMG). Avec une intensité suffisante pour

activer les neurones sensoriels, mais insuffisante pour activer les neurones moteurs, une stimulation sur le nerf périphérique (ou sur le ventre du muscle) permet d'évoquer une réponse motrice indirecte (dépolariation des axones des motoneurons par voie réflexe).

2.3.2. Les effets physiologiques recherchés

Contrairement à la stimulation neuromusculaire (ou excito-motrice), les protocoles de stimulation somatosensorielle utilisent des intensités inférieures au seuil moteur. Il arrive cependant que certains auteurs utilisent le terme de stimulation somatosensorielle en appliquant des intensités liminaires (Sorinola et al., 2012). Lorsque la stimulation somatosensorielle est appliquée, aucune déformation (ni tremblement) du muscle ne se produit. Les adaptations visées par la stimulation somatosensorielle sont donc de nature centrale, ce qui en fait un outil très utilisé afin de restaurer la fonction motrice (Conforto et al., 2010; Tu-Chan et al., 2017), ou de consolider l'apprentissage de nouvelles tâches motrices (Veldman et al., 2015).

Dans le cadre de la réhabilitation, la stimulation somatosensorielle est utilisée chez des patients présentant un déficit moteur et/ou sensoriel. Par exemple, chez des patients victimes d'accident vasculaire cérébral, une session de 2 heures de stimulation somatosensorielle permet d'augmenter la force de préhension (Conforto et al., 2002). Chez un groupe de patients similaires, Celnik et al. (2007) ont fait répéter aux participants une tâche fonctionnelle de la main (test fonctionnel de la main Jebsen-Taylor) jusqu'à ce que les performances atteignent un plateau en termes de précision et de rapidité du test. La stimulation somatosensorielle a ensuite été appliquée pendant 2 heures sur le nerf ulnaire et médian de la main affectée, avant d'évaluer à nouveau les performances sur la base du même test fonctionnel. Les résultats ont montré que le niveau de performance à ce test après la stimulation était supérieur à celui acquis par apprentissage, i.e., avant la stimulation (Celnik et al., 2007). Les effets bénéfiques ont également été observés 1 heure et 24 heures après la stimulation (Celnik et al., 2007). Enfin, la fréquence de tapotement de l'index et de la main augmente après une session de 2 heures de stimulation somatosensorielle chez des patients victimes d'un accident ischémique de l'artère

cérébrale moyenne (Koesler et al., 2009). Les auteurs ont aussi montré une amélioration des paramètres cinématiques lors d'une tâche de préhension d'un objet situé à 30 cm du point de départ de la main. Ils précisent néanmoins que la stimulation sur la main non affectée n'a pas d'effet sur la fréquence de tapotement et les paramètres cinématiques (Koesler et al., 2009).

Chez les sujets sains, la stimulation somatosensorielle ne semble pas démontrer des effets aussi bénéfiques que chez les sujets pathologiques/lésés. En effet, l'application d'une stimulation somatosensorielle durant l'entraînement moteur d'une nouvelle tâche n'améliore pas l'acquisition de cette tâche, comparativement à l'entraînement moteur seul (Négyesi et al., 2018; Veldman et al., 2015). Par ailleurs, Koesler et al. (2008) ont montré, sur la base du même protocole cité ci-dessus (Koesler et al., 2009), que la fréquence de tapotement de l'index et de la main était même réduite après la stimulation chez des sujets sains. La tâche de préhension d'un objet, qui se rapporte davantage à une tâche de contrôle du mouvement, n'a cependant pas été affectée (Koesler et al., 2008). De ce fait, plusieurs travaux se sont intéressés aux effets de la stimulation somatosensorielle sur des tâches de contrôle, et notamment sur le contrôle postural. Les résultats, sur lesquels nous reviendrons dans la dernière partie de ce travail, montrent des effets optimisant immédiats (Dickstein et al., 2006; Magalhães et Kohn, 2014) ou ne montrent aucun effet (Demneh-Sadeghi et al., 2015).

D'un point de vue neurophysiologique, la stimulation somatosensorielle induit des effets et des adaptations spécifiques. Kaelin-Lang et al. (2002) ont notamment montré qu'une application continue et prolongée (2 heures) d'une stimulation somatosensorielle sur le nerf ulnaire augmentait l'excitabilité corticospinale. Par ailleurs, les effets sont maintenus jusqu'à 20 minutes après l'arrêt de la stimulation, comparativement aux valeurs initiales. L'excitabilité corticospinale est évaluée en enregistrant les potentiels moteurs évoqués par stimulation magnétique transcrânienne (Charlton et al., 2003; Kaelin-Lang et al., 2002; Ridding et al., 2000). L'excitabilité spinale seule peut être appréciée par la réponse H à une stimulation nerveuse percutanée appliquée au repos ou au cours d'une CMV (Duclay et al., 2011). L'excitabilité peut se définir comme la propriété de transformer les différents

signaux qui proviennent du monde externe (extra-physiologique) ou interne (physiologique) et qui peuvent être de nature chimique, mécanique, électrique, et thermique, en impulsions électriques qui se propagent très rapidement à travers les voies nerveuses (Baciu, 2015). Une augmentation de l'amplitude des potentiels moteurs évoqués serait alors la conséquence d'une augmentation de l'excitabilité corticospinale. Selon plusieurs auteurs, les changements d'excitabilité se manifesteraient principalement au niveau cortical, sans pour autant exclure de faibles changements d'excitabilité au niveau spinal (Kaelin-Lang et al., 2002; Ridding et al., 2001). Plus précisément, les données issues de l'imagerie suggèrent que la stimulation somatosensorielle module l'excitabilité du cortex moteur primaire, affine l'activité du cortex somatosensoriel, et stimule les connections entre ces deux structures (Veldman et al., 2014).

3. La stimulation électrique périphérique transcutanée et le contrôle postural

Après avoir exploré les mécanismes neurophysiologiques impliqués par la SEPT, nous allons tenter d'explorer la spécificité des effets de la SEPT en application aigue et chronique sur le contrôle postural.

3.1. Les effets aigus non-fatigants

Parmi les effets aigus non-fatigants, il est possible de distinguer ceux qui perturbent le contrôle postural, et ceux qui, à l'inverse l'optimisent.

En effet, Maitre et al. (2013) ont appliqué une stimulation électrique (durée d'impulsion 350 μ s ; intensité 15 mA ; fréquence 80 Hz) sur les muscles des jambes (gastrocnémiens médiaux et latéraux) et des cuisses (Vastus Medialis et Lateralis) durant une tâche posturale en condition statique dans le but de perturber les récepteurs proprioceptifs musculaires. Les résultats ont montré que le contrôle postural était effectivement altéré durant l'application de la stimulation électrique. Au cours d'une autre manipulation sensorielle, les auteurs ont appliqué une stimulation galvanique vestibulaire (1 mA) afin de créer une asymétrie de l'activité vestibulaire. Cette manipulation a également conduit à altérer le contrôle postural. Ces observations sont valables pour des sujets jeunes et des sujets âgés (Maitre

et al., 2013). Associée à d'autres types de manipulations sensorielles (anesthésie des récepteurs cutanés à l'aide du froid, immobilisation de la colonne cervicale à l'aide d'un collier cervical, etc.), une stimulation électrique (durée d'impulsion 350 μ s ; intensité 25mA ; fréquence 80Hz) appliquée aux gastrocnémiens ainsi qu'au Vastus Medialis et Lateralis de chaque jambe induit des effets perturbateurs sur le contrôle postural (Paillard et al., 2007). En fait, la stimulation électrique est un outil validé pour induire des perturbations posturales (Hoffman et Koceja, 1997). Dans le protocole proposé par ces auteurs, le contrôle postural est mesuré pendant 15 secondes, et une stimulation électrique est délivrée bilatéralement sur le nerf tibial, entre la septième et la douzième seconde, afin de provoquer une contraction des triceps suraux. L'intensité de stimulation était, pour chaque jambe, réglée juste au-dessus de l'intensité nécessaire pour évoquer une onde M maximale du triceps sural. Ainsi, lors de la perturbation, la stimulation était suffisante pour provoquer un déséquilibre vers l'arrière (Hoffman et Koceja, 1997).

Les travaux évoquant des effets aigus optimisant le contrôle postural sont relativement nombreux. Chez des patients souffrant d'arthrose du genou, Rojhani-Shirazi et al. (2014) ont montré qu'une application de 5 minutes d'une stimulation électrique de type TENS à haute fréquence (durée d'impulsion 50 μ s ; fréquence 100 Hz ; intensité non renseignée) améliorerait la proprioception du genou. La stimulation était appliquée de part et d'autre du genou. La proprioception étant une composante importante du contrôle postural, il peut être envisagé qu'un tel protocole améliore le contrôle postural. Les mêmes auteurs ont d'ailleurs montré que pour des personnes atteintes de maux de dos chroniques, une séance de stimulation électrique de type TENS (durée d'impulsion 250 μ s ; fréquence 7 Hz ; intensité non renseignée) appliquée sur la zone lombaire douloureuse pendant 30 minutes permet d'améliorer le contrôle postural (Rojhani-Shirazi et Rezaeian, 2015). Par ailleurs, une stimulation subsensorielle induisant un phénomène de résonance stochastique appliquée au genou lors d'une tâche posturale monopodale permet d'améliorer le contrôle postural chez des sujets âgés en bonne santé (Gravelle et al., 2002). L'application de ce type de stimulation induirait une optimisation du système sensorimoteur, rendant détectable de faibles signaux, qui, sans stimulation

ne seraient pas détectés. La stimulation des neurones sensoriels crée une activité accrue des afférences sensorielles. Les faibles niveaux de stimulation induisent une dépolarisation locale de la membrane des récepteurs sensoriels, les rendant plus proche de leur seuil d'activation (Gravelle et al., 2002).

L'application d'une stimulation au seuil ou en dessous du seuil sensoriel permet d'améliorer le contrôle postural chez des sujets présentant un déficit sensorimoteur (sujets âgés ou pathologiques). Ce type de stimulation induit également des effets bénéfiques pour des populations plus jeunes et/ou en bonne santé. En effet, l'application d'une stimulation de type TENS (durée d'impulsion 200 μ s ; fréquence 100 Hz, intensité seuil sensoriel) sur les gastrocnémiens médiaux et latéraux améliore le contrôle postural bipodal lorsque la stimulation est déclenchée durant la tâche posturale (Dickstein et al., 2006). Comparativement à la condition contrôle, le contrôle postural était toujours amélioré lorsque la stimulation était appliquée sur les gastrocnémiens de la jambe gauche, de la jambe droite, ou bien des deux jambes simultanément. Un protocole similaire a été proposé par Laufer et Dickstein (2007), à la seule différence que la stimulation s'appliquait sur les faces médiale et latérale des genoux. Il en ressort une diminution de la vitesse des oscillations posturales, suggérant une amélioration du contrôle postural (Paillard et Noé, 2015). La variabilité des oscillations posturales (reconnue comme un indicateur de stabilité) dans le plan médio-latéral a diminué (Laufer et Dickstein, 2007). Cela suggère que les structures sensorielles et peut être motrices ont bénéficié de la stimulation et ont contribué à améliorer la régulation médio-latérale du contrôle postural. En 2014, Magalhães et Kohn ont été les premiers à montrer que la stimulation somatosensorielle appliquée sur le tibial antérieur avait des effets bénéfiques sur le contrôle postural bipodal. L'expérimentation consistait à appliquer bilatéralement une stimulation à 90% du seuil sensoriel sur les tibiaux antérieurs et/ou les triceps suraux. Les résultats montrent aussi que la variabilité des oscillations diminue dans le plan médio-latéral et antéro-postérieur, alors que le tibial antérieur et les triceps suraux sont principalement actifs dans le plan antéro-postérieur. La stimulation somatosensorielle peut également atténuer les effets de la fatigue sur le contrôle postural. En effet, après un exercice fatigant visant les muscles

gastrocnémiens, la force de ces muscles diminue et le contrôle postural est détérioré (Cho et al., 2011). Cependant l'application d'une stimulation de type TENS (durée d'impulsion 200 μ s ; fréquence 100 Hz ; intensité au seuil sensoriel et 2 à 3 fois le seuil sensoriel) permet de diminuer les oscillations posturales accentuées par la fatigue de 25 à 43% (Cho et al., 2011). Les auteurs expliquent ce résultat par le fait que l'exercice fatigant a provoqué un déficit sensoriel. La stimulation somatosensorielle facilitant l'activation des récepteurs proprioceptifs, elle contrecarre partiellement ce déficit.

Nous avons passé en revue certaines études présentant des effets bénéfiques de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural, autant chez des sujets âgés/pathologiques que chez des sujets plus jeunes et sains. Cependant, ce type de stimulation n'induit pas une amélioration systématique du contrôle postural. Par exemple, chez des sujets souffrant d'arthrose du genou, la stimulation électrique ne modifie pas significativement le contrôle postural monopodal sur la jambe affectée (Collins et al., 2012). Au cours de ce protocole, les conditions de mesure étaient spécifiques. Hormis en condition contrôle, les sujets portaient un manchon de compression autour du genou lésé. A cela s'ajoutait une stimulation à plusieurs intensités différentes (75, 100, et 150% du seuil sensoriel). Les auteurs remettent en cause plusieurs paramètres pouvant expliquer ces résultats, notamment la zone de stimulation et la nature de la pathologie. D'autres études ne relatent aucun effet de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural (Demneh-Sadeghi et al., 2015; Rugelj et al., 2020). Il semblerait qu'il existe des biais méthodologiques qui pourraient expliquer l'absence de consensus quant aux effets de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural, même si la plupart des études rapportent des effets bénéfiques (Paillard, 2021b). Les tenants et aboutissants de cette technique ne sont pas encore maîtrisés par la communauté scientifique et méritent d'être encore explorés dans le futur que ce soit pour optimiser ou rééduquer la fonction sensorimotrice.

3.2. Les effets aigus fatigants

Si la majorité des études traitent des effets aigus non-fatigants de la SEPT sur le contrôle postural, certaines études se sont intéressées aux effets aigus fatigants.

Comparer les effets de la fatigue induite par la répétition de contractions EI aux effets de la fatigue induite par la répétition de contractions volontaires sur le contrôle postural permet de mettre en valeur les différentes stratégies compensatrices de l'équilibre, puisque la nature de la fatigue induite électriquement est différente de celle induite de manière volontaire (Chaubet et al., 2013; Monjo et Forestier, 2015). En effet, la répétition de contractions EI induit une fatigue principalement périphérique, caractérisée par une altération de la transmission des potentiels d'action au niveau de la jonction neuromusculaire, une diminution de la disponibilité des substrats énergétiques, une augmentation de la concentration en ions hydrogène, ou encore une réduction de la formation des ponts d'union (Bigland-Ritchie et Woods, 1984). La répétition de contractions volontaires, quant à elle, induit une fatigue davantage centrale, caractérisée par une altération du nombre d'UM recrutées (Bigland-Ritchie et Woods, 1984). Malgré ces différences, ces deux modalités d'action musculaire fatigante (volontaire et EI) contribuent à altérer les composantes sensorielle, centrale et motrice du contrôle postural (Paillard, 2012a). Ainsi, Chaubet et Paillard (2012) ont pu observer une dégradation du contrôle postural après un protocole de fatigue basé sur 130 contractions volontaires ou EI du quadriceps générant 20% de la force maximale. La fatigue était évaluée sur la base d'un test de force maximale. Les résultats relatifs à la fatigue ont montré une diminution significative de la force après les deux modalités de contraction, avec des effets plus marqués après les contractions EI. Pour autant, la fatigue induite par les contractions EI dégrade le contrôle postural de la même manière que celle induite par les contractions volontaires (Chaubet et Paillard, 2012). En revanche, pour une perte de force équivalente, les contractions volontaires affectent davantage le contrôle postural que les contractions EI (Hachard et al., 2019). Au regard de l'intensité des contractions (20% de la force maximale), les fibres de type I résistantes à la fatigue sont davantage recrutées durant le protocole de fatigue volontaire. A l'inverse, les contractions EI du quadriceps induisent un recrutement plus important de fibres de type II, non résistantes à la fatigue et davantage localisées en superficie du muscle. Or, la posture est principalement contrôlée par les fibres de type I (Paillard, 2017a), davantage localisées en profondeur du muscle, ce qui peut expliquer en partie que les contractions volontaires

aient davantage dégradé le contrôle postural que les contractions EI (Hachard et al., 2019). L'altération du contrôle postural après un exercice fatigant composé de contractions volontaires est associée à une fatigue d'origine centrale (Paillard et al., 2010a). L'hypothèse selon laquelle l'altération du contrôle postural après un exercice EI fatigant serait associée à une fatigue d'origine centrale peut alors se poser. Il est admis que la fatigue centrale est la conséquence d'altérations pouvant survenir à plusieurs niveaux spinaux et supraspinaux (figure 9) (Boyas et Guével, 2011). Concernant un exercice EI, Pitcher et Miles (2002) ont mis en place un protocole de stimulation sur le premier muscle dorsal interosseux de la main droite (largeur d'impulsion 100 μ s ; fréquence 20Hz ; intensité supramaximale, 650ms on/350ms off). Le protocole prenait fin lorsque la force produite par la stimulation diminuait d'au moins 50% par rapport à la valeur de la force maximale volontaire avant la réalisation du protocole. Les résultats ont montré une diminution de l'amplitude des potentiels moteurs évoqués par stimulation magnétique transcrânienne 20 minutes après le protocole de fatigue induit électriquement. Ces résultats montrent une diminution de l'excitabilité corticospinale après l'exercice EI. Des résultats similaires ont été rapportés par Léonard et al., (2013) après une stimulation électrique prolongée à hautes fréquences (100Hz) sur la face antérieure de la cuisse. Ces auteurs ont également montré une diminution de l'amplitude des potentiels moteurs évoqués jusqu'à 30 minutes après l'arrêt de la stimulation. Par ailleurs, Garland et McComas (1990) ont tenté d'expliquer la diminution de l'activité électromyographique du muscle lors d'un test de force maximale après un exercice EI. Ils excluent partiellement la possibilité d'une altération de la commande descendante puisque la fatigue n'a été induite que par la stimulation périphérique des axones moteurs. Les résultats de leurs travaux montrent une diminution de l'amplitude du réflexe H après le protocole. A ce titre, une diminution de l'excitabilité des motoneurons α au niveau spinal participerait à la réduction de l'activité volontaire observée (Garland et McComas, 1990). La réduction de l'excitabilité motoneuronale spinale pourrait résulter en partie de la fonction inhibitrice des afférences musculaires III et IV (métabosensibles) provoquées par des contractions EI. En effet, les contractions EI sont davantage glycolytiques et produisent une acidité plus importante que les contractions volontaires d'intensité et de durée

similaires (Vanderthommen et al., 2003). L'acidité du milieu musculaire favoriserait alors l'inhibition des motoneurones α au niveau spinal (Boyas et Guével, 2011). Ces facteurs pourraient ainsi partiellement expliquer l'altération du contrôle postural après une exercice EI fatigant.

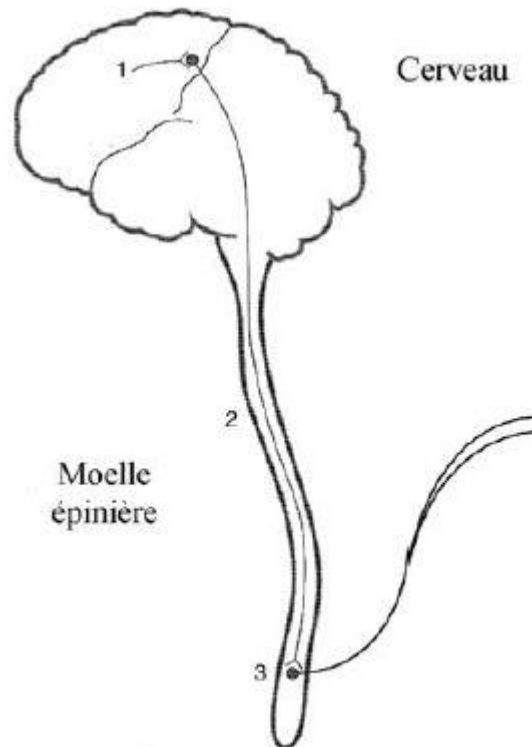


Figure 9. Les différents sites pouvant contribuer à la fatigue centrale. 1) L'activation de l'aire du cortex moteur primaire. 2) Le cheminement de la commande descendante vers les motoneurones spinaux. 3) L'activation des unités motrices (Boyas et Guével, 2011)

3.3. Les effets chroniques

L'utilisation chronique de la SEPT s'est montrée efficace pour améliorer l'équilibre des personnes fragiles, âgées et/ou pathologiques, mais pas des personnes jeunes et en bonne santé (Paillard, 2020). L'étude de Kadri et al. (2017) a notamment montré que chez des sujets sains âgés de 21 à 31 ans, un entraînement de 8 semaines basé sur des contractions EI du quadriceps n'a pas d'effet sur le contrôle postural ipsilatéral. En revanche, une augmentation significative de la force a été observée après l'intervention. Cela démontre l'efficacité de la SEPT dans l'optimisation des qualités musculaires, mais cela démontre aussi que pour cette population, la force n'est pas un facteur déterminant de l'équilibre. Par contre, c'est le cas pour les personnes âgées/pathologiques/fragiles,

pour qui l'amélioration du contrôle postural est davantage liée à une augmentation du rendement moteur (Paillard, 2020). C'est la raison pour laquelle les études sur ce type de population sont beaucoup plus fréquentes. Par exemple, chez des sujets pathologiques, 15 séances de stimulation électrique (durée d'impulsion 250 μ s ; fréquence 35 Hz ; intensité 30-70mA) visant les muscles abdominaux ou les muscles dorsaux et incorporées à des exercices physiques de renforcement musculaires produisent des effets bénéfiques sur le contrôle postural, qui sont plus marqués que ceux induits par un programme de renforcement musculaire seul (Park et al., 2018). Mêmes si les effets sont bénéfiques, les améliorations ne sont pas systématiquement plus marquées avec la SEPT. En effet, Paillard et al. (2005a) ont partagé une population de femmes âgées de 62 à 75 ans en trois groupes : un groupe qui pratiquait une activité physique volontaire en montant et descendant des escaliers (groupe 1), un groupe qui recevait un programme de SEPT (groupe 2), et un groupe qui surimposait simultanément les 2 activités (stimulation surimposée, groupe 3). L'équilibre en condition dynamique a été amélioré pour les trois groupes après 6 semaines d'intervention. En revanche, l'analyse de la contribution des informations visuelles dans la régulation de l'équilibre a montré que le groupe 1 était moins visio-dépendant après l'intervention, comparativement aux deux autres groupes. Cela suggère que la stimulation surimposée perturbe l'intégration des afférences comparativement à l'exercice volontaire (Paillard et al., 2005a).

Afin de surmonter ce problème, certains auteurs privilégient d'autres techniques de stimulation (stimulation somatosensorielle, TENS, notamment). Il semblerait en effet que la stimulation électrique à une intensité inférieure au seuil moteur soit d'un intérêt majeur en raison de son fort potentiel d'induction d'afférences sensorielles. En retour, aucune adaptation structurelle n'est attendue au niveau musculaire puisque ce type de stimulation ne produit en principe pas de contraction musculaire. Ainsi, l'amélioration des performances motrices ne peut s'expliquer par une augmentation du rendement moteur, comme évoqué précédemment. Après un programme de 6 semaines basé sur des exercices visant à améliorer la force et le contrôle des muscles du tronc, des sujets ayant été victimes d'un accident vasculaire cérébral de plus de 6 mois (sans déficit somatosensoriel) ont

manifestement atteint les objectifs de ce programme (Chan et al., 2015). Par ailleurs, une partie de ces patients recevaient une stimulation électrique de type TENS durant les entraînements (durée d'impulsion 0,2 ms ; fréquence 100 Hz : intensité 2x le seuil sensoriel sans dépasser le seuil moteur). Il apparaît que l'ajout de la stimulation lors des exercices augmente l'efficacité de ceux-ci sur l'échelle de déficience motrice des muscles du tronc (calcul d'un score indiquant le degré de contrôle moteur du tronc). De tels résultats laissent penser que pour une tâche posturale donnée, des protocoles incluant de la stimulation électrique somatosensorielle peuvent être bénéfiques. En effet, lorsqu'une stimulation de type TENS est appliquée au cours de séances composées d'exercices axés sur le contrôle postural, l'amélioration de l'équilibre est plus marquée qu'après un programme d'exercices ne comportant pas de stimulation électrique chez des personnes atteintes de lésions des membres inférieurs (Ng et al., 2016). Par ailleurs, chez des sujets atteints de spasticité, un programme de 6 semaines comportant des exercices thérapeutiques et des sessions de stimulation de type TENS (durée d'impulsion 200 μ s ; fréquence 100 Hz ; intensité 90% du seuil sensoriel) permet d'améliorer l'équilibre de manière plus marquée qu'un programme comportant uniquement des exercices thérapeutiques (Park et al., 2014). Chez des patients atteints d'instabilité chronique de la cheville, l'application d'une stimulation électrique subsensorielle induisant un phénomène de résonance stochastique pendant des séances d'exercices de coordination améliore davantage le contrôle postural qu'un programme composé seulement d'exercices de coordination (Ross et al., 2007).

Problématiques et objectifs

Le contrôle postural est un acte moteur fondamental reposant en partie sur la réception et le traitement des informations sensorielles (Massion, 1994). Ces dernières parviennent au système nerveux central par de nombreux récepteurs, dont une partie est située dans les muscles, les tendons, les articulations, et la peau. L'activité de ces récepteurs est donc fondamentale dans la construction de la représentation du corps dans l'espace permettant d'ajuster le contrôle postural. Plusieurs techniques peuvent être mises en place afin d'optimiser la fonction de ces récepteurs et d'augmenter l'information apportée. En ce sens, la composante sensorielle du contrôle postural pourrait être optimisée grâce à une situation de sensibilité augmentée permettant une représentation plus fine du corps dans l'espace. Parmi ces techniques, on trouve la SEPT. Il est admis que des contractions sous-maximales induites électriquement peuvent exciter les afférences Ia et II des fuseaux neuromusculaires, les afférences Ib des organes tendineux de Golgi, les afférences II des récepteurs cutanés, et peuvent, lors d'une application prolongée (>20 minutes), affecter l'excitabilité corticospinale (Veldman et al., 2014). C'est particulièrement le cas de la stimulation somatosensorielle (Kaelin-Lang et al., 2002). C'est la raison pour laquelle une attention particulière a été portée sur cette stimulation dans le cadre de l'évaluation du contrôle postural. Si les données physiologiques suggèrent que la fonction sensorimotrice peut être optimisée après l'application d'une stimulation somatosensorielle (Celnik et al., 2007; Conforto et al., 2002; Koesler et al., 2009), les travaux portant sur les effets de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural font preuve de résultats hétérogènes (Demneh-Sadeghi et al., 2015; Laufer et Dickstein, 2007; Magalhães et Kohn, 2014; Rugelj et al., 2020). Même si la plupart des études décrivent des effets optimisant, certaines différences méthodologiques ne permettent pas de conclure de façon péremptoire. Plus précisément, certains travaux n'ont montré aucun effet significatif sur le contrôle postural. Par conséquent :

Le premier objectif sera de préciser les effets immédiats de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural monopodal ipsilatéral chez des sujets jeunes et en bonne santé. Les effets seront

comparés à ceux induits par une stimulation excito-motrice. Les stimulations seront délivrées au cours de la réalisation du test postural, avec une intensité égale au double du seuil sensoriel (sans dépasser le seuil moteur) et au double du seuil moteur pour les stimulations somatosensorielle et excito-motrice, respectivement.

Sur la base de l'hétérogénéité des effets de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural, on peut s'interroger sur les causes de ce phénomène (Paillard, 2021b). Pour leur part, Pavailler et al. (2016) ont mis en évidence une différence interindividuelle dans la capacité à intégrer les signaux cutanés. Ainsi, par analogie, les afférences induites par la stimulation somatosensorielle pourraient être intégrées également différemment selon les individus. En fait, la capacité à intégrer ces signaux pourrait dépendre des capacités intrinsèques des individus à intégrer les afférences induites par la régulation du contrôle postural. En d'autres termes, la capacité proprioceptive initiale ou de base (ou naturelle) d'un sujet étant étroitement liée à sa performance posturale, elle pourrait déterminer sa capacité à exploiter des afférences sensorielles induites par la stimulation somatosensorielle. Par conséquent :

Le second objectif sera d'analyser les effets immédiats de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural en fonction des capacités d'équilibration initiales (ou naturelles) des sujets.

A ce jour, de nombreux travaux ont étudié les effets optimisant de la stimulation somatosensorielle en application aigue/immédiate sur le contrôle postural. En revanche, la stimulation excito-motrice en application aigue non fatigante n'a fait l'objet d'aucune étude visant à explorer d'éventuels effets sur le contrôle postural. Il a largement été établi que les contractions électro-induites induisent de la fatigue musculaire et qu'elles sont susceptibles de perturber le contrôle postural (Hachard et al., 2019; Paillard et al., 2010a). Par contre, aucun protocole n'a encore évalué le contrôle postural après des contractions électro-induites non-fatigantes. La question selon laquelle un protocole de stimulation excito-motrice non-fatigant induit un effet possiblement optimisant de la fonction posturale reste donc à explorer. S'il est clair qu'un protocole d'échauffement basé sur des

mouvements volontaires améliore le contrôle postural (Subasi et al., 2008), l'effet d'un échauffement basé sur des contractions électro-induites est encore inconnu. Par conséquent :

Le troisième objectif sera de comparer les effets de deux modalités d'échauffement local, basées sur des contractions volontaires versus des contractions électro-induites, sur le contrôle postural monopodal.

PARTIE II – Études expérimentales

Article 1

**Effect of the application of somatosensory and excitomotor electrical stimulation during quiet
upright standing balance**

Zéronian Sacha, Noé Frédéric, Paillard Thierry

10.1016/j.medengphy.2020.11.016

Article 1 - Effect of the application of somatosensory and excitomotor electrical stimulation during quiet upright standing balance

1. Abstract

Somatosensory (which activates sensory neurons only) and excitomotor (which activates both motoneurons and sensory neurons) electrical stimulations applied on the musculature of the lower-limb are likely to facilitate and disturb balance control respectively. The aim of this study was to compare the possible balance control modifications induced by somatosensory (SS) and excitomotor (EX) electrical stimulations applied on the quadriceps femoris in quiet standing condition. Kinetics and kinematics parameters were recorded with a force platform (displacements of center of foot pressure) and a 3D analysis system (hip, knee and ankle angles) respectively during a postural task. Twenty healthy young male participants carried out a monopodal postural task (i.e., unilateral stance) in three conditions: SS stimulation (1ms; 10Hz; 7 ± 2 mA i.e., twice the intensity corresponding to the sensory threshold), EX stimulation (400 μ s; 50 Hz; 20 ± 5 mA i.e., twice the intensity corresponding to the motor threshold), and a control (CONT) condition without stimulation. The results showed no significant differences between the three conditions except for the knee' angle which was higher in the EX condition (167.3 ± 11.6 vs 164.3 ± 5.8 and 163.9 ± 8) ($p < 0.005$) than in the two other conditions (SS stimulation and CONT). This means that the EX stimulation induced a postural position change (i.e., a slight knee extension) during the monopodal postural task without altering balance control. Overall, on the basis of the stimulation parameters used in the present work, neither the SS stimulation, nor the EX stimulation facilitated or disturbed postural balance.

Keywords: neuromuscular electrical stimulation; somatosensory electrical stimulation; balance control; postural control; postural balance; sensory threshold; motor threshold

2. Introduction

Neuromuscular electrical stimulation consists of delivering an electrical current on a muscle group to activate the neuromuscular system in order to facilitate, preserve or restore its motor output (Collins, 2007; Hainaut and Duchateau, 1992; Paillard, 2018). The intensity at which the electrical stimulus is used can induce different excitation levels of the neuromuscular system. Muscle fibers have a much higher threshold for stimulation than nerve fibers (Collins, 2007), which means that for a given intensity of stimulation, sensory neurons can be activated while muscle fibers are not. The stimulation activating sensory neurons without activating muscle fibers can be defined as a somatosensory stimulation (SS stimulation) (Conforto et al., 2010). SS stimulation involves the implementation of current intensities at and above the sensory threshold (i.e., the minimal intensity of stimulation that can be perceived) but below the motor threshold (i.e., the minimal intensity of stimulation that can generate a direct motor response i.e. a force production usually $> 3\text{--}5$ N). Electrical stimulations at or above the motor threshold which directly activate muscle fibers by shorting neural pathways (even if they are simultaneously activated) are considered as excitomotor stimulations (EX stimulations). Stimulations that induce depolarization of sensory neurons are likely to lead to recruitment of type I muscle fibers from reflex pathways (mediated at the spinal level), whereas muscle fibers located beneath the stimulating electrodes are directly activated -i.e., both I and II fiber types- (Collins, 2007). Hence both EX and SS stimulations can lead to different effects on motor function: the EX stimulation directly acts on motor output since muscle fibers are directly activated whereas the SS stimulation provides sensory information that is centrally integrated before possibly exciting muscle fibers (Collins, 2007; Conforto et al., 2010; Hainaut and Duchateau, 1992; Kaelin-Lang et al., 2002; Paillard, 2018). Standing balance control is an ecological and fundamental motor skill which requires a constant integration of sensory information provided by sway-related movements of the whole body due to the unstable nature of erected posture (Krishnamoorthy et al., 2005). Hence the acute SS stimulation carried out at the lower-limb level would facilitate the sensorimotor control of standing balance by improving the detection and transmission of neural signals thanks to a phenomenon of stochastic

resonance (Ross, 2007). In contrast, the acute EX stimulation would not optimize balance control since sensory pathways are artificially short-circuited, which could even disturb balance control with an artificially-generated motor activity not totally controlled by the central drive (Paillard, 2012b). Previous studies about this topic showed that SS stimulation applied on the lower-limb improved mono and bipedal balance control by reducing postural sway in healthy young and older subjects (Dickstein et al., 2006; Gravelle et al., 2002; Kimura and Kouzaki, 2013; Laufer and Dickstein, 2007; Magalhães and Kohn, 2014; Severini and Delahunt, 2018; Woo et al., 2017) (outside the framework of closed-loop controlled functional electrical stimulation applied to the lower-limb muscles which obviously improves balance control in neurologically impaired individuals [e.g., Jaime et al., 2002; Rouhani et al., 2017]). Whereas Paillard et al. (2007) have shown that the combined use of EX stimulation, plantar cutaneous and articular sensory manipulations could disturb balance control, no study, to our knowledge, has specifically dealt with the acute effects of EX stimulation on balance control over the entire duration of a postural task in healthy subjects. Thus, the aim of the present study was to specify the effects of the SS and EX stimulations on balance control. The hypothesis was that the SS stimulation would facilitate balance control whereas the EX stimulation would disturb it.

3. Material and methods

3.1. Subjects

Twenty healthy male subjects participated in this study (age 19.8 ± 0.9 years; height 176.6 ± 6.3 cm; body weight 75 ± 14.1 kg). Exclusion criteria included balance disorders of pathological or drug-related origin, as well as musculoskeletal injuries in the past two years. Participants were asked to avoid any intense activity and not to consume any exciting substance (e.g., coffee) 24 h before the completion of the protocol. They voluntarily signed an informed consent form before starting the experiment, which was in accordance with the Helsinki Declaration. All procedures were approved by and performed in accordance with the relevant guidelines and regulations of the University of Pau and Adour Countries Ethics Committee.

3.2. Procedure

Subjects were asked to stand as motionless as possible in a monopodal stance on their dominant leg (i.e., the leg used to kick a ball) for 30 s while looking at a fixed target positioned 2 m in front of them. They had their arms crossed in front of the chest and the non-supporting leg was bent at a 90° knee joint flexion angle. After having completed two familiarization trials in order to avoid any learning effect (Cug and Wikstrom, 2014), participants had to perform this postural task in a control (CONT) condition and while being continuously submitted to a SS and an EX stimulation in a counterbalanced order. The SS stimulation (1 ms width continuous pulse at a 10 Hz frequency) was delivered using a Compex 2 stimulator (Compex, Ecublens, Switzerland) set at an intensity twice as high as the sensory threshold intensity (but always below the motor threshold). The EX stimulation (400 μ s width continuous pulse at a 50 Hz frequency) was delivered using a Chattanooga wireless Professional Stimulator (DJO Global, Mouguerre, France) set at an intensity twice as high as the motor threshold intensity. The mean intensity used for SS and EX current was 7 ± 2 mA and $20 \pm 4,7$ mA respectively. For practical aspects, two different stimulators were used because only one could deliver pulse widths superior to 500 μ s. As part of the SS stimulation, the motor excitability (i.e., central recruitment) requires a large pulse width (e.g., 1 ms). SS and EX currents were both administered by using four Compex rectangular electrodes (2" x 4"; Dual Leadwire, Vista, USA) placed on the motor points of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris muscles, and on the proximal part of the quadriceps straddling the vastus lateralis and the rectus femoris (Fig. 1). The quadriceps femoris was chosen since it is particularly active in monopodal stance (Bizid et al., 2009). Since the stimulator which delivered the SS stimulation emitted a repeated pulsatile sound, this stimulator was therefore switched on without being connected to the electrodes in the CONT and EX condition in order to standardize measurement conditions with an acoustic environment under all test conditions. Balance control was assessed while using a force platform (Stabilotest, [®]Technoconcept, Mane, France) which recorded the center of pressure (COP) displacements at a 40 Hz sampling frequency. COP surface (COP_S, 90% prediction ellipse area), mean COP velocity on the mediolateral (COPx) and antero-posterior (COPy) axes were calculated (Paillard and Noé, 2015). The Codamotion[©] (Charnwood Dynamics Ltd,

Leicestershire, UK) motion analysis system was used to track (200 Hz sampling frequency) a set of four active infrared lightemitting diodes markers positioned on the following anatomical landmarks: the external malleolus, the lateral femoral epicondyle, the greater trochanter and the acromion. The markers were unilaterally positioned on the ipsilateral side of the participants' dominant leg (Fig. 1). The ankle, knee and hip angles were calculated from the three-dimensional coordinates of the kinematic markers. The mean ankle (θ_A), knee (θ_K) and hip (θ_H) angles, standard deviation ($SD\theta_A$, $SD\theta_K$ and $SD\theta_H$) and peak-to-peak amplitude of angular movement ($\Delta\theta_A$, $\Delta\theta_K$, $\Delta\theta_H$) were then calculated during each condition.

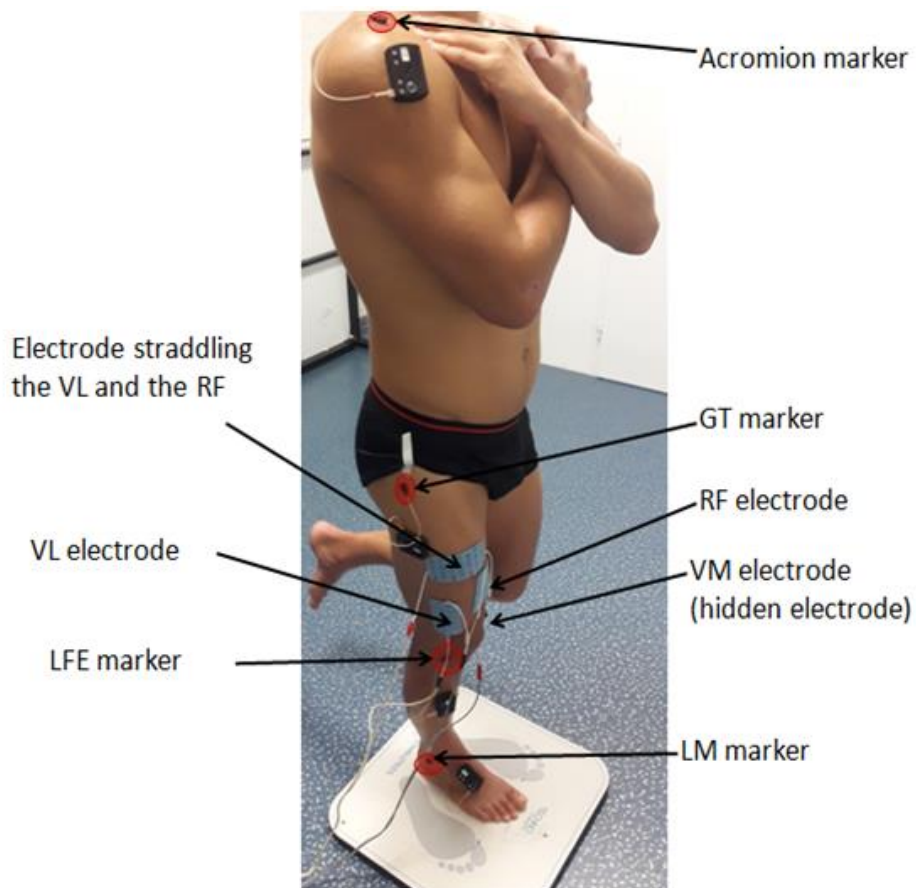


Fig. 1. Experimental set up. VL: vastus lateralis; RF: rectus femoris; VM: vastus medialis; GT: great trochanter; LFE: lateral femoral epicondyle; LM: lateral malleolus. Acromion, GT and LFE marker were used to calculate the flexion angle of the trunk on the leg (θ_H). GT, LFE and LM marker were used to calculate the flexion angle of the thigh on the leg (θ_K). LFE and LM marker were used to calculate the ankle angle (θ_A).

3.3. Statistic analysis

The normality of the data was checked using the Shapiro-Wilk test. Since most of the variables did not follow a normal distribution, non-parametric tests were used. Friedman's test were applied to establish the effect of the conditions (CONT, SS, EX) on the dependent variables (force platform and kinematic parameters). The Nemenyi post hoc multiple comparison procedure was used as a follow up analysis. The significance level was set at $p < 0.05$. Statistical analyses were performed with R statistical software (RC Team, 2016).

4. Results

No significant differences were shown between the experimental conditions for the platform parameters (Fig. 2). Concerning the kinematic parameters, the Friedman's test revealed only one significant result for the mean knee angle ($\chi^2(3) = 12.42; p = 0.006$). Fig. 3 displays comparisons of kinematic parameters between the three conditions. The mean knee angle was significantly higher in the EX condition than in the CONT condition ($p = 0.035$) and the SS condition ($p = 0.005$).

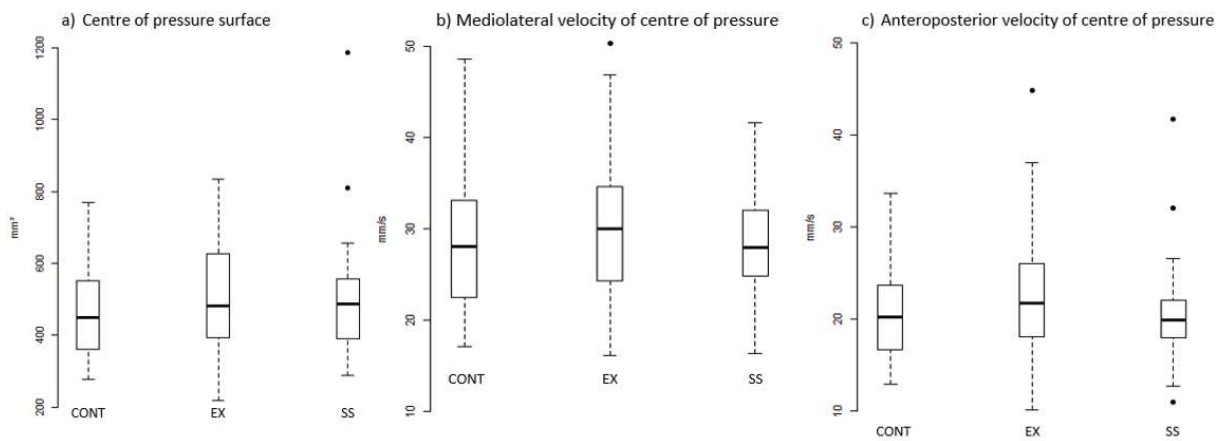


Fig. 2. Boxplot representation of COP variables in all stimulation conditions (CONT, EX and SS). CONT: no stimulation; EX: excitomotor stimulation; SS: somatosensory stimulation. Dots indicate outliers.

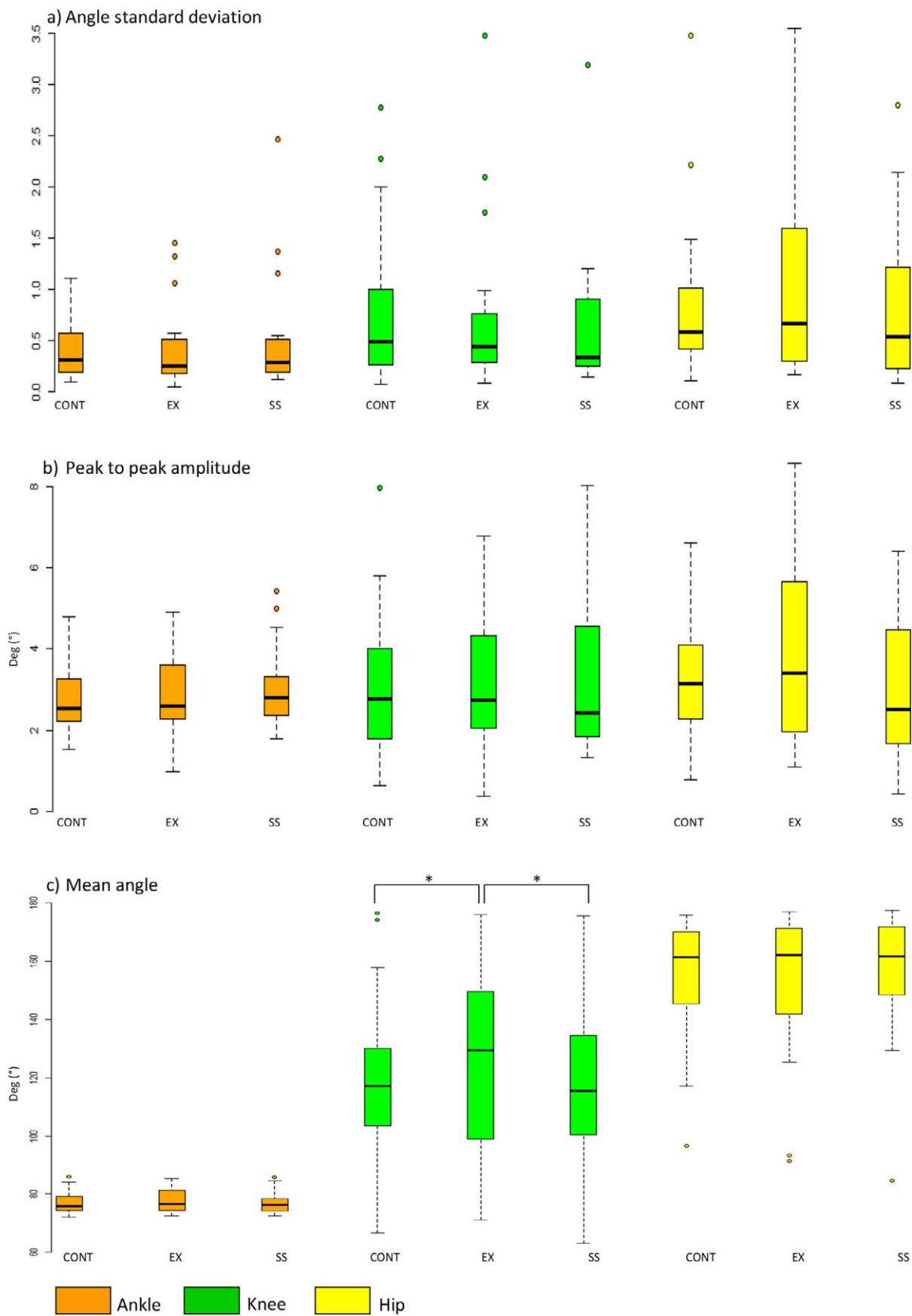


Fig. 3. Boxplot representation of kinematic variables in all stimulation conditions (CONT, EX and SS). CONT: no stimulation; EX: excitomotor stimulation; SS: somatosensory stimulation. Dots indicate outliers. *indicates a significant difference between stimulation conditions ($p < 0.05$).

5. Discussion

The current study was conducted in order to investigate the acute effects of two modalities of neuromuscular electrical stimulation (EX and SS stimulation) on balance control in a monopodal postural task. It was hypothesized that the SS stimulation would facilitate balance control while the EX stimulation would disturb it. Nevertheless, our results did not support this assertion since neither the SS nor the EX stimulation induced a significant change of platform parameters even though the EX stimulation forced the participants to adopt a posture with a greater knee extension compared to the CONT and SS conditions. The more extended knee position induced by the EX stimulation is a logical consequence of the application of an excitomotor electrical stimulation over the quadriceps femoris muscle which acts as a knee extensor muscle. This involuntary knee extension could have had a disruptive effect on balance control by restricting the angle movements at the knee joint. Nevertheless, our results showed that the EX stimulation did not affect knee angle movements since neither $SD\theta_K$ nor $\Delta\theta_K$ were reduced in the EX condition, likely due to the 20 mA current intensity that was delivered in this experimental condition. Hence, with such a small current intensity of a constant nature (i.e., continuous pulse) participants might have maintained the ability to efficiently control and coordinate the movements of the knee, thus explaining the absence of any deleterious effect of EX stimulation on balance control illustrated by the COP platform data. Moreover, contrary to what we expected, the SS stimulation did not improve balance control. It is well known that electrical somatosensory stimulation can improve balance control by decreasing sway during both one and two-legged balance tasks (Gravelle et al., 2002; Kimura and Kouzaki, 2013; Magalhães and Kohn, 2014; Severini and Delahunt, 2018; Woo et al., 2017). This result has been mainly observed using sub-sensory stimulations that enhance the detection of sway-related sensory signals thanks to a phenomenon of stochastic resonance (Ross, 2007). Sub-sensory stimulations reduce the sensibility threshold of mechanoreceptors (i.e., Ia and II afferents of muscle spindles and/or Golgi tendon organs of the stimulated muscles) by altering the ion permeability of their membrane (Gravelle et al., 2002; Kimura and Kouzaki, 2013; Magalhães and Kohn, 2014; Severini and Delahunt, 2018; Woo et al., 2017). The

application of supra-sensory threshold intensities do not produce such a positive effect and can even negatively influence balance control (Severini and Delahunt, 2018). Hence with a 200% supra-threshold intensity, the SS stimulation used in the present study would be too high to act like a noise-like stimulation and produce a phenomenon of stochastic resonance in order to improve balance control. This result confirms that the improvement in sensory signal detection is greatest at some intermediate and optimal noise intensity while using sub-sensory (Gravelle et al., 2002; Kimura and Kouzaki, 2013; Magalhães and Kohn, 2014) or small supra-sensory (< 130% of the sensory threshold) (Severini and Delahunt, 2018) intensities of stimulation. It is also known that long SS stimulations (from 45–60 to 120 min) around sensory threshold intensity can also enhance motor function by increasing corticospinal excitability to the stimulated body parts (Kaelin-Lang et al., 2002; McKay et al., 2002). Therefore, the 30 s duration of stimulation implemented in the present study was probably too short to influence cortical excitability and induce a related-improvement in balance control.

6. Conclusions

On the basis of the results observed in the present work, neither the SS stimulation, nor the EX stimulation facilitated or disturbed balance control in healthy and young subjects. From a theoretical viewpoint, these results could differ in pathological (e.g., neurological pathology) and aged (or frail) subjects. On the one hand, Gravelle et al. (2002) and Breen et al. (2016) have already shown that the SS stimulation could improve balance control in aged subjects. On the other hand, since it is also known that pathological and aged subjects' balance control is more disturbed by sensory manipulations than that of healthy and young subjects (Maitre et al., 2013), it would be logical that the EX stimulation disturbs balance control more in pathological and aged subjects than in healthy and young subjects. In populations too frail or unable (sarcopenic or pathological subjects) to regularly undertake exercise to efficiently struggle against the loss of mobility and the risk of fall, it is already known that electro-induced muscle actions turn out to be particularly relevant to implement in non-specific or decontextualized postural conditions (Paillard, 2020). In specific or contextualized postural conditions i.e., during quiet upright standing balance, further research is needed to prove that electrical

stimulation can be viewed as a simple and effective tool that can either facilitate (with SS stimulation) or disrupt (with EX stimulation) balance control depending on the current used. Indeed, under the current stimulation setting and parameters, our results did not show an effect on postural balance. Future studies may test different intensity of the current and its duration of application in order to produce specific impacts on the balance control system.

Article 2

**The optimal exploitation of sensory electrical stimulation for regulating postural balance depends
on participants' intrinsic balance abilities**

Paillard Thierry, Zéronian Sacha, Noé Frédéric

10.1016/j.jocn.2021.09.009

Article 2: The optimal exploitation of sensory electrical stimulation for regulating postural balance depends on participants' intrinsic balance abilities

1. Abstract

Background: The sensory electrical stimulation applied to the postural muscles provides additional sensory information that improves postural balance but this improvement seems to be highly subject dependent.

Research question: The first aim was to analyse the effects of sensory electrical stimulation on postural balance and the second aim was to analyse these effects depending on intrinsic postural balance abilities of subjects.

Methods: Twenty healthy young male participants completed a monopodal postural task with sensory electrical stimulation (1 ms; 10 Hz; 7 ± 2 mA i.e., twice the intensity corresponding to the sensory threshold) and without sensory electrical stimulation. Pearson's product-moment correlations were performed on centre of pressure parameters to assess whether the participant's balance abilities at baseline were related to the beneficial effects of sensory electrical stimulation.

Results: The results showed positive correlations for all the variables measured (i.e., with r^2 from 0.32 to 0.35). Evidence suggests that subjects' abilities to take advantage from electrically induced additional afferents depended on participants' intrinsic balance abilities. In fact, subjects who exhibited the worst postural balance at baseline (i.e., without stimulation) benefited more from the effects of sensory electrical stimulation than subjects who displayed the best postural balance at baseline.

Significance: In physically impaired subjects, as part of functional rehabilitation, sensory electrical stimulation would be particularly interesting in order to limit their risk of falling.

Keywords: electrical stimulation; somatosensory electrical stimulation; balance control; postural balance; sensory threshold; sensory information

2. Introduction

Proprioception can be assimilated to the sensitivity that provides information about the positions and movements of body segments and the whole body in space at all times (Paillard, 2017b). This sensory information emanating from muscle, tendon and joint sensors as well as its central integration are fundamental in the regulation of postural balance (Massion, 1994). Proprioception makes it possible to detect the slightest segmental movement that shifts the centre of mass and is likely to induce body imbalance which needs to be counteracted to prevent falling (Paillard, 2017a). The disruption of proprioception due to pathology, injury or age advancement is likely to degrade postural balance and thus could accentuate the risk of fall. In contrast, the refinement of proprioception in any type of subject (i.e., pathological, healthy, young or older subject) is likely to improve postural balance and thus to enhance motor performance (Henry and Baudry, 2019; Paillard, 2019, 2017b). In all cases, whether it is question of rehabilitating or optimizing motor output, any means likely to improve proprioception deserves to be deployed durably and regularly (Paillard, 2017b). However, workloads which aim at refining or reconditioning proprioception through challenging motor tasks (e.g., dynamic and strongly destabilizing) cannot always be safely implemented in physically diminished subjects (i.e., pathological, injured or older subjects) with functional limitations and at high risk of falling (Paillard, 2015). In turn, artificial stimulations of proprioceptive sensors turns out to be particularly relevant during the completion of easy motor tasks (e.g., static and weakly destabilizing) in order to limit the fall risk (Paillard, 2015). To this end, peripheral electrical stimulation applied to the postural muscles seems to be suitable provided that it only stimulates the sensory pathway (i.e., activates sensory neurons only, not motor neurons) in order to facilitate the integration of afferents that it induces. The simultaneous stimulation of both sensory and motor neurons could indeed provoke collisions between the antidromic motor action potentials and the orthodromic sensory action potentials at the spinal level (Baldissera et al., 2011) which would create as a result interferences in the integration of induced afferents. The pure sensory electrical stimulation involves the implementation of current intensities below, at, or just above the sensory threshold -i.e., the minimal intensity of stimulation that can be

perceived- but below the motor threshold. Actually, the motor threshold corresponds to the minimal intensity of stimulation that can generate a direct motor response which characterizes a force production likely to generate involuntary non-controlled segmental movements and thus disturb postural balance (Paillard et al., 2007). On these neurophysiological data, the sensory electrical stimulation provides additional sensory information that indeed improves postural balance (Dickstein et al., 2006; Kang et al., 2013; Laufer and Dickstein, 2007) but some studies showed that this is not always the case (Demneh-Sadeghi et al., 2015; Rugelj et al., 2020). Based on these results, the hypothesis that this optimizing effect on postural balance is not systematic could stem from the fact that not all subjects react in the same way to the sensory stimulation. The effects of this stimulation on postural balance could be subject-dependent and related to subjects' abilities to take advantage or not from additional afferents. These abilities could depend on subjects' proprioceptive acuity and balance ability, which mainly results from motor experience but above all on individual predispositions (Han et al., 2015b; Paillard, 2017b). Based on these considerations, knowing that there is a close link between the level of proprioceptive acuity and the level of postural balance (Han et al., 2015b; Paillard, 2017b), it would be logical that the optimizing effect of the sensory electrical stimulation on postural balance are related to postural balance at baseline (without sensory stimulation). Therefore, the first aim was to analyse the effects of sensory electrical stimulation applied to the postural muscles on postural balance and the second aim was to analyse these effects depending on intrinsic postural balance abilities of subjects.

3. Material and methods

3.1. Subjects

Twenty healthy male subjects participated in this study (age 19.8 ± 0.9 years; height 176.6 ± 6.3 cm; body mass 75 ± 14.1 kg). Exclusion criteria included balance disorders of pathological or drug-related origin, as well as musculoskeletal injuries in the past two years. Participants were asked to avoid any intense activity and not to consume any exciting substance 24 h before the completion of the protocol. They voluntarily signed an informed consent form before starting the experiment, which was in

accordance with the Helsinki Declaration. All procedures were approved by and performed in accordance with the relevant guidelines and regulations of the University of Pau and Adour Countries Ethics Committee.

3.2. Procedure

Subjects were asked to stand on a stabilometric force platform which recorded the centre of foot pressure -COP- (Stabilotest, Technoconcept, Mane, France; 40 Hz sampling frequency) as motionless as possible in a monopodal stance on their dominant leg (i.e., the leg used to kick a ball) for 30 s while looking at a fixed target positioned 2 m in front of them. They had their arms crossed in front of the chest and the non-supporting leg was bent at a 90° knee joint flexion angle. After having completed two familiarization trials in order to avoid any learning effect (Cug and Wikstrom, 2014), the following trials were recorded for the statistical analysis. The participants had to perform this postural task in a control (CONT) condition and while being continuously submitted to a sensory electrical stimulation (SS condition) in a counterbalanced order (one test for each condition). Four rectangular electrodes (100x50 mm; Dual Leadwire, Compex, Vista, USA) were placed on the motor points of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris muscles, and on the proximal part of the quadriceps straddling the vastus lateralis and the rectus femoris. The sensory electrical stimulation (1 ms width continuous pulse at a 10 Hz frequency) was delivered using a Compex 2 stimulator (Compex, Ecublens, Switzerland) set at an intensity twice as high as the sensory threshold intensity (but always below the motor threshold). Any sub-sensory current was deliberately obscured because it is likely to facilitate postural balance in healthy and pathological subjects thanks to a phenomenon of stochastic resonance (Gravelle et al., 2002; Magalhães and Kohn, 2014; Ross, 2007; Severini and Delahunt, 2018). The mean intensity used for the sensory current was 7 ± 2 mA. To determine the sensory threshold, the intensity was increased until the subject perceived the current. The intensity was then decreased so that it could no longer be perceived. This was repeated 3 times and the lowest intensity perceived by the subject was defined as the sensory threshold.

3.3. Data analysis

COP surface (COPs, 90% prediction ellipse area) and mean COP velocity on the mediolateral (COPx) and antero-posterior (COPy) axes were calculated to characterize postural balance. The lower these parameters, the more efficient the postural balance (Paillard and Noé, 2015). The absolute difference (Δ) between the control (CONT) and the sensory (SS) conditions was calculated for each COP parameter ($\Delta\text{COPs} = \text{COPs}_{\text{CONT}} - \text{COPs}_{\text{SS}}$; $\Delta\text{COPx} = \text{COPx}_{\text{CONT}} - \text{COPx}_{\text{SS}}$; $\Delta\text{COPy} = \text{COPy}_{\text{CONT}} - \text{COPy}_{\text{SS}}$) in order to differentiate subjects who benefit from sensory electrical stimulation (positive value of absolute difference) and those who do not (negative value of absolute difference).

3.4. Statistical analysis

A 6-variable dataset ($\text{COPs}_{\text{CONT}}$, $\text{COPx}_{\text{CONT}}$, $\text{COPy}_{\text{CONT}}$, ΔCOPs , ΔCOPx , ΔCOPy) was used for the statistical analysis. The normality of the data was checked using the Shapiro-Wilk test. Two variables did not meet the assumption of normal distribution (ΔCOPs and ΔCOPy) because of the presence of an outlier. The subject identified as an outlier was entered as an illustrative individual in the statistical analysis. Then, all the dataset followed a normal distribution. One-sample t- tests were employed for ΔCOPs , ΔCOPx and ΔCOPy to test the null hypothesis: Δ equals zero (no benefit from sensory electrical stimulation). Pearson's product moment correlation tests were also undertaken between $\text{COPs}_{\text{CONT}}$, $\text{COPx}_{\text{CONT}}$, $\text{COPy}_{\text{CONT}}$ and ΔCOPs , ΔCOPx , ΔCOPy respectively, to assess whether potential beneficial effects of sensory electrical stimulation could be related to the participant's balance abilities at baseline. The level of significance was set at $p < 0.05$.

4. Results

One-sample t-tests showed that the magnitude of the absolute difference between the CONT and SS conditions (ΔCOPs : $822.07 \pm 138.75 \text{ mm}^2$; ΔCOPx : $0.17 \pm 5.48 \text{ mm/s}$; ΔCOPy : $0.76 \pm 3.39 \text{ mm/s}$; mean \pm SD) were not significantly different from zero (ΔCOPs : $p = 0.497$; ΔCOPx : $p = 0.8963$; ΔCOPy : $p = 0.3426$). Scatterplots illustrating correlations between COP parameters in the CONT condition and the absolute difference between CONT and SS conditions (Δ) are shown in Fig. 1. For all COP parameters, the Pearson's product-moment correlation indicated a positive correlation between values in the

CONT condition and Δ values (COPs: $r^2 = 0.32$, $p = 0.01196$; COPx: $r^2 = 0.35$, $p = 0.007664$; COPy: $r^2 = 0.33$, $p = 0.01051$).

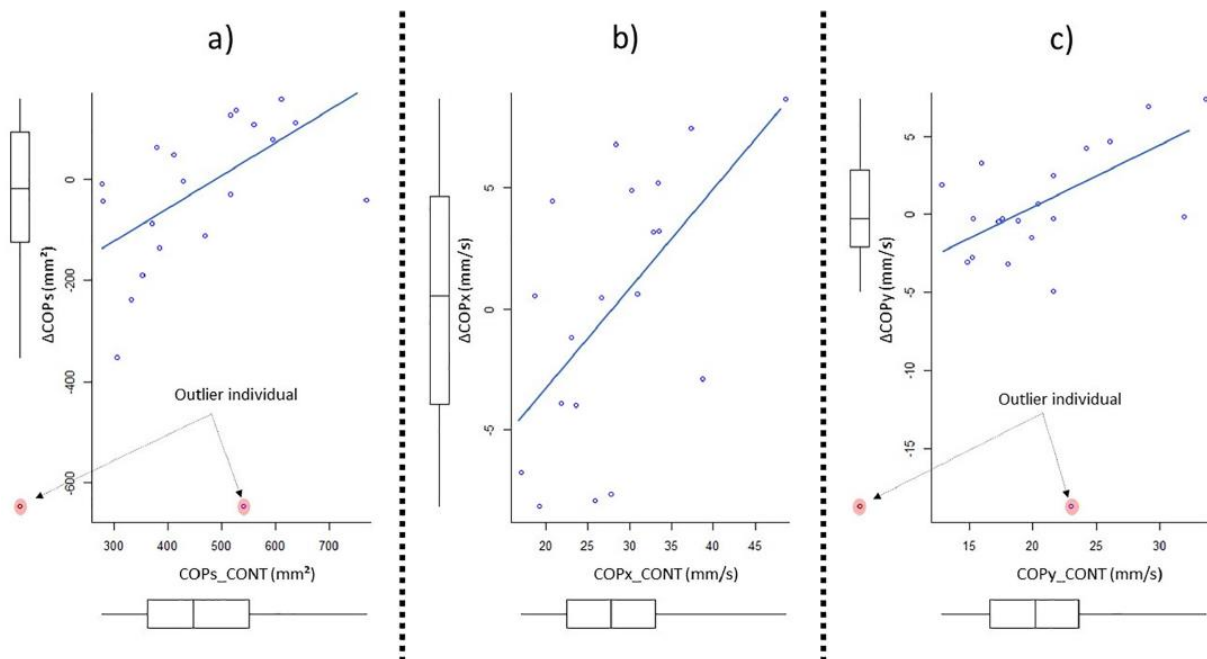


Fig. 1. Scatterplots representing the correlations between a) COPs_CONT and ΔCOPs , b) COPx_CONT and ΔCOPx , c) COPy_CONT and ΔCOPy . One individual was identified as an outlier. He is represented by a transparent red circle on the ordinate boxplot and on the scatterplot. The blue line represents the regression line without taking into account the outlier. COPs_CONT, COPx_CONT, COPy_CONT: COP parameters (surface, mean velocity on the mediolateral and antero-posterior axes) in the control condition; ΔCOPs , ΔCOPx , ΔCOPy : absolute differences of COP parameters between the control and the sensory conditions ($\Delta = \text{CONT} - \text{SS}$).

5. Discussion

The first aim was to analyse the effects of sensory electrical stimulation applied to the postural muscles on postural balance, and the second aim was to analyse these effects depending on intrinsic postural balance abilities of subjects. First, results from one-sample t- tests performed on absolute differences between the CONT and SS conditions showed that the sensory electrical stimulation did not alter postural balance. Second, evidences suggest that subjects' abilities to take advantage from electrically induced additional afferents significantly varied according their balance abilities at baseline: subjects who naturally exhibited the worst postural balance (i.e., without stimulation) benefited more from the effects of sensory electrical stimulation than subjects who naturally displayed the best postural balance.

On the basis of current knowledge related to the interaction between proprioception and postural balance, this result may seem counter-intuitive since subjects who display the best postural balance display the best ability to take advantage of proprioceptive sensory information (Paillard, 2017b) and should thus be able to further exploit additional afferents generated by the sensory electrical stimulation. In fact, these subjects did not take advantage -or only weakly- from additional sensory afferents in terms of postural balance. In return, subjects who naturally presented the worst postural balance benefited greatly from the additional afferents induced by the sensory electrical stimulation, which enabled them to improve their postural balance. In fact, the proprioceptive function of subjects who naturally presented the best postural balance would already be very efficient by generating and exploiting fully physiological/natural afferents induced by the simple task of monopodal postural regulation. In turn, the output of the proprioceptive function of the subjects who naturally presented the worst postural balance would be less efficient and could be improved thanks to additional sensory information. Additional sensory afferents can be advantageously exploited by subjects who naturally exhibiting the worst postural balance which would optimize the output of their postural function. As part of the cutaneous stimulation (i.e., additional cutaneous afferents) this precept was already reported by Baige et al. (2020) who showed that the ability to take advantage from the wearing of compression garments improves postural balance and depends on subjects' balance/proprioceptive abilities at baseline. This raises the question of what mechanisms underlie the optimizing effects of sensory electrical stimulation on postural function in subjects who naturally had the worst postural balance.

Previous studies showing that sensory electrical stimulation improves postural balance suggested potential changes at different levels of the sensory pathway that optimize the sensorimotor output (Dickstein et al., 2006; Kang et al., 2013; Laufer and Dickstein, 2007). However, these changes could only occur in subjects who naturally exhibiting the worst postural balance. Overall, from a neurophysiological point of view, the sensitivity of sensory sensors as well as the detection (i.e., induction), the transmission and/or the processing (i.e., integration) of generated signals could not be

optimal in these subjects and the presence of additional sensory afferents could improve their postural function. Hence, the exploitation of additional signals generated by the sensory electrical stimulation could take place at levels of the induction (peripheral level) and integration (spinal and supra-spinal central level) of the signal pathway in the subjects presenting the worst postural balance.

In these subjects, regarding the signal induction, the sensory electrical stimulation could reduce the sensibility threshold of mechanoreceptors (i.e., Ia and II afferents of muscle spindles and/or Golgi tendon organs of the stimulated muscle chains) by altering the ion permeability of their membrane (making sensory neurons more likely to fire action potentials in the presence of additional signals) which would optimize potentiation and transmission of proprioceptive afferents and thus enhance the sensory contribution in postural regulation (Zéronian et al., 2021). Concretely, subthreshold mechanical stimuli such as micro-segmental movement, would become detectable in the presence of sensory electrical signals. Changes in the signal detection would facilitate the integration of proprioceptive afferents and thus improve postural balance. Regarding the signal integration, it can be analyzed at spinal and supra-spinal levels. At the spinal level, the sensory electrical stimulation affects the spinal excitability by modulating H-reflex amplitudes (Hardy et al., 2002) which is likely to beneficially modulate postural balance especially during challenging postural tasks such as monopedal condition (Paillard, 2017b). At the supra-spinal level, the signal integration can increase corticospinal excitability and thus enhance motor output of the postural function in healthy young subjects (Kaelin-Lang et al., 2002; McKay et al., 2002). The signal passing through relay structures (e.g., thalamic nucleus) and leading to sensorimotor cortex would be likely to refine the descending drive since the somatosensory and motor cortex areas of the brain are inter-connected (Cho et al., 2011; Kaelin-Lang et al., 2002).

6. Conclusion

In summary, subjects who naturally exhibited the worst postural balance benefited more from the effects of the sensory electrical stimulation than subjects who displayed the best postural balance. It turns out that the worse the baseline postural balance, the greater the exploitation of additional

sensory information. In practice, the sensory electrical stimulation would be of greater interest to physically diminished subjects (i.e., pathological, injured or elderly subjects) and would deserve to be particularly used in rehabilitation or reconditioning contexts.

Article 3

Local exercise based on voluntary contractions produces greater warm-up effects on balance control than electro-induced contractions

Zéronian Sacha, Noé Frédéric, Paillard Thierry

En navette chez Neuroscience Letters

Article 3: Local exercise based on voluntary contractions produces greater warm-up effects on balance control than electro-induced contractions

1. Abstract

On the one hand, while whole-body warm-up exercises have been extensively used to optimize motor and postural performance, the effect of a local warm-up has not yet been addressed. On the other hand, voluntary (VOL) and electro-induced (EI) contractions produce different physiological effects likely to differently affect motor and postural performance. The aim was to analyze and compare the effects of two local warm-up modalities, voluntary and electro-induced (VOL or EI warm-up) on balance control. Balance control was evaluated with a force platform (recording the displacement of the centre of foot pressure - COP) in 27 healthy young subjects before (PRE), immediately after (POST), 5 minutes after (POST5), and 10 minutes after (POST10) either warm-up. Each warm-up included 6 sets of 5 contractions at 10% of maximal voluntary contraction. The results showed that the VOL warm-up improved balance control at POST, POST5 and POST10 while the EI warm-up improved it only at POST10. In addition, balance control was significantly better after the VOL warm-up than after the EI warm-up at POST5 and POST10. A short and local VOL warm-up improved balance control immediately after its completion and for, at least, ten minutes, while the EI warm-up required some minutes of recovery before producing its improving effects.

Keywords: balance control, voluntary contractions, electro-induced contraction, warm-up

2. Introduction

Warm-up is a common technique used to prevent injuries and optimize athlete performance (Resende et al., 2020). It mainly elevates body temperature and blood flow that facilitate exchanges and physiological processes, leading to improved muscle contractility and motor performance (Bishop, 2003). These physiological changes optimize motor output (Andzel and Gutin, 1976; Cunniffe et al., 2017; Silva et al., 2018), provided that the warm-up exercise is appropriate and relevant in terms of performed motor tasks (Ayala et al., 2017; Creekmur et al., 2017; Wei et al., 2020). The optimizing effect of a warm-up on dynamic and/or large motor tasks (e.g., jumps, sprints, short and long runs) has been widely studied and is no longer demonstrated. In contrast few studies have explored the effects of a warm-up on more fundamental and less dynamic motor tasks such as balance control (Subasi et al., 2008). Theoretically, the physiological changes induced by warm-up should improve balance control, since warm-up allows a better body representation in space and a decrease of the proprioceptive sensitivity threshold (Bouët and Gahéry, 2000) which turns out to be fundamental in improved balance control (Paillard, 2017b). The results obtained by Paillard et al. (2018) indeed showed that a 12-minute warm-up on an ergocycle had optimizing effects on the monopedal balance control in healthy young subjects. In addition, an initial exercise is also beneficial for balance control in physically diminished subjects which may reduce the risk of falling (Fukusaki et al., 2016; Kim et al., 2015). However, with frail or injured subjects unable to take part in a classical warm-up involving the whole body in movement, it seems relevant to use an alternative mean of warm-up through local movements i.e., involving only a part of body, in order to reduce their risk of falling and/or facilitate their muscle actions and body segmental mobility. It is possible that under certain conditions healthy athletes cannot perform a whole body warm-up (due to lack of time and/or space, need to maintain a warm-up state) and also resort to an alternative mean of warm-up such as local warm-up. In local warm-up contexts, neuromuscular electrical stimulation (NMES) seems perfectly suited in order to generate artificial muscle actions likely to engender physiological effects (mentioned above) induced by warm-up.

This leads to the question of whether warm-up based on electro-induced muscle contractions (EI) can generate similar effects on balance control to those induced by warm-up based on voluntary contractions (VOL). EI contractions are generated completely artificially and therefore do not require the intervention of the descending drive, i.e., the contribution of the motor cortex. In contrast, the motor cortex is highly involved in the execution of voluntary movements (Jacobs and Horak, 2007). In addition, cortical excitability increases after a 30-minute session of low-intensity pedaling (Morris et al., 2020). Warm-up based on VOL contractions (VOL warm-up) could be thus partly responsible to improve balance control since the cerebral cortex is involved in triggering voluntary postural responses, e.g. following a balance perturbation (Jacobs and Horak, 2007). Since EI contractions do not require significant activation of the cerebral cortex to induce muscle contractions, the optimizing effects (related partially to physiological changes mentioned above) of a warm-up based on EI contractions (EI warm-up) could be weaker on balance control than those induced by a VOL warm-up. Hence, the aim is to analyze and compare the effects of two local warm-up modalities, such as EI warm-up and VOL warm-up on balance control. The first hypothesis is that balance control is improved by both EI and VOL local warm-up routines. The second hypothesis is that the VOL local warm-up routine has greater optimizing effects than the EI warm-up local routine.

3. Methods

3.1. Subjects

Twenty-seven healthy young subjects (age 21.9 ± 1.3 years; height 174.6 ± 8.1 cm; body weight 74.2 ± 9.8 kg) took part in the experiment. Exclusion criteria included balance disorders of pathological or drug-related origin, as well as musculoskeletal injuries in the past two years. It was recommended to avoid any physical activity 24 hours before the measurements and not to consume any exciting substances. All participants voluntarily signed an informed consent form before starting the experiment, which was in accordance with the Helsinki Declaration. All procedures were approved by

and performed in accordance with the relevant guidelines and regulations of the University of Pau and Adour Countries Ethics Committee.

3.2. Procedure

Subjects had to come to the laboratory three times (each time at the same time of day for each subject) to complete the protocol.

3.2.1. First session

The first session was a pre-test session during which maximal voluntary contraction (MVC) was assessed in order to calibrate the intensity of the warm-up routines. This session also permitted to ensure that both warm-up protocols were non fatiguing, especially for the EI warm-up. Indeed, EI muscle actions produce greater metabolic stress and muscle fatigue than VOL muscle actions for equivalent strength and duration (Paillard et al., 2010b; Vanderthommen et al., 2003). Fatigue inevitably disturbs balance control contrary to warm-up that facilitates it (Paillard, 2012a; Paillard et al., 2018). At last, both measurements of MVC in the pre and post warm-up conditions should not impact the intrinsic effects of warm-ups likely to affect balance control. All the factors mentioned above explain why the MVC was separately tested from the other measurements and constituted a specific initial session.

MVC was measured after completed 12 minutes of pedaling on an ergocycle (5 minutes at 45-55% of the maximal heart rate – MHR, monitored by a Polar© M400 heart rate transmitter [Kempele; Finland], 5 minutes at 65-75% of MHR and 2 minutes at 75-85% of MHR). Then, half of the subjects completed the VOL warm-up and the other half completed the EI warm-up before their MVC was measured again (Figure 1). The MVC of the quadriceps of the dominant leg (i.e., the leg used to kick a ball) was measured on an isokinetic dynamometer (Biodex™, System 3 Pro, Shirley, USA). The ankle was attached and knee angle has been set to 60° flexion. Straps were placed over the thigh, pelvis and chest and arms were crossed on the chest. Participants were asked to perform 2 MVC of 5 seconds separate by 30 seconds rest. They received verbal encouragement and feedback on their force

production. The best performance was recorded. MVC was measured before and three minutes after the completion of the VOL or EI warm-up protocols in order to ensure their non-fatiguing effects.

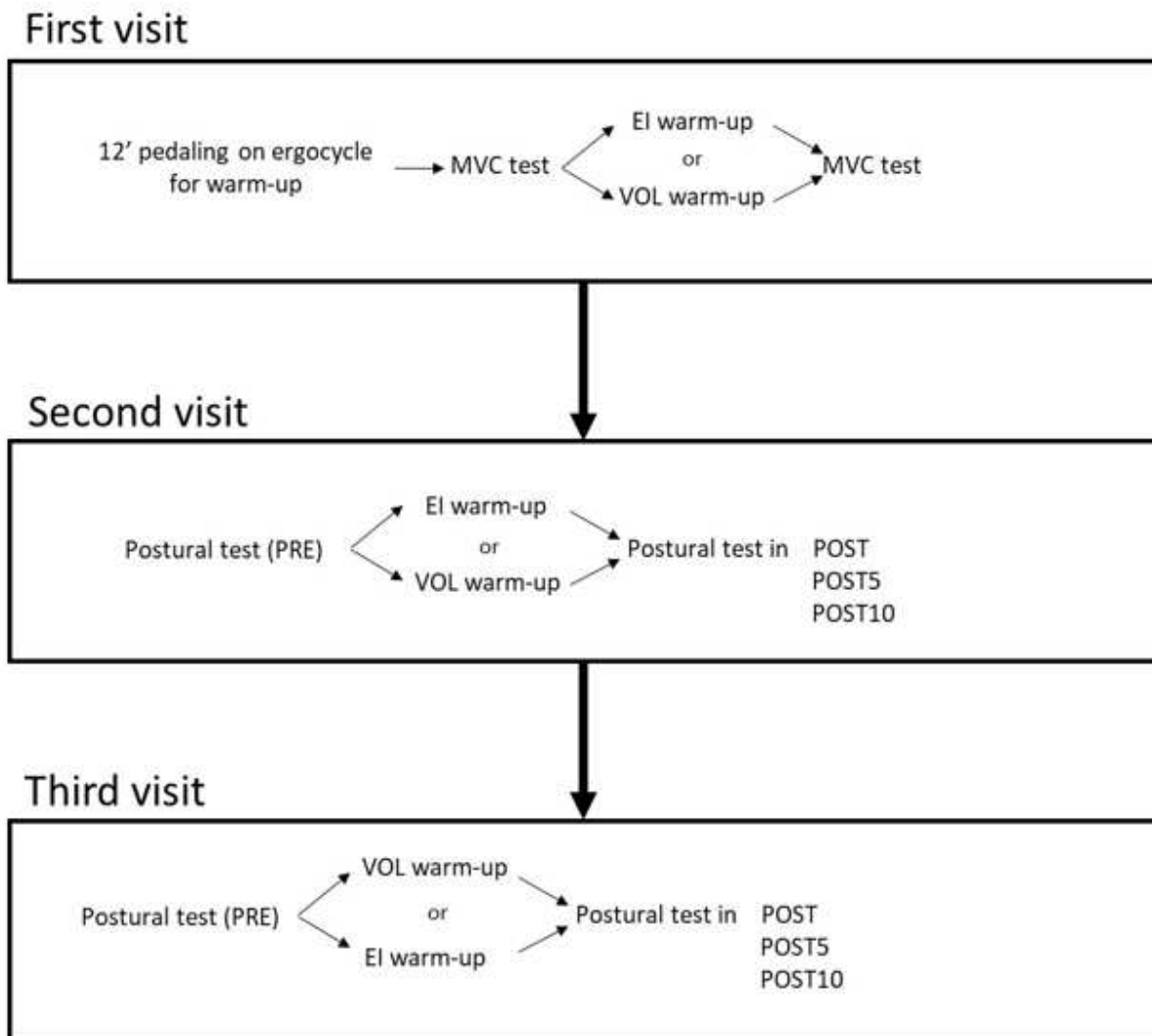


Figure 1. Representation of the sequence of the protocol during the three passages of the subjects in the laboratory. MVC: maximal voluntary contraction; EI: electro-induced; VOL: voluntary

3.2.2. Second and third sessions

The other two sessions were conducted to specifically investigate the effects of the VOL and EI warm-ups on balance control (Figure 1). Subjects alternatively performed VOL and EI warm-up in a counterbalanced order (half started with VOL and half with EI), separated by 3 to 14 days each other. Balance control was assessed before (PRE), immediately after (POST), and after 5 minutes and 10 minutes (respectively POST5 and POST10) of each warm-up.

The warm-up consisted of 6 series of 5 isometric contractions of 3 seconds of the quadriceps femoris of the dominant leg. Forty seconds of recovery was implemented between the series and 5 seconds between the contractions (Figure 2). Subjects were seated on the same isokinetic dynamometer and in the same configuration as in the MVC test performed in the pre-test session. EI warm-up was performed with a Chattanooga Wireless Professional Stimulator (DJO Global, Mouguerre, France) while the subject had to remain passive/relax and avoid any voluntary contribution during the contraction. The stimulator delivered a biphasic rectangular wave current with a 350 μ s pulse duration and a 20 Hz frequency. Four Dura-Stick stimulation electrodes (5x10cm; Vista; USA) were placed on the motor points of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris muscles, and on the proximal part of the quadriceps straddling the vastus lateralis and the rectus femoris. The intensity was set at a target force value of 10% of the MVC, and adjusted by the experimenters who had feedback of the force produced on the computer screen. For the VOL warm-up, the rhythm of the contractions was given by an intermittent sound that was emitted continuously for the duration of a contraction. A line on the computer screen corresponding to 10% of the force provided feedback to the participants.

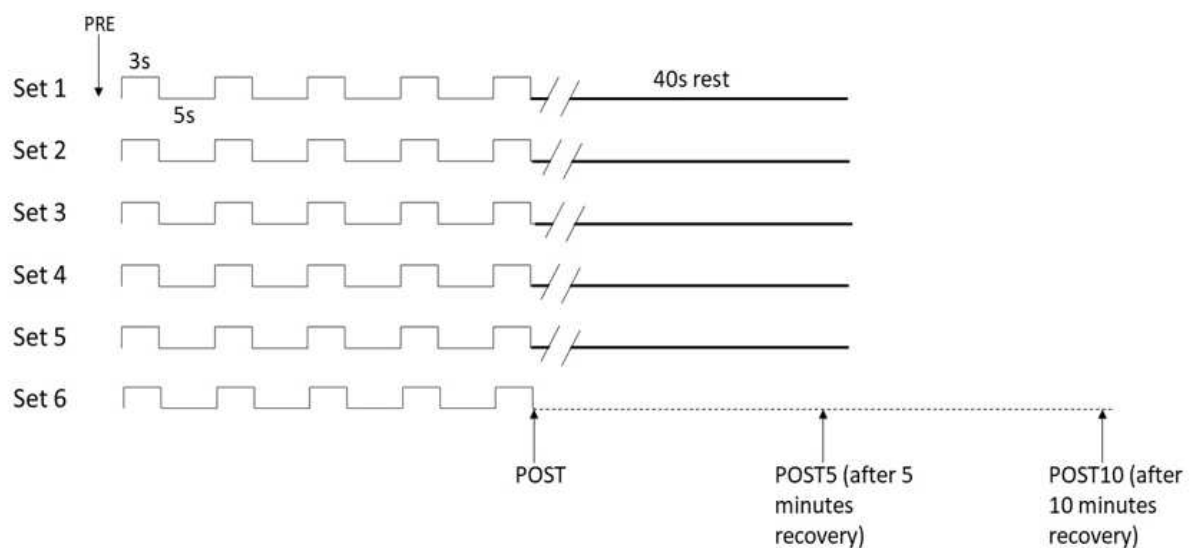


Figure 2. Representation of the contraction pattern and the postural assessments of both VOL and EI warm-ups

Balance control was assessed by asking subjects to stand as motionless as possible on their dominant leg on a force platform that recorded the displacements of the centre of pressure (COP) for 30 seconds at 40Hz (TechnoConcept, Feet-Test, France). The supporting leg was straight and the non-supporting leg was bent at 90° so that the knees did not touch each other and the thighs remained parallel. The arms remained crossed on the chest and the gaze was horizontal and fixed a point at 2 meters in front of the subjects. Before completion of the first measure (PRE), subjects performed 2 familiarization trials to avoid any learning effects and since 2 trials are sufficient to obtain a stable postural performance on the third trial (Cug and Wikstrom, 2014). The COP surface area (90% confident ellipse) and the COP velocity in the medio-lateral and antero-posterior axes were calculated (COPs in mm², COPx and COPy in mm/s, respectively).

3.3. Statistical analysis

Statistical analyses were performed with R statistical software. The normality of the data was checked using the Shapiro-Wilk test. As most of the dependent variables did not follow a normal distribution, non-parametric tests were used. Wilcoxon signed rank test for paired samples were used to explore potential differences in the MVC before and after both VOL and EI warm-up in the pre-test session. Friedman's test was used independently in the VOL and EI warm-up protocols on each COP parameter (COPs, COPx and COPy) to characterize a warm-up effect. Nemenyi's multiple comparisons were used as a follow-up analysis. Wilcoxon signed rank test for paired samples were used to highlight differences between VOL and EI warm-up for each parameter at each measurement time (PRE, POST, POST5 and POST10). The measure of effect size for Wilcoxon signed rank tests was performed as follows: $= \frac{Z}{\sqrt{n}}$, with n the total number of observations and Z the Wilcoxon test statistic value. The Kendall's W coefficient was calculated as an estimated of Friedman's test effect size: $= \frac{\chi^2}{N(k-1)}$, with χ^2 the Friedman's test statistic value, N the sample size and k the number of measurements per subject (Tomczak and Tomczak, 2014). The significance level was set at p<0.05.

4. Results

4.1. Pre-test results

The MVC was $276,4 \pm 60,5$ N.m and $257,6 \pm 38,4$ N.m for the VOL warm-up and EI warm-up respectively in the initial measurements while it was $271,1 \pm 64,4$ N.m and $257,3 \pm 33,6$ N.m for the VOL warm-up and EI warm-up respectively in the terminal measurements. No significant difference was observed on the MVC after either the VOL or EI warm-up ($p > 0.05$).

4.2. VOL warm-up

The results of the evolution of the COPs, COPx and COPy parameters for each warm-up protocol are illustrated in figure 3, 4, 5 respectively. For the VOL warm-up, the Friedman test revealed a significant warm-up effect regarding the COPs ($X^2=9.09$; $p=0.028$, $W=0.11$), the COPx ($X^2=26.87$; $p=6.28 \times 10^{-6}$, $W=0.33$) and COPy ($X^2=37.71$; $p=6.02 \times 10^{-7}$, $W=0.39$). The COPs decreased significantly between PRE and POST ($p=0.014$) and between PRE and POST5 ($p=0.017$). The COPx decreased significantly between PRE and POST ($p=0.012$), between PRE and POST5 ($p=0.0028$) and between PRE and POST10 ($p=2.5 \times 10^{-6}$). The COPy decreased significantly between PRE and POST ($p=0.05$), between PRE and POST5 ($p=0.00015$), between PRE and POST10 ($p=8.1 \times 10^{-7}$) and between POST and POST10 ($p=0.031$).

4.3. EI warm-up

No significant difference was observed for the COPs variable. The Friedman test revealed a significant warm-up effect regarding the COPy parameter ($X^2=10.95$; $p=0.011$ $W=0.13$). The COPy decreased significantly between PRE and POST10 ($p=0.008$).

4.4. Comparison between the VOL and EI warm-up routines

Wilcoxon signed rank test indicated significant differences between the VOL and EI warm-up routines and revealed that both the COPx ($Z=-2.48$; $p=0.013$; $r=0.48$) and the COPy ($Z=-2.94$; $p=0.003$; $r=0.57$) were significantly lower in VOL than in EI at POST5. Similarly, both the COPx ($Z=-2.94$; $p=0.003$; $r=0.57$) and the COPy ($Z=-2.43$; $p=0.015$; $r=0.47$) were significantly lower in VOL than in EI at POST10.

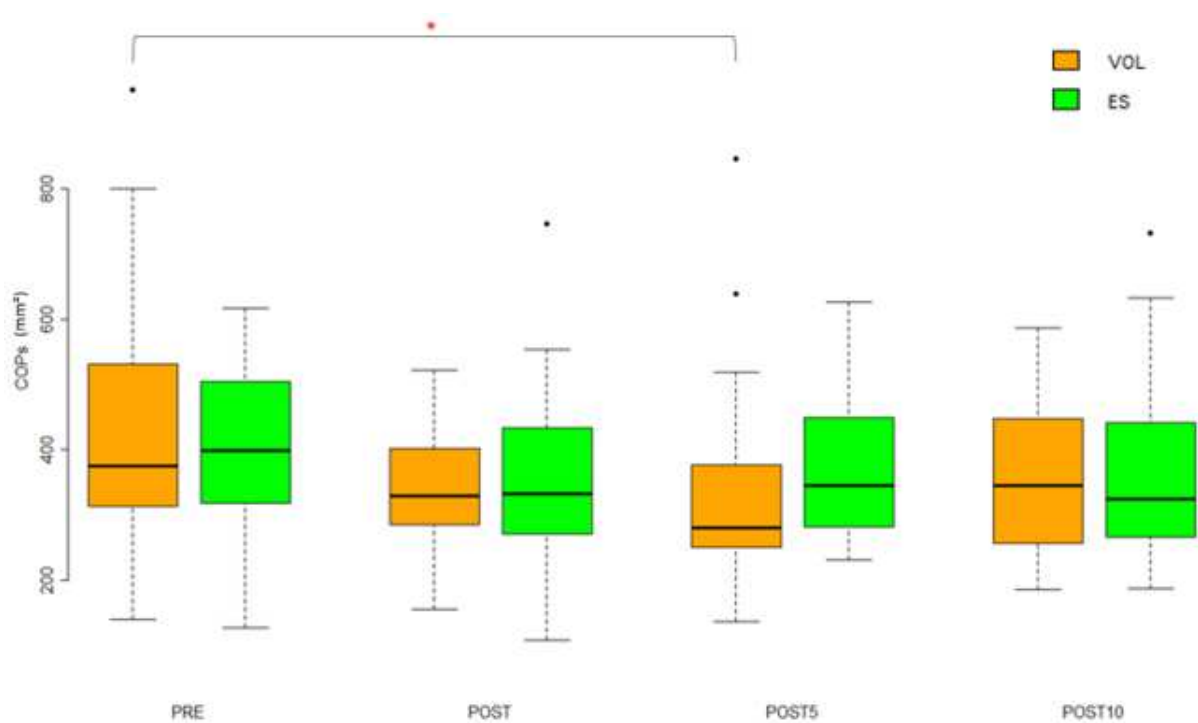


Figure 3. Evolution of the displacement surface of the centre of pressure for both voluntary and electro-induced warm-ups at each measure time. COPs (mm²): centre of pressure; VOL: voluntary warm-up; EI: electro-induced warm-up. *: p<0.05

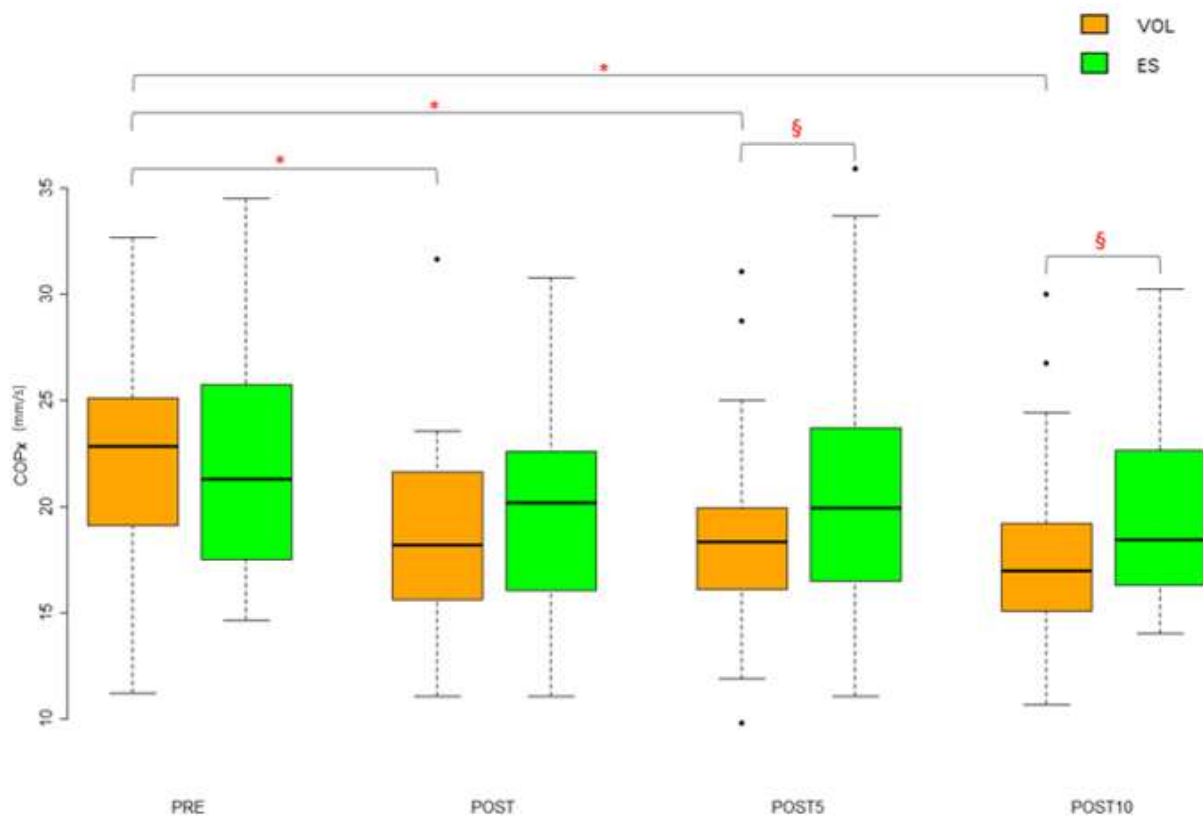


Figure 4 Evolution of the mediolateral displacement velocity of the centre of pressure for both voluntary and electro-induced warm-ups at each measure time. COPx (mm·s⁻¹): mediolateral displacement velocity of the centre of pressure; VOL: voluntary warm-up; EI: electro-induced warm-up. *: p<0.05 for the Friedman test; §: p<0.05 for the Wilcoxon signed rank test

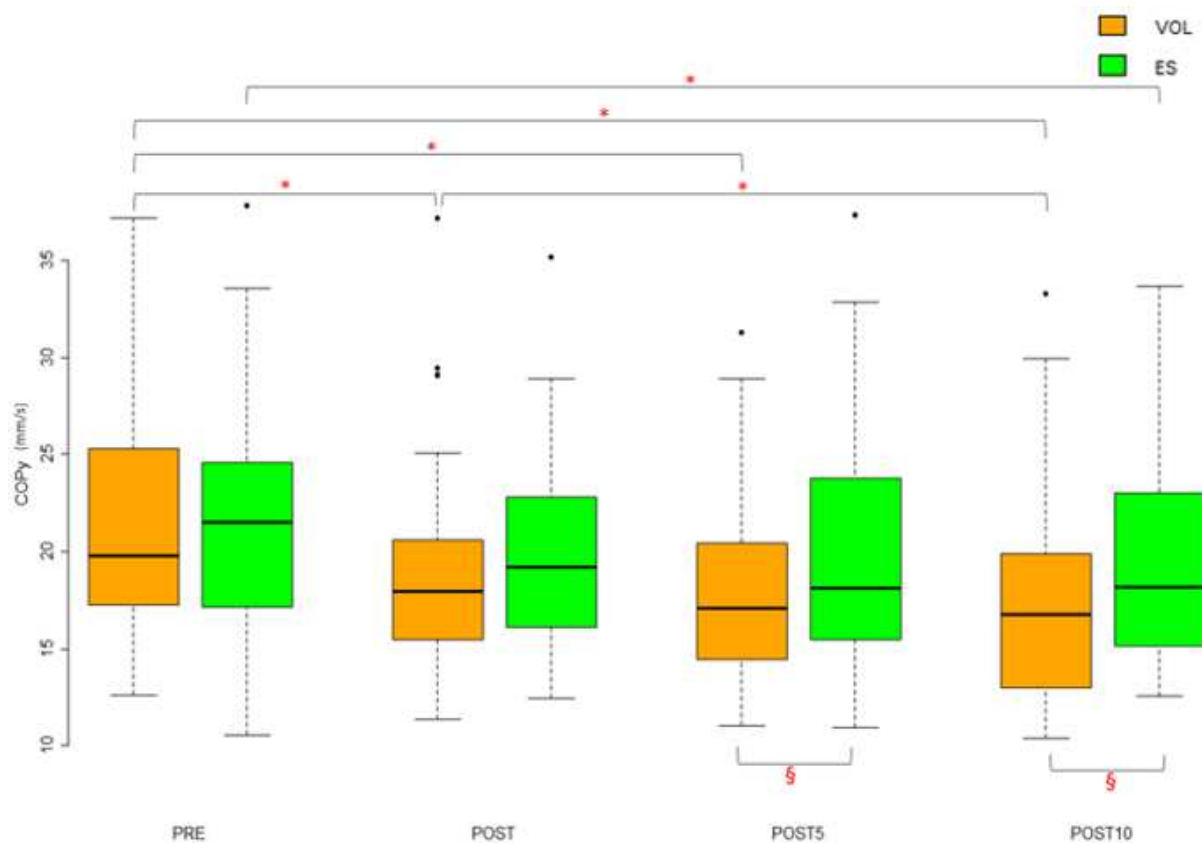


Figure 5 Evolution of the anteroposterior displacement velocity of the centre of pressure for both voluntary and electro-induced warm-ups at each measure time. COPy ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$): anteroposterior displacement velocity of the centre of pressure; VOL: voluntary warm-up; EI: electro-induced warm-up. *: $p < 0.05$ for the Friedman test; §: $p < 0.05$ for the Wilcoxon signed rank test

5. Discussion

The aim was to analyze and compare the effects of two local warm-up modalities (i.e., VOL and EI) on balance control. The first hypothesis was that both VOL and EI warm-up routines would improve/optimize balance control. The second hypothesis was that the VOL warm-up has greater optimizing effects than the EI warm-up on balance control. The results showed that the mediolateral and anteroposterior COP velocities (COPx and COPy respectively) were lowered immediately, 5 minutes and 10 minutes after the VOL warm-up (POST, POST5 and POST 10 respectively) compared to the reference (PRE), while only the COPy decreased significantly from PRE to POST10 with the EI warm-up. Both COPx and COPy exhibited lower values 5 minutes and 10 minutes after the VOL warm-up than after the EI warm-up. On the basis of these results, the two hypotheses are validated since firstly, both

VOL and EI warm-up routines improved balance control and secondly VOL warm-up improved balance control to a larger extent than EI warm-up.

In order to test our hypotheses, both the VOL and EI warm-up routines had to avoid the occurrence of fatigue. Pre-test results showed no decrease in MVC after both VOL and EI warm-up routines, thus illustrating the absence of a fatigue effect. Moreover, no increase in muscle strength was also observed after either warm-up. This means that the mechanisms that might have explained an improvement in balance control through increased strength cannot be highlighted (i.e., mechanisms related to motor output of the balance control system). Hence, the improvement of balance control post-warm-up would be rather linked to the optimization of the sensorimotor and/or cognitive functions than that of the pure motor function (i.e., muscle strength).

Several authors reported that the whole cognitive function is optimized following moderate intensity aerobic exercise (e.g. running, walking, or cycling) with a duration of at least 10 minutes (Chang et al., 2012; Pontifex et al., 2015; Tomporowski and Ellis, 1986). These beneficial effects on cognitive performance can be attributed to metabolic and cardiorespiratory changes, leading to increase cerebral blood flow when moderate exercise is carried out (Smith and Ainslie, 2017), which can be associated with increased cognitive performance (Davenport et al., 2012). In the present study, it can be hypothesized that such local and low intensity warm-up exercises could not induce significant metabolic changes. Nevertheless, some studies reported that increasing cognitive performance is not necessarily related to metabolic changes (Budde et al., 2008; Formenti et al., 2020). Improvement in cognitive performance can stem from a greater cognitive contribution through increased activation and attentional processes. This suggests that the improvement in balance control after the VOL warm-up could be at least partly explained by an optimizing effect in cognitive performance. Indeed, some authors argue that the achievement of a cognitive performance depends on the level of cognitive engagement in the exercise that precedes the task (Brisswalter et al., 2002; Budde et al., 2008; Formenti et al., 2020). In addition, some components of cognitive performance, such as attention,

benefit from stronger effects than others, i.e., information processing, reaction time and memory (Chang et al., 2012). With regard to the VOL protocol, the subjects had to pay attention to a sound signal that indicated the moment when the subjects had to start the contraction, to a visual feedback (the target line representing 10% of the MVC which should be followed with as little variability as possible) in order to properly complete the warm-up. Such an exercise therefore requires a high level of attention and control. Moreover, the ability to perform a low force matching task with as little variability as possible was shown to be positively correlated with a monopodal balance control task on stable surface (Hirono et al., 2020). Thus, it can be suggested that the involvement to perform the thirty contractions with as much application as possible and as little variability as possible had a positive impact on the balance task. In contrast, during the EI warm-up, the only instruction given for the EI warm-up was to remain relaxed and not to produce any voluntary contraction. Thus, in the EI condition, subjects were not cognitively involved in the task. Therefore, no optimization of cognitive function would be expected after the EI warm-up. This may explain at least partly the difference between the results obtained after the VOL warm-up compared to those obtained after the EI warm-up.

Moreover, since both the VOL warm-up and the one-leg balance control task are movement control tasks, one can consider that similar neurophysiological mechanisms are involved in these tasks, especially the alpha/gamma coactivation. In this sense, optimizing effects of the VOL warm-up on these mechanisms could explain the improvement in balance control. The VOL warm-up routine involved isometric muscle actions that can increase neuromuscular spindle discharge and bring additional beneficial effects of the VOL warm-up on balance control. As shown with microneurographic studies (Edin and Vallbo, 1990; Wilson et al., 1997), isometric muscle actions induce a concomitant increase in the activity of gamma fusimotor neuron and α - γ coactivation, which plays a crucial role in the control of movement (Li et al., 2015). While requiring as little variability as possible during the maintenance of the force level, the VOL warm-up implies a continuous regulation of the discharge of the alpha motor neurons, and thus a permanent α - γ coactivation. In addition, the isometric mode, compared to the

dynamic mode, facilitates a prompt recovery of a stretch-induced inhibition of muscle spindle sensitivity (Budini et al., 2020). Even if sensitivity of muscle spindles was not measured in the present study, based on the studies mentioned above, one can suggest that voluntary isometric actions could provide enhanced neuromuscular spindle sensitivity, resulting in facilitation of gamma fusimotor neuron activation and α - γ coactivation. Hence, an increased sensitivity of neuromuscular spindles and proprioceptive inputs can lead (explain) to improved balance control after the VOL warm-up. Overall, the improved balance control after the completion of the VOL warm-up would also be, at least partially, of proprioceptive origin as suggested by some authors (Bouët and Gahéry, 2000; Burdet et al., 2011).

Regarding the EI warm-up, the hypothesis that the optimizing effects would be due to a facilitation of α - γ coactivation is not intuitively supported since this coactivation depends on the descending command initiated by the central nervous system which is impossible given that subjects had to avoid any voluntary force regulation. During the EI warm-up the muscle strength production necessary to reach 10% of the MVC was not generated by voluntary or reflex activity, but only by an artificial (exogenous) stimulation. Optimizing effects on COPy parameter was nevertheless observed after 10 minutes recovery. In fact, the delayed optimizing effects are in line with previous studies that show that balance control is not optimized immediately after a voluntary warm-up/exercise session (Palm et al., 2015) but requires some minutes of recovery (Paillard et al., 2018). These beneficial effects could stem from metabolic (e.g. body temperature, blood flow) and neurological activations (e.g., muscle tone, neural pathways, sensorimotor function) after electro-induced muscle contractions (Insausti-Delgado et al., 2021; Vanderthommen et al., 2003) but they involve some minutes of recovery to occur as previously reported with whole-body VOL warm-up routines (Paillard et al., 2018). In turn, the beneficial cognitive and proprioceptive effects would occur immediately after the VOL warm-up. These cognitive and proprioceptive effects would be cumulated to the physiological and metabolic effects mentioned above after 10 min of recovery since balance control continued to improve between POST and POST10 (reduction of the COPy) after the VOL warm-up.

6. Conclusion

Both local warm-up routines (VOL and EI) improved balance control. These routines could be easily implemented in order to limit the risk of falls or injuries in frail or healthy persons e.g., before a physical activity session. However, the VOL warm-up produced greater beneficial effects than the EI warm-up. In fact, the VOL warm-up produced immediate optimizing effects and did not require a recovery period to improve balance control. The beneficial effects after the VOL warm-up lasted for at least 10 minutes while the beneficial effects of the EI warm-up appear only 10 minutes after its completion. The cognitive involvement and attentional demand of the VOL warm-up would mainly contribute to the improvement balance control. This result support the idea that cognitive function should not be neglected during warm-up in the context of sports performance, especially for disciplines in which mental processes (attention, decision making, etc.) and challenging postural tasks are largely involved. Given the possible influence of the cognitive aspects on balance control, it can be hypothesized that a non-fatiguing attentional task alone (without motor action) could even be beneficial for balance control.

PARTIE III – Discussion et conclusions générales

1. Rappel des résultats principaux et discussion générale

Les objectifs de ce travail étaient de comparer les effets immédiats de la stimulation excito-motrice et somatosensorielle sur le contrôle postural, puis d'étudier les effets aigus non-fatigant (sous forme d'un protocole d'échauffement local) de la stimulation excito-motrice sur le contrôle postural.

Le premier objectif était de comparer les effets immédiats de la stimulation excito-motrice et somatosensorielle sur le contrôle postural. Les intensités correspondaient au double du seuil sensoriel (mais en-deçà du seuil moteur) et au double du seuil moteur pour la stimulation somatosensorielle et excito-motrice, respectivement. **Le deuxième objectif** consistait à évaluer l'impact de la variabilité interindividuelle sur les effets de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural. Enfin, **le troisième objectif** visait à comparer les effets d'un échauffement local volontaire à celui d'un échauffement local électro-induit à l'aide d'une stimulation excito-motrice.

L'application des stimulations excito-motrice et somatosensorielle sur le contrôle postural n'a, dans un premier temps, démontré aucun effet (optimisant ou dégradant). Cependant, une analyse complémentaire se focalisant sur la variabilité interindividuelle a montré que la stimulation somatosensorielle pouvait être bénéfique pour certains individus. En effet, les effets optimisant de la stimulation somatosensorielle sont positivement corrélés avec les caractéristiques spatio-temporelles initiales (basales) du déplacement du centre des pressions des pieds (CP). Enfin, un exercice d'échauffement local composé de contractions volontaires permet une amélioration immédiate et durable du contrôle postural, tandis qu'un échauffement local composé de contractions électro-induites ne permet qu'une légère amélioration du contrôle postural après une période de récupération.

1.1. La stimulation excito-motrice et somatosensorielle

Le but de la première expérimentation était de définir et de comparer les effets immédiats d'une stimulation excito-motrice et somatosensorielle sur le contrôle postural, à des intensités calibrées au double du seuil moteur et au double du seuil sensoriel (sans atteindre le seuil moteur), respectivement.

L'analyse des caractéristiques spatio-temporelles du déplacement du COP était accompagnée d'une analyse cinématique du mouvement en trois dimensions. Ces données ont permis de déterminer d'éventuelles modifications des positions des segments dans l'espace. Ni la stimulation somatosensorielle, ni la stimulation excito-motrice n'a significativement modifié le contrôle postural par rapport à la condition contrôle i.e., sans stimulation. Néanmoins, les données cinématiques révèlent un changement significatif de position segmentaire lors de l'application de la stimulation excito-motrice. En effet, la valeur moyenne de l'angle du genou est plus importante comparativement aux deux autres conditions (contrôle et somatosensorielle). Ce résultat s'explique naturellement par l'intensité de stimulation suffisante (20 ± 4.7 mA) pour activer le muscle quadriceps, impliqué dans l'extension de la jambe dans le plan sagittal. Pour autant, ce mouvement involontaire induit électriquement n'a pas perturbé le contrôle postural des individus. Cela suggère que la stimulation excito-motrice n'a pas altéré la faculté à contrôler les mouvements du genou. C'est la raison pour laquelle le contrôle postural n'a pas été affecté. La stimulation somatosensorielle, quant à elle, n'a affecté ni les paramètres relatifs à la plate-forme de force, ni les paramètres cinématiques issus de l'analyse du mouvement en trois dimensions. Ces résultats sont contraires à l'hypothèse formulée initialement, selon laquelle la stimulation somatosensorielle a un effet bénéfique sur le contrôle postural lorsqu'elle est appliquée durant la tâche. Pourtant, certains travaux révèlent des effets bénéfiques de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural monopodal ou bipodal (Dickstein et al., 2006; Gravelle et al., 2002; Laufer et Dickstein, 2007; Magalhães et Kohn, 2014). Les mécanismes impliqués dans l'optimisation du contrôle postural seraient liés à un phénomène de résonance stochastique (Ross, 2007). Richardson et al. (1998) ont en effet montré qu'une stimulation stochastique permettait de détecter des signaux cutanés induit mécaniquement qui n'ont pas été détectés sans stimulation. En fait, la stimulation électrique induirait une dépolarisation locale de la membrane et réduirait le seuil de la sensibilité des mécanorécepteurs (Gravelle et al., 2002; Richardson et al., 1998; Ross, 2007; Woo et al., 2017). Cependant, il semblerait que l'intensité de la stimulation contribue fortement au phénomène de résonance stochastique. En effet, les travaux de Severini et

Delahunt (2018) suggèrent l'existence d'un niveau d'intensité optimale induisant une amélioration du contrôle postural. L'intensité optimale était définie comme l'intensité pour laquelle la variabilité des oscillations dans le plan antéro-postérieur était la plus faible (Severini et Delahunt, 2018). Les résultats montrent que plus de la moitié des individus présentaient une intensité optimale sous le seuil sensoriel. Plus précisément, parmi les différentes intensités testées, celle correspondante à 90% du seuil sensoriel était l'intensité pour laquelle la performance posturale était la meilleure. D'autres études rapportent également des effets bénéfiques avec des intensités subsensorielles (Gravelle et al., 2002; Kimura et Kouzaki, 2013; Magalhães et Kohn, 2014). Dans ce travail, l'intensité de la stimulation somatosensorielle utilisée correspondait à 200% du seuil sensoriel (sans atteindre le seuil moteur). Il semblerait que cette intensité suprasensorielle soit trop élevée pour induire des effets optimisant. En fait, certaines données physiologiques démontrent que des stimulations sensorielles voire suprasensorielle peuvent avoir des effets bénéfiques sur l'excitabilité corticospinale (Kaelin-Lang et al., 2002; McKay et al., 2002). Cependant, de tels effets ne surviendraient qu'après une période de stimulation prolongée. McKay et al. (2002) spécifient que l'excitabilité corticospinale augmente significativement après 45 minutes de stimulation. Ainsi, les 30 secondes de stimulation pendant lesquelles le contrôle postural était évalué ne paraissent pas suffisantes pour induire des changements d'excitabilité corticospinale, et donc potentiellement pour optimiser la fonction motrice (Veldman et al., 2014).

1.2. La variabilité interindividuelle

L'objectif de la deuxième étude était d'analyser les effets de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural en fonction des capacités d'équilibration intrinsèques des participants. Les résultats ont montré que les capacités des sujets à tirer parti des afférences supplémentaires induites par la stimulation variaient de manière significative en fonction de leur performance posturale initiale (basale). Plus précisément, ceux qui présentaient des paramètres spatio-temporels initiaux du déplacement du COP élevés (i.e., un contrôle postural moins efficient) ont davantage bénéficié de la

stimulation somatosensorielle que les individus présentant des paramètres spatio-temporels plus faibles (i.e., un contrôle postural plus efficient). Au regard des connaissances actuelles, ce résultat peut paraître contre-intuitif puisque les sujets qui présentent un contrôle postural efficient sont davantage en mesure de tirer parti des informations sensorielles proprioceptives (Paillard, 2017b), et devraient donc être capable d'exploiter les informations sensorielles fournies par la stimulation. A l'inverse, ce sont les sujets qui présentent un contrôle postural moins efficient qui bénéficient des afférences sensorielles additionnelles induites par la stimulation électrique somatosensorielle. En fait, la fonction proprioceptive des sujets qui présentent naturellement le meilleur contrôle postural serait déjà très performante en générant et en exploitant totalement les afférences physiologiques/naturelles induites par la simple tâche de régulation posturale monopodale. De son côté, la fonction proprioceptive des sujets qui présentent naturellement un contrôle postural moins efficient serait moins efficace et pourrait être améliorée grâce aux informations sensorielles supplémentaires (augmentées). Dans le cadre de la stimulation cutanée (c'est-à-dire des afférences cutanées supplémentaires), ce principe a déjà été rapporté par Baige et al. (2020), qui ont montré que la capacité à tirer profit du port de vêtements de compression améliore le contrôle postural et dépend des capacités d'équilibre/proprioceptives initiales (basales) des sujets. Cela soulève la question des mécanismes qui sous-tendent les effets optimisant de la stimulation électrique sensorielle sur la fonction posturale chez les sujets qui avaient naturellement un contrôle postural moins efficient. De précédentes études montrant des effets bénéfiques de la stimulation somatosensorielle ont suggéré de potentiels changements à différents niveaux de la voie sensorielle qui pourraient optimiser la fonction sensorimotrice (Dickstein et al., 2006; Kang et al., 2013; Laufer et Dickstein, 2007). Cependant, ces changements ne s'opèrent que chez les sujets présentant le moins bon contrôle postural initial. Globalement, d'un point de vue neurophysiologique, la sensibilité des capteurs sensoriels ainsi que la détection (i.e., l'induction), la transmission et/ou le traitement (i.e., l'intégration) des signaux générés pourraient ne pas être optimales chez ces sujets et la présence d'afférences sensorielles supplémentaires pourraient améliorer leur fonction posturale. Par conséquent, l'exploitation de

signaux supplémentaires générés par la stimulation somatosensorielle pourrait avoir lieu aux niveaux de l'induction (niveau périphérique) et de l'intégration (niveau spinal et supra-spinal) du signal chez les sujets présentant un contrôle postural moins efficient. Chez ces sujets, concernant l'induction du signal, la stimulation électrique pourrait réduire le seuil de sensibilité des mécanorécepteurs (c'est-à-dire les afférences Ia et II des fuseaux neuromusculaires et/ou des organes tendineux de Golgi des chaînes musculaires stimulées) en modifiant la perméabilité ionique de leur membrane (rendant les neurones sensoriels plus susceptibles au déclenchement des potentiels d'action en présence de signaux supplémentaires), ce qui optimiserait la potentialisation et la transmission d'afférences proprioceptives et améliorerait ainsi la contribution sensorielle dans la régulation posturale (Gravelle et al., 2002). Concernant l'intégration du signal, elle peut être analysée au niveau spinal et supra-spinal. Au niveau spinal, la stimulation affecte l'excitabilité en modulant l'amplitude du réflexe H (Hardy et al., 2002), et est susceptible de modifier bénéfiquement le contrôle postural, en particulier lors de tâches posturales difficiles telles que la condition monopodale (Paillard, 2017b). Au niveau supra-spinal, l'intégration du signal peut augmenter l'excitabilité corticospinale (Kaelin-Lang et al., 2002; McKay et al., 2002) et ainsi améliorer le rendement de la fonction posturale chez des sujets jeunes sains. Le signal traversant les structures relais (e.g., le noyau thalamique) et conduisant au cortex sensorimoteur, il serait susceptible d'affiner la commande descendante puisque les cortex somatosensoriel et moteur sont interconnectés (Cho et al., 2011; Kaelin-Lang et al., 2002).

Ce travail soulève l'importance de prendre en considération les caractéristiques individuelles de chacun. Les effets posturaux de la stimulation électrique somatosensorielle ou du port de vêtements de compression sont en effet influencés par les performances posturales initiales (naturelles) des sujets. Bernard et al. (2018) ont par ailleurs montré que les capacités d'équilibrations initiales pouvaient influencer les effets d'un programme d'activité physique de 3 mois chez des personnes âgées.

1.3. L'échauffement volontaire versus électro-induit

La troisième étude avait pour objectif de comparer les effets d'un échauffement local composé de contractions isométriques volontaires versus électro-induites sur le contrôle postural monopodal. Les deux hypothèses étaient respectivement que les deux modalités d'échauffement produisent des effets bénéfiques sur le contrôle postural, et que la modalité d'échauffement volontaire induit des changements plus marqués que la modalité EI. Les résultats ont montré que les vitesses médiolatérale et antéropostérieure du déplacement du COP (COPx et COPy respectivement) ont été réduites immédiatement, 5 minutes et 10 minutes après l'échauffement volontaire (POST, POST5 et POST10 respectivement) par rapport à la condition de référence (PRE), tandis que seule la vitesse antéropostérieure du déplacement du COP (COPy) a diminué de manière significative de PRE à POST10 après l'échauffement EI. Concernant les différences entre l'échauffement volontaire et EI, les variables COPx et COPy présentaient des valeurs significativement plus faibles 5 minutes et 10 minutes après l'échauffement volontaire qu'après l'échauffement EI. Sur la base de ces résultats, les deux hypothèses sont validées.

Etant donné que les contractions EI fatiguent plus vite que les contractions volontaires pour des durées et d'intensités similaires (Vanderthommen et al., 2003), une session de pré-tests a été mise en place pour s'assurer que les contractions EI n'induisaient pas davantage d'effets fatigant que les contractions volontaires. Un test de force maximale a donc été effectué avant et après la réalisation du protocole d'échauffement EI. La procédure a également été mise en place pour le protocole volontaire. Les résultats ne montrent aucune diminution de la force après les deux modalités d'échauffement. Cependant, aucune augmentation de la force n'a également été observée, ni après l'échauffement EI, ni après l'échauffement volontaire. Cela signifie que les mécanismes qui auraient pu expliquer une amélioration du contrôle postural par une augmentation de la force ne peuvent pas être mis en cause (c'est-à-dire les mécanismes liés au rendement moteur du contrôle postural). Par conséquent, l'amélioration du contrôle postural après l'échauffement serait plutôt liée à l'optimisation

des fonctions sensorimotrices et/ou cognitives qu'à celle de la fonction motrice pure (i.e., la force musculaire).

Plusieurs auteurs ont rapporté que la fonction cognitive est optimisée après un exercice aérobie d'intensité modérée (course à pied, marche ou vélo, par exemple) d'une durée d'au moins 10 minutes (Chang et al., 2012; Pontifex et al., 2015; Tomporowski et Ellis, 1986). Ces effets bénéfiques sur la performance cognitive peuvent être attribués à des changements métaboliques et cardiorespiratoires, conduisant à une augmentation du flux sanguin cérébral lors d'un exercice modéré (Smith et Ainslie, 2017), ce qui peut être associé à une augmentation des performances cognitives (Davenport et al., 2012). Dans la présente étude, on peut émettre l'hypothèse que de tels exercices d'échauffement locaux et de faible intensité ne pouvaient pas induire de changements métaboliques significatifs. Toutefois, certaines études ont rapporté que l'augmentation des performances cognitives n'est pas nécessairement liée à des changements métaboliques (Budde et al., 2008; Formenti et al., 2020). L'amélioration des performances cognitives peut résulter d'une plus grande contribution cognitive par une activation accrue et des processus attentionnels durant la tâche d'échauffement. Cela suggère que l'amélioration du contrôle postural après l'échauffement volontaire pourrait être expliquée, au moins en partie, par une optimisation de la performance cognitive. En effet, certains auteurs soutiennent que le succès d'une performance cognitive dépend du niveau d'engagement cognitif dans l'exercice qui précède la tâche (Brisswalter et al., 2002; Budde et al., 2008; Formenti et al., 2020). De plus, certaines composantes de la performance cognitive, comme l'attention, bénéficient d'effets plus forts que d'autres, comme par exemple le traitement de l'information, le temps de réaction et la mémoire (Chang et al., 2012). Lors de l'exercice volontaire, les sujets devaient prêter attention à un signal sonore qui indiquait le moment où ils devaient commencer la contraction, et à un feedback visuel (faire correspondre leur niveau de force sur la ligne représentant 10% de leur force maximale volontaire, avec le moins de variabilité possible). Un tel exercice demande un haut niveau d'attention et de contrôle. De plus, la capacité à réaliser une tâche de contrôle de force avec le moins de variabilité possible est positivement corrélée avec une tâche de contrôle postural sur une surface stable (Hirono

et al., 2020). Ainsi, il peut être suggéré que l'engagement cognitif lors de contractions volontaires réalisées avec le plus d'application et le moins de variabilité possible a eu un effet positif sur le contrôle postural. A l'inverse, lors des contractions EI, la consigne donnée aux participants était de rester relâcher et de ne produire aucune contraction volontaire. Les sujets n'étaient donc pas impliqués d'un point de vue cognitif durant l'échauffement EI. Cela pourrait en partie expliquer la différence de résultats entre les modalités volontaire et EI.

Par ailleurs, puisque la tâche de contrôle postural monopodal et la tâche de contrôle de force durant l'échauffement volontaire sont toutes les deux des tâches de contrôle du mouvement, alors on peut considérer que des mécanismes neurophysiologiques similaires sont impliqués dans ces deux tâches, notamment la coactivation alpha-gamma (α - γ), ce qui pourrait expliquer les effets bénéfiques de l'échauffement volontaire. L'échauffement volontaire implique des contractions isométriques qui augmentent la décharge des fuseaux neuromusculaires et suscite des effets bénéfiques sur le contrôle postural. Des études microneurographiques (Edin et Vallbo, 1990; Wilson et al., 1997) ont montré que des actions musculaires isométriques induisaient une augmentation concomitante de l'activité du neurone fusimoteur γ et de la coactivation α - γ , qui jouent un rôle crucial dans le contrôle du mouvement (Li et al., 2015). La production de force lors de l'exercice volontaire requiert un minimum de variabilité possible, ce qui entraîne une régulation continue de l'activité du motoneurone α et de la coactivation α - γ . En outre, le mode isométrique, comparé au mode dynamique, facilite une récupération rapide de l'inhibition de la sensibilité du fuseau neuromusculaire induite par l'étirement (Budini et al., 2020). Même si la sensibilité des fuseaux neuromusculaires n'a pas été mesurée dans la présente étude, sur la base des études mentionnées ci-dessus, on peut suggérer que les actions isométriques volontaires pourraient fournir une sensibilité accrue du fuseau neuromusculaire, entraînant une facilitation de l'activation des neurones fusimoteurs γ et de la coactivation α - γ . Par conséquent, une sensibilité accrue des fuseaux neuromusculaires et une augmentation des entrées proprioceptives peut conduire à un meilleur contrôle postural après l'échauffement volontaire. Globalement, l'amélioration du contrôle postural après l'échauffement volontaire serait aussi, au

moins partiellement, d'origine proprioceptive, comme suggéré par certains auteurs (Bouët et Gahéry, 2000; Burdet et al., 2011).

En ce qui concerne l'échauffement EI, l'hypothèse selon laquelle les effets optimisant seraient dus à une facilitation de la coactivation α - γ n'est pas intuitivement soutenue puisque cette coactivation dépend de la commande descendante initiée par le système nerveux central. Ceci est impossible étant donné que les sujets devaient éviter toute production volontaire du niveau de force. Pendant l'échauffement EI, la production de force musculaire nécessaire pour atteindre 10% de la force maximale volontaire n'a, en principe, pas été générée par une activité volontaire ou réflexe, mais uniquement par une stimulation artificielle (exogène). Des effets optimisant du paramètre COPy ont néanmoins été observés après 10 minutes de récupération. En fait, les effets d'optimisation retardés sont en accord avec de précédentes études, qui montrent que le contrôle postural n'est pas optimisé immédiatement après une séance d'échauffement/exercice volontaire (Palm et al., 2015) mais qu'il nécessite quelques minutes de récupération (Paillard et al., 2018). Ces effets bénéfiques pourraient provenir de facteurs métaboliques (augmentation de la température corporelle/musculaire, du débit sanguin, par exemple) et neurologiques (affinement du tonus musculaire, de la fonction sensorimotrice, par exemple) après un échauffement EI (Insausti-Delgado et al., 2021; Vanderthommen et al., 2003), mais ils nécessitent quelques minutes de récupération pour significativement affecter (i.e., améliorer) le contrôle postural.

2. Conclusions et perspectives

Ce travail de thèse a contribué à approfondir certains aspects spécifiques des effets de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural d'une part, et à explorer les effets non fatigants de la stimulation excito-motrice sur le contrôle postural d'autre part.

Concernant la stimulation somatosensorielle, une attention particulière a été portée sur la prise en compte de la variabilité interindividuelle. En effet, les travaux ont montré que les effets optimisant de la stimulation somatosensorielle ont concerné uniquement les participants présentant un contrôle

postural initial moins efficient. L'information sensorielle additionnelle leur serait davantage bénéfique, comparativement aux participants présentant un contrôle postural initial plus efficient. Ainsi, les résultats convergent avec ceux qui ont montré qu'une situation d'informations sensorielles augmentées (par des supports matériels ou stimulants) pouvaient être bénéfiques chez les individus qui présentent un déficit sensoriel ou une faible acuité proprioceptive (voir chapitre 1.2.). Cependant, l'acuité proprioceptive et la performance posturale initiale (naturelle) ne sont pas les seuls paramètres à prendre en compte. Il semblerait en effet que l'intensité de la stimulation contribue à induire ou non un phénomène de résonance stochastique, susceptible d'améliorer le contrôle postural. A ce titre, il semblerait judicieux de rechercher le niveau de stimulation optimale qui produirait, pour chaque individu, des effets optimisant sur le contrôle postural (Severini et Delahunt, 2018). Le potentiel de la stimulation somatosensorielle pourrait alors être exploré dans le champ sportif et le champ de la réhabilitation.

Dans le champ sportif, les effets de la stimulation somatosensorielle en application aigue et/ou chronique pourraient être exploités afin d'améliorer la fonction sensorimotrice des sportifs, impliquée notamment dans la prévention des blessures du membre inférieur, comme les entorses de la cheville. Dans le champ de la réhabilitation, l'application aigue et/ou chronique pourrait également induire une optimisation de la fonction sensorimotrice chez des personnes présentant un déficit moteur et/ou sensoriel. Les effets bénéfiques de la stimulation somatosensorielle sur le contrôle postural pourrait alors directement diminuer le risque de chute.

A notre connaissance, les effets d'un échauffement local volontaire versus électro-induit sur le contrôle postural n'ont jamais été étudiés. Pourtant, la stimulation électrique neuromusculaire est un outil dont l'utilisation est croissante dans le champ sportif et dans celui de la réhabilitation. En effet, il arrive que, dans certaines circonstances, les sportifs se retrouvent en manque de temps et/ou d'espace pour s'échauffer et aient recours à un échauffement local ou à des moyens exogènes pour optimiser la performance motrice. Notre travail a montré qu'un échauffement local composé de 30 contractions

isométriques volontaires générant 10% de la force maximale avait un effet bénéfique immédiat et prolongé sur le contrôle postural monopodal. Même si un tel échauffement n'induit pas de changements métaboliques et cardiorespiratoires notables, une optimisation du processus attentionnel et une optimisation des mécanismes neurophysiologiques impliqués dans le contrôle du mouvement peuvent être observés. Etant donné la forte influence des processus cognitifs impliqués dans le contrôle postural, on peut émettre l'hypothèse qu'une tâche attentionnelle non fatigante seule (sans action motrice) pourrait être bénéfique sur le contrôle postural. Plus précisément, de tels protocoles pourraient être implémentés dans le champ de la réhabilitation quelques minutes avant des situations dans lesquelles le risque de chute est élevé (séances d'activité physique par exemple). L'échauffement induit par la stimulation excito-motrice a montré uniquement des effets retardés sur le contrôle postural. De plus, un seul paramètre postural mesuré a été modifié à l'issue de contractions EI. Cela ne nous permet pas d'affirmer de façon péremptoire qu'un échauffement EI génère des effets bénéfiques sur le contrôle postural. Cependant, ces résultats sont encourageants et méritent d'être approfondis. D'autres protocoles d'échauffement EI pourraient être entrepris en explorant davantage les effets spécifiques des paramètres de stimulation (intensité, fréquence, largeur d'impulsion, cycle de travail) non seulement sur le contrôle postural mais également plus largement sur la performance motrice.

PARTIE IV – Références bibliographiques

- Acaröz Candan, S., Akoğlu, A.S., Büğüşan, S., Yüksel, F., 2019. Effects of neuromuscular electrical stimulation of quadriceps on the quadriceps strength and functional performance in nursing home residents: A comparison of short and long stimulation periods. *Geriatr Gerontol Int* 19, 409–413. <https://doi.org/10.1111/ggi.13633>
- Adam, A., De Luca, C.J., 2005. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *J Appl Physiol* 99, 268–280. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01344.2004>
- Akbari, A., Sarmadi, A., Zafardanesh, P., 2014. The effect of ankle taping and balance exercises on postural stability indices in healthy women. *J Phys Ther Sci* 26, 763–769. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.763>
- Albuquerque-Sendín, F., Fernández-de-las-Peñas, C., Santos-del-Rey, M., Martín-Vallejo, F.J., 2009. Immediate effects of bilateral manipulation of talocrural joints on standing stability in healthy subjects. *Man Ther* 14, 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.11.005>
- Allen, G.M., Gandevia, S.C., McKenzie, D.K., 1995. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & Nerve* 18, 593–600. <https://doi.org/10.1002/mus.880180605>
- Alon, G., Allin, J., Inbar, G.F., 1983. Optimization of pulse duration and pulse charge during transcutaneous electrical nerve stimulation. *Aust J Physiother* 29, 195–201. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60670-X](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60670-X)
- André-Thomas, A.S., 1940. *Equilibre et Equilibration*, Masson. ed. Paris.
- Andzel, W.D., Gutin, B., 1976. Prior exercise and endurance performance: A test of the mobilization hypothesis. *Res Q* 47, 269–276. <https://doi.org/10.1080/10671315.1976.10615371>
- Assaiante, C., Amblard, B., 1995. An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science* 14, 13–43. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(94\)00048-J](https://doi.org/10.1016/0167-9457(94)00048-J)
- Ayala, F., Calderón-López, A., Delgado-Gosálbez, J.C., Parra-Sánchez, S., Pomares-Noguera, C., Hernández-Sánchez, S., López-Valenciano, A., De Ste Croix, M., 2017. Acute effects of three neuromuscular warm-up strategies on several physical performance measures in football players. *PLoS One* 12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169660>
- Babault, N., Cometti, C., Maffiuletti, N.A., Deley, G., 2011. Does electrical stimulation enhance post-exercise performance recovery? *Eur J Appl Physiol* 111, 2501–2507. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2117-7>
- Baciu, M., 2015. *Bases de neurosciences: neuroanatomie fonctionnelle*. De Boeck, Bruxelles.
- Baige, K., Noé, F., Bru, N., Paillard, T., 2020a. Effects of compression garments on balance control in young healthy active subjects: a hierarchical cluster analysis. *Front Hum Neurosci* 14, 582514. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.582514>
- Baige, K., Noé, F., Paillard, T., 2020b. Wearing compression garments differently affects monopodal postural balance in high-level athletes. *Sci Rep* 10, 15331. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-72347-2>
- Baldissera, F., Hultborn, H., Illert, M., 2011. Integration in spinal neuronal systems, in: Terjung, R. (Ed.), *Comprehensive Physiology*. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, p. cp010212. <https://doi.org/10.1002/cphy.cp010212>
- Bartlett, M.J., Warren, P.J., 2002. Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *Br J Sports Med* 36, 132–134. <https://doi.org/10.1136/bjsm.36.2.132>
- Behm, D.G., Bambury, A., Cahill, F., Power, K., 2004. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med Sci Sports Exerc* 36, 1397–1402. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000135788.23012.5f>
- Belen'kiĭ, V.E., Gurfinkel', V.S., Pal'tsev, E.I., 1967. [Control elements of voluntary movements]. *Biofizika* 12, 135–141.
- Bergquist, A.J., Clair, J.M., Collins, D.F., 2011a. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: triceps surae. *J Appl Physiol* 110, 627–637. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01103.2010>

- Bergquist, A.J., Clair, J.M., Lagerquist, O., Mang, C.S., Okuma, Y., Collins, D.F., 2011b. 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>
- Bergquist, A.J., Wiest, M.J., Collins, D.F., 2012. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: quadriceps femoris. *J Appl Physiol* 113, 78–89. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00074.2011>
- Bernard, P.L., Blain, H., Gerazime, A., Maurelli, O., Bousquet, J., Ninot, G., 2018. Relationship between a three-month physical conditioning “posture-balance-motricity and health education” (PBM-HE) program on postural and balance capacities of sedentary older adults: influence of initial motor profile. *Eur Rev Aging Phys Act* 15, 14. <https://doi.org/10.1186/s11556-018-0203-0>
- Bernhardt, T., Anderson, G.S., 2005. Influence of moderate prophylactic compression on sport performance. *J Strength Cond Res* 19, 292–297. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2005\)19\[292:IOMPCO\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2005)19[292:IOMPCO]2.0.CO;2)
- Bezerra, P., Zhou, S., Crowley, Z., Brooks, L., Hooper, A., 2009. Effects of unilateral electromyostimulation superimposed on voluntary training on strength and cross-sectional area. *Muscle Nerve* 40, 430–437. <https://doi.org/10.1002/mus.21329>
- 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. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2128-4>
- Bigland-Ritchie, B., Woods, J.J., 1984. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7, 691–699. <https://doi.org/10.1002/mus.880070902>
- Birder, L.A., Perl, E.R., 1994. Cutaneous sensory receptors. *J Clin Neurophysiol* 11, 534–552. <https://doi.org/10.1097/00004691-199411000-00002>
- Bishop, D., 2003. Warm up I: potential mechanisms and the effects of passive warm up on exercise performance. *Sports Med* 33, 439–454. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333060-00005>
- Bizid, R., Margnes, E., François, Y., Jully, J.L., Gonzalez, G., Dupui, P., Paillard, T., 2009. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol* 106, 375–380. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1029-2>
- Boom, H.B., Mulder, A.J., Veltink, P.H., 1993. Fatigue during functional neuromuscular stimulation. *Prog Brain Res* 97, 409–418. [https://doi.org/10.1016/s0079-6123\(08\)62300-6](https://doi.org/10.1016/s0079-6123(08)62300-6)
- Born, D.-P., Sperlich, B., Holmberg, H.-C., 2013. Bringing light into the dark: effects of compression clothing on performance and recovery. *Int J Sports Physiol Perform* 8, 4–18. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.1.4>
- Borzuola, R., Labanca, L., Macaluso, A., Laudani, L., 2020. Modulation of spinal excitability following neuromuscular electrical stimulation superimposed to voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol* 120, 2105–2113. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04430-5>
- Botsis, A.E., Schwarz, N.A., Harper, M.E., Liu, W., Rooney, C.A., Gurchiek, L.R., Kovaleski, J.E., 2019. Effect of Kinesio® Taping on ankle complex motion and stiffness and jump landing time to stabilization in female ballet dancers. *J Funct Morphol Kinesiol* 4, E19. <https://doi.org/10.3390/jfkm4020019>
- Bouët, V., Gahéry, Y., 2000. Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neurosci Lett* 289, 143–146. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(00\)01297-0](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(00)01297-0)
- Bouisset, S., Zattara, M., 1987. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech* 20, 735–742. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90052-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90052-2)
- 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>

- Boyas, S., Guével, A., 2011. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med* 54, 88–108.
<https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001>
- Breen, P.P., Serrador, J.M., O'Tuathail, C., Quinlan, L.R., McIntosh, C., ÓLaighin, G., 2016. Peripheral tactile sensory perception of older adults improved using subsensory electrical noise stimulation. *Med Engin Phys* 38, 822–825.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.05.015>
- Brisswalter, J., Collardeau, M., René, A., 2002. Effects of acute physical exercise characteristics on cognitive performance. *Sports Med* 32, 555–566. <https://doi.org/10.2165/00007256-200232090-00002>
- Brocherie, F., Babault, N., Cometti, G., Maffiuletti, N., Chatard, J.-C., 2005. Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Med Sci Sports Exerc* 37, 455–460.
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000155396.51293.9F>
- Brown, F., Gissane, C., Howatson, G., van Someren, K., Pedlar, C., Hill, J., 2017. Compression garments and recovery from exercise: a meta-analysis. *Sports Med* 47, 2245–2267.
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0728-9>
- Budde, H., Voelcker-Rehage, C., Pietrabyk-Kendziorra, S., Ribeiro, P., Tidow, G., 2008. Acute coordinative exercise improves attentional performance in adolescents. *Neurosci Lett* 441, 219–223. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.06.024>
- Budini, F., Rafolt, D., Christova, M., Gallasch, E., Tilp, M., 2020. The recovery of muscle spindle sensitivity following stretching is promoted by isometric but not by dynamic muscle contractions. *Front Physiol* 11, 905. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00905>
- Burdet, C., Vuillerme, N., Rougier, P.R., 2011. How performing a repetitive one-legged stance modifies two-legged postural control. *J Strength Cond Res* 25, 2911–2918.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31820f6ef5>
- Burleigh, A., Horak, F., 1996. Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. *J Neurophysiol* 75, 1619–1628.
<https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.4.1619>
- Callegari, B., Saunier, G., Duarte, M.B., Almeida, G.C. da S., Amorim, C.F., Mourey, F., Pozzo, T., Souza, G. da S., 2018. Anticipatory postural adjustments and kinematic arm features when postural stability is manipulated. *PeerJ* 6, e4309. <https://doi.org/10.7717/peerj.4309>
- Cavanaugh, M.T., Quigley, P.J., Hodgson, D.D., Reid, J.C., Behm, D.G., 2016. Kinesiology tape or compression sleeve applied to the thigh does not improve balance or muscle activation before or following fatigue. *J Strength Cond Res* 30, 1992–2000.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001297>
- Celnik, P., Hummel, F., Harris-Love, M., Wolk, R., Cohen, L.G., 2007. Somatosensory stimulation enhances the effects of training functional hand tasks in patients with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 88, 1369–1376. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.001>
- Chan, B.K.S., Ng, S.S.M., Ng, G.Y.F., 2015. A home-based program of transcutaneous electrical nerve stimulation and task-related trunk training improves trunk control in patients with stroke: a randomized controlled clinical trial. *Neurorehabil Neural Repair* 29, 70–79.
<https://doi.org/10.1177/1545968314533612>
- Chang, H.-Y., Huang, Y.-H., Cheng, S.-C., Yeh, C.-Y., Wang, C.-H., 2018. Prophylactic Kinesio taping enhances balance for healthy collegiate players. *J Sports Med Phys Fitness* 58, 651–658.
<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.06955-9>
- Chang, Y.K., Labban, J.D., Gapin, J.I., Etnier, J.L., 2012. The effects of acute exercise on cognitive performance: A meta-analysis. *Brain Res* 1453, 87–101.
<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2012.02.068>
- Charlton, C.S., Ridding, M.C., Thompson, P.D., Miles, T.S., 2003. Prolonged peripheral nerve stimulation induces persistent changes in excitability of human motor cortex. *J Neurol Sci* 208, 79–85.

- Chatzopoulos, D., Galazoulas, C., Patikas, D., Kotzamanidis, C., 2014. Acute effects of static and dynamic stretching on balance, agility, reaction time and movement time. *J Sports Sci Med* 13, 403–409.
- Chaubet, V., Cormery, B., Maitre, J., Paillard, T., 2013. Stimulated contractions delay and prolong central fatigue compared with voluntary contractions in men. *J Strength Cond Res* 27, 1378–1383. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318265a271>
- Chaubet, V., Paillard, T., 2012. Effects of unilateral knee extensor muscle fatigue induced by stimulated and voluntary contractions on postural control during bipedal stance. *Clin Neurophysiol* 42, 377–383. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2012.08.002>
- Cho, H.-Y., Lee, S.H., In, T.S., Lee, K.J., Song, C.H., 2011. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (tens) on changes in postural balance and muscle contraction following muscle fatigue. *J Phys Ther Sci* 23, 899–903. <https://doi.org/10.1589/jpts.23.899>
- Cieślik, B., Podsiady, I., Kuczyński, M., Ostrowska, B., 2017. The effect of a single massage based on the tensegrity principle on postural stability in young women. *J Back Musculoskelet Rehabil* 30, 1197–1202. <https://doi.org/10.3233/BMR-140206>
- Cloak, R., Nevill, A., Wyon, M., 2016. The acute effects of vibration training on balance and stability amongst soccer players. *Eur J Sport Sci* 16, 20–26. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.973912>
- Collins, A.T., Blackburn, J.T., Olcott, C.W., Jordan, J.M., Yu, B., Weinhold, P.S., 2012. The assessment of postural control with stochastic resonance electrical stimulation and a neoprene knee sleeve in the osteoarthritic knee. *Arch Phys Med Rehabil* 93, 1123–1128. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.12.006>
- Collins, D.F., 2007. Central contributions to contractions evoked by tetanic neuromuscular electrical stimulation. *Exerc Sport Sci Rev* 35, 102–109. <https://doi.org/10.1097/jes.0b013e3180a0321b>
- Collins, J.J., De Luca, C.J., 1995. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res* 103, 151–163. <https://doi.org/10.1007/BF00241972>
- Conforto, A.B., Ferreiro, K.N., Tomasi, C., Santos, R.L. dos, Moreira, V.L., Marie, S.K.N., Baltieri, S.C., Scaff, M., Cohen, L.G., 2010. Effects of somatosensory stimulation on motor function after subacute stroke. *Neurorehabilit Neural Repair* 24, 263–272. <https://doi.org/10.1177/1545968309349946>
- Conforto, A.B., Kaelin-Lang, A., Cohen, L.G., 2002. Increase in hand muscle strength of stroke patients after somatosensory stimulation. *Ann Neurol* 51, 122–125. <https://doi.org/10.1002/ana.10070>
- Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D’Alessio, T., Cappozzo, A., 2001. Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & Posture* 14, 28–35. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00112-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00112-6)
- Corbin, D.M., Hart, J.M., McKeon, P.O., Palmieri-Smith, R., Ingersoll, C.D., Hertel, J., 2007. The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. *J Sport Rehabil* 16, 363–372. <https://doi.org/10.1123/jsr.16.4.363>
- Costa, P.B., Graves, B.S., Whitehurst, M., Jacobs, P.L., 2009. The acute effects of different durations of static stretching on dynamic balance performance. *J Strength Cond Res* 23, 141–147. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818eb052>
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., Jeka, J., 2005. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett* 377, 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.071>
- Creekmur, C.C., Haworth, J.L., Cox, R.H., Walsh, M.S., 2017. Effects of plyometrics performed during warm-up on 20 and 40 m sprint performance. *J Sports Med Phys Fitness* 57, 550–555. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06227-7>
- Crépon, F., 1991. Électrophysiologie des tendinopathies. *Ann Kinésithér* 18, 311–316.
- Cug, M., Wikstrom, E.A., 2014. Learning effects associated with the least stable level of the Biodex® stability system during dual and single limb stance. *J Sports Sci Med* 13, 387–392.

- Cunniffe, B., Ellison, M., Loosemore, M., Cardinale, M., 2017. Warm-up practices in elite boxing athletes: impact on power output. *J Strength Cond Res* 31, 95–105. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001484>
- Davenport, M.H., Hogan, D.B., Eskes, G.A., Longman, R.S., Poulin, M.J., 2012. Cerebrovascular reserve: the link between fitness and cognitive function? *Exerc Sport Sci Rev* 40, 153–158. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3182553430>
- de Jesus Guirro, R.R., de Oliveira Guirro, E.C., de Sousa, N.T.A., 2015. Sensory and motor thresholds of transcutaneous electrical stimulation are influenced by gender and age. *PM&R* 7, 42–47. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.07.004>
- De Luca, C.J., LeFever, R.S., McCue, M.P., Xenakis, A.P., 1982. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol* 329, 129–142. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1982.sp014294>
- Delitto, A., McKowen, J.M., McCarthy, J.A., Shively, R.A., Rose, S.J., 1988. Electrically elicited co-contraction of thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. A description and single-case experiment. *Phys Ther* 68, 45–50. <https://doi.org/10.1093/ptj/68.1.45>
- Demneh-Sadeghi, E., Christopher Nester, S.F.T., Cooper, G., 2015. The Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) applied to the foot and ankle on strength, proprioception and balance: a preliminary study. *Clin Res Foot Ankle* 03. <https://doi.org/10.4172/2329-910X.1000170>
- Despina, T., George, D., George, T., Sotiris, P., Alessandra, D.C., George, K., Maria, R., Stavros, K., 2014. Short-term effect of whole-body vibration training on balance, flexibility and lower limb explosive strength in elite rhythmic gymnasts. *Hum Mov Sci* 33, 149–158. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.023>
- Deyo, R.A., Walsh, N.E., Martin, D.C., Schoenfeld, L.S., Ramamurthy, S., 1990. A controlled trial of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and exercise for chronic low back pain. *N Engl J Med* 322, 1627–1634. <https://doi.org/10.1056/NEJM199006073222303>
- Dickstein, R., Laufer, Y., Katz, M., 2006. TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance. *Neurosci Lett* 393, 51–55. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.09.039>
- Dimitrova, D., Horak, F.B., Nutt, J.G., 2004. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson’s disease. *J Neurophysiol* 91, 489–501. <https://doi.org/10.1152/jn.00094.2003>
- Dioszeghy, P., Stålberg, E., 1992. Changes in motor and sensory nerve conduction parameters with temperature in normal and diseased nerve. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85, 229–235. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(92\)90110-w](https://doi.org/10.1016/0168-5597(92)90110-w)
- Dlugaiczek, J., Gensberger, K.D., Straka, H., 2019. Galvanic vestibular stimulation: from basic concepts to clinical applications. *J Neurophysiol* 121, 2237–2255. <https://doi.org/10.1152/jn.00035.2019>
- Dörmann, U., Wirtz, N., Micke, F., Morat, M., Kleinöder, H., Donath, L., 2019. The effects of superimposed whole-body electromyostimulation during short-term strength training on physical fitness in physically active females: a randomized controlled trial. *Front Physiol* 10, 728. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00728>
- Doucet, B.M., Lam, A., Griffin, L., 2012. Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale J Biol Med* 85, 201–215.
- Dreibati, B., Lavet, C., Pinti, A., Poumarat, G., 2010. Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. *Ann Phys Rehabil Med* 53, 266–271, 271–277. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2010.03.004>
- Duclay, J., Pasquet, B., Martin, A., Duchateau, J., 2011. Specific modulation of corticospinal and spinal excitabilities during maximal voluntary isometric, shortening and lengthening contractions in synergist muscles. *J Physiol* 589, 2901–2916. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.207472>
- Edin, B.B., Vallbo, A.B., 1990. Muscle afferent responses to isometric contractions and relaxations in humans. *J Neurophysiol* 63, 1307–1313. <https://doi.org/10.1152/jn.1990.63.6.1307>

- Elboim-Gabyzon, M., Andrawus Najjar, S., Shtarker, H., 2019. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on acute postoperative pain intensity and mobility after hip fracture: A double-blinded, randomized trial. *Clin Interv Aging* 14, 1841–1850. <https://doi.org/10.2147/CIA.S203658>
- Engel, F.A., Holmberg, H.-C., Sperlich, B., 2016. Is there evidence that runners can benefit from wearing compression clothing? *Sports Med* 46, 1939–1952. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0546-5>
- Enoka, R.M., Amiridis, I.G., Duchateau, J., 2020. Electrical stimulation of muscle: electrophysiology and rehabilitation. *Physiology (Bethesda)* 35, 40–56. <https://doi.org/10.1152/physiol.00015.2019>
- Erickson, M.L., Ryan, T.E., Backus, D., McCully, K.K., 2017. Endurance neuromuscular electrical stimulation training improves skeletal muscle oxidative capacity in individuals with motor-complete spinal cord injury. *Muscle Nerve* 55, 669–675. <https://doi.org/10.1002/mus.25393>
- Espí-López, G.V., López-Martínez, S., Inglés, M., Serra-Añó, P., Aguilar-Rodríguez, M., 2018. Effect of manual therapy versus proprioceptive neuromuscular facilitation in dynamic balance, mobility and flexibility in field hockey players. A randomized controlled trial. *Phys Ther Sport* 32, 173–179. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.04.017>
- Fang, Z.P., Mortimer, J.T., 1991. Selective activation of small motor axons by quasi-trapezoidal current pulses. *IEEE Trans Biomed Eng* 38, 168–174. <https://doi.org/10.1109/10.76383>
- Fayson, S.D., Needle, A.R., Kaminski, T.W., 2013. The effects of ankle Kinesio taping on ankle stiffness and dynamic balance. *Res Sports Med* 21, 204–216. <https://doi.org/10.1080/15438627.2013.792083>
- Fereydounnia, S., Shadmehr, A., Attarbashi Moghadam, B., Talebian Moghadam, S., Mir, S.M., Salemi, S., Pourkazemi, F., 2019. Improvements in strength and functional performance after Kinesio taping in semi-professional male soccer players with and without functional ankle instability. *Foot (Edinb)* 41, 12–18. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2019.06.006>
- Formenti, D., Cavaggioni, L., Duca, M., Trecroci, A., Rapelli, M., Alberti, G., Komar, J., Iodice, P., 2020. Acute effect of exercise on cognitive performance in middle-aged adults: aerobic versus balance. *J Phys Act Health* 1–8. <https://doi.org/10.1123/jpah.2020-0005>
- Fukusaki, C., Masani, K., Miyasaka, M., Nakazawa, K., 2016. Acute positive effects of exercise on center-of-pressure fluctuations during quiet standing in middle-aged and elderly women. *J Strength Cond Res* 30, 208–216. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001062>
- Gallego-Sendarrubias, G.M., Arias-Buría, J.L., Úbeda-D'Ocasar, E., Hervás-Pérez, J.P., Rubio-Palomino, M.A., Fernández-de-Las-Peñas, C., Valera-Calero, J.A., 2021. Effects of percutaneous electrical nerve stimulation on countermovement jump and squat performance speed in male soccer players: a pilot randomized clinical trial. *J Clin Med* 10, 690. <https://doi.org/10.3390/jcm10040690>
- Galvão, M. de L. de S., Manzano, G.M., Braga, N., Landoli de O., Nóbrega, J.A.M., 2005. [Determination of electric current perception threshold in a sample of normal volunteers]. *Arq Neuropsiquiatr* 63, 289–293. <https://doi.org/10.1590/s0004-282x2005000200016>
- Garland, S.J., McComas, A.J., 1990. Reflex inhibition of human soleus muscle during fatigue. *J Physiol* 429, 17–27.
- Geng, B., Yoshida, K., Jensen, W., 2011. Impacts of selected stimulation patterns on the perception threshold in electrocutaneous stimulation. *J Neuroeng Rehabil* 8, 9. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-9>
- Gibson, J.N., Smith, K., Rennie, M.J., 1988. Prevention of disuse muscle atrophy by means of electrical stimulation: maintenance of protein synthesis. *Lancet* 2, 767–770. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(88\)92417-8](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(88)92417-8)
- Gobbo, M., Gaffurini, P., Bissolotti, L., Esposito, F., Orizio, C., 2011. Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. *Eur J Appl Physiol* 111, 2451–2459. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2047-4>

- Gök, H., Örücü Atar, M., Ateş, C., Sonel Tur, B., 2019. Does kinesiotaping affect standing balance in healthy individuals? A pilot, double-blind, randomized-controlled study. *Turk J Phys Med Rehabil* 65, 327–334. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2019.3788>
- Gomes, P.S.C., Campos, M.O., Oliveira, L.F., Mello, R.G.T., Fernandes, I.A., 2018. Whole-body vibration does not seem to affect postural control in healthy active older women. *Rehabil Res Pract* 2018, 5798265. <https://doi.org/10.1155/2018/5798265>
- Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., Martin, A., 2005. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc* 37, 1291–1299. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000175090.49048.41>
- Gravelle, D.C., Laughton, C.A., Dhruv, N., Katdare, K.D., Niemi, J.B., Lipsitz, L.A., Collins, J.J., 2002. Noise-enhanced balance control in older adults. *Neuroreport* 13, 1853–1856.
- Grunovas, A., Silinskas, V., Poderys, J., Trinkunas, E., 2007. Peripheral and systemic circulation after local dynamic exercise and recovery using passive foot movement and electrostimulation. *J Sports Med Phys Fitness* 47, 335–343.
- Hachard, B., Noe, F., Catherine, A., Zéronian, S., Paillard, T., 2019. Voluntary and electrically-induced muscle fatigue differently affect postural control mechanisms in unipedal stance. *Exp Br Res* 237, 313–323. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5418-9>
- Hainaut, K., Duchateau, J., 1992. Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Med* 14, 100–113. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214020-00003>
- Halperin, I., Aboodarda, S.J., Button, D.C., Andersen, L.L., Behm, D.G., 2014. Roller massager improves range of motion of plantar flexor muscles without subsequent decreases in force parameters. *Int J Sports Phys Ther* 9, 92–102.
- Hamada, T., Hayashi, T., Kimura, T., Nakao, K., Moritani, T., 2004. Electrical stimulation of human lower extremities enhances energy consumption, carbohydrate oxidation, and whole body glucose uptake. *J Appl Physiol* (1985) 96, 911–916. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00664.2003>
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R., Liu, Y., 2015a. The role of ankle proprioception for balance control in relation to sports performance and injury. *Biomed Res Int* 2015, 842804. <https://doi.org/10.1155/2015/842804>
- Han, J., Waddington, G., Anson, J., Adams, R., 2015b. Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. *J Sci Med Sport* 18, 77–81. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.11.013>
- Hardy, S.G.P., Spalding, T.B., Liu, H., Nick, T.G., Pearson, R.H., Hayes, A.V., Stokic, D.S., 2002. The effect of transcutaneous electrical stimulation on spinal motor neuron excitability in people without known neuromuscular diseases: the roles of stimulus intensity and location. *Phys Ther* 82, 354–363.
- Hatton, A.L., Dixon, J., Martin, D., Rome, K., 2009. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol* 19, 957–964. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.04.012>
- Hauswirth, C., 2010. Récupération et performance en sport. INSEP, Paris.
- Henneman, E., Somjen, G., Carpenter, D.O., 1965. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J Neurophysiol* 28, 560–580. <https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.560>
- Henry, M., Baudry, S., 2019. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *J Neurophysiol* 122, 525–538. <https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>
- Herrero, A.J., Martín, J., Martín, T., Abadía, O., Fernández, B., García-López, D., 2010a. Short-term effect of strength training with and without superimposed electrical stimulation on muscle strength and anaerobic performance. A randomized controlled trial. Part I. *J Strength Cond Res* 24, 1609–1615. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181dc427e>
- Herrero, A.J., Martín, J., Martín, T., Abadía, O., Fernández, B., García-López, D., 2010b. Short-term effect of plyometrics and strength training with and without superimposed electrical stimulation on muscle strength and anaerobic performance: A randomized controlled trial. Part II. *J Strength Cond Res* 24, 1616–1622. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d8e84b>

- Hijmans, J.M., Zijlstra, W., Geertzen, J.H.B., Hof, A.L., Postema, K., 2009. Foot and ankle compression improves joint position sense but not bipedal stance in older people. *Gait Posture* 29, 322–325. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.051>
- Hirono, T., Ikezoe, T., Taniguchi, M., Yamagata, M., Miyakoshi, K., Umehara, J., Ichihashi, N., 2020. Relationship between ankle plantar flexor force steadiness and postural stability on stable and unstable platforms. *Eur J Appl Physiol* 120, 1075–1082. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04346-0>
- Hlavackova, P., Vuillerme, N., 2012. Do somatosensory conditions from the foot and ankle affect postural responses to plantar-flexor muscles fatigue during bipedal quiet stance? *Gait & Posture* 36, 16–19. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.361>
- Hoffman, M.A., Koceja, D.M., 1997. Dynamic balance testing with electrically evoked perturbation: A test of reliability. *Arch Phys Med Rehabil* 78, 290–293. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90036-8](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90036-8)
- Hollins, M., 2010. Somesthetic senses. *Annu Rev Psychol* 61, 243–271. <https://doi.org/10.1146/annurev.psych.093008.100419>
- Horak, F.B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 35 Suppl 2, ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F.B., Nashner, L.M., 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55, 1369–1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>
- Hortobágyi, T., Scott, K., Lambert, J., Hamilton, G., Tracy, J., 1999. Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor Control* 3, 205–219. <https://doi.org/10.1123/mcj.3.2.205>
- Houk, J., Simon, W., 1967. Responses of Golgi tendon organs to forces applied to muscle tendon. *J Neurophysiol* 30, 1466–1481. <https://doi.org/10.1152/jn.1967.30.6.1466>
- Hultman, E., Sjöholm, H., Jäderholm-Ek, I., Krynicki, J., 1983. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *Pflugers Arch*. 398, 139–141. <https://doi.org/10.1007/bf00581062>
- Ikai, M., Yabe, K., 1969. Training effect of muscular endurance by means by voluntary and electrical stimulation. *Int Z Angew Physiol* 28, 55–60. <https://doi.org/10.1007/BF00696039>
- Insausti-Delgado, A., López-Larraz, E., Omedes, J., Ramos-Murguialday, A., 2021. Intensity and dose of neuromuscular electrical stimulation influence sensorimotor cortical excitability. *Front Neurosci* 14, 593360. <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.593360>
- Jaakkola, T., Linnamo, V., Woo, M.T., Davids, K., Piirainen, J.M., Gråstén, A., 2017. Effects of training on postural control and agility when wearing socks of different compression levels. *Biomedical Human Kinetics* 9, 107–114. <https://doi.org/10.1515/bhk-2017-0016>
- Jacobs, J.V., Horak, F.B., 2007. Cortical control of postural responses. *J Neural Transm (Vienna)* 114, 1339–1348. <https://doi.org/10.1007/s00702-007-0657-0>
- Jaime, R.-P., Matjacic, Z., Hunt, K.J., 2002. Paraplegic standing supported by FES-controlled ankle stiffness. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 10, 239–248. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2002.806830>
- Jandova, T., Narici, M.V., Steffl, M., Bondi, D., D’Amico, M., Pavlu, D., Verratti, V., Fulle, S., Pietrangelo, T., 2020. Muscle hypertrophy and architectural changes in response to eight-week neuromuscular electrical stimulation training in healthy older people. *Life (Basel)* 10, E184. <https://doi.org/10.3390/life10090184>
- Jeong, B.Y., 1991. Respiration effect on standing balance. *Arch Phys Med Rehabil* 72, 642–645.
- Johnson, M.I., Jones, G., 2017. Transcutaneous electrical nerve stimulation: current status of evidence. *Pain Manag* 7, 1–4. <https://doi.org/10.2217/pmt-2016-0030>
- Junker, D., Stöggl, T., 2019. The training effects of foam rolling on core strength endurance, balance, muscle performance and range of motion: a randomized controlled trial. *J Sports Sci Med* 18, 229–238.

- Kadri, M.A., Noé, F., Nouar, M.B., Paillard, T., 2017. Effects of training programs based on ipsilateral voluntary and stimulated contractions on muscle strength and monopodal postural control of the contralateral limb. *Eur J Appl Physiol* 117, 1799–1806. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3676-z>
- Kaelin-Lang, A., Luft, A.R., Sawaki, L., Burstein, A.H., Sohn, Y.H., Cohen, L.G., 2002. Modulation of human corticomotor excitability by somatosensory input. *J Physiol* 540, 623–633. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.012801>
- Kang, M.-K., Nam, B.-R., Lee, Y.-S., Cheon, S.-H., 2013. Relationship between the application of TENS to the lower limbs and balance of healthy subjects. *J Phys Ther Sci* 25, 1079–1081. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1079>
- Kantor, G., Alon, G., Ho, H.S., 1994. The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. *Phys Ther* 74, 951–962. <https://doi.org/10.1093/ptj/74.10.951>
- Kenny, R.P.W., Atkinson, G., Eaves, D.L., Martin, D., Burn, N., Dixon, J., 2019. The effects of textured materials on static balance in healthy young and older adults: A systematic review with meta-analysis. *Gait Posture* 71, 79–86. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.017>
- Khan, S., Chang, R., 2013. Anatomy of the vestibular system: a review. *NeuroRehabilitation* 32, 437–443. <https://doi.org/10.3233/NRE-130866>
- Kim, Y.-D., Lee, K.-B., Roh, H.-L., 2015. Immediate effects of the activation of the affected lower limb on the balance and trunk mobility of hemiplegic stroke patients. *J Phys Ther Sci* 27, 1555–1557. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1555>
- Kimura, T., Kouzaki, M., 2013. Electrical noise to a knee joint stabilizes quiet bipedal stance. *Gait Posture* 37, 634–636. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.013>
- Knaflitz, M., Merletti, R., De Luca, C.J., 1990. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol* (1985) 68, 1657–1667. <https://doi.org/10.1152/jappl.1990.68.4.1657>
- Knight, C.A., Kamen, G., 2005. Superficial motor units are larger than deeper motor units in human vastus lateralis muscle. *Muscle Nerve* 31, 475–480. <https://doi.org/10.1002/mus.20265>
- Koesler, I.B.M., Dafotakis, M., Ameli, M., Fink, G.R., Nowak, D.A., 2009. Electrical somatosensory stimulation improves movement kinematics of the affected hand following stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 80, 614–619. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2008.161117>
- Koesler, I.B.M., Dafotakis, M., Ameli, M., Fink, G.R., Nowak, D.A., 2008. Electrical somatosensory stimulation modulates hand motor function in healthy humans. *J Neurol* 255, 1567–1573. <https://doi.org/10.1007/s00415-008-0990-8>
- Krishnamoorthy, V., Yang, J.-F., Scholz, J.P., 2005. Joint coordination during quiet stance: effects of vision. *Exp Brain Res* 164, 1–17. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-2205-6>
- Kuster, M.S., Grob, K., Kuster, M., Wood, G.A., Gächter, A., 1999. The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 31, 368–371. <https://doi.org/10.1097/00005768-199903000-00003>
- Lake, D.A., 1992. Neuromuscular electrical stimulation. *Sports Med* 13, 320–336. <https://doi.org/10.2165/00007256-199213050-00003>
- Langeard, A., Bigot, L., Loggia, G., Chastan, N., Quarck, G., Gauthier, A., 2020. Plantar flexor strength training with home-based neuromuscular electrical stimulation improves limits of postural stability in older adults. *J Phys Act Health* 17, 657–661. <https://doi.org/10.1123/jpah.2019-0501>
- Laufer, Y., Dickstein, R., 2007. TENS to the lateral aspect of the knees during stance attenuates postural sway in young adults. *ScientificWorldJournal* 7, 1904–1911. <https://doi.org/10.1100/tsw.2007.279>
- Lee, C.-L., Chu, I.-H., Lyu, B.-J., Chang, W.-D., Chang, N.-J., 2018. Comparison of vibration rolling, nonvibration rolling, and static stretching as a warm-up exercise on flexibility, joint proprioception, muscle strength, and balance in young adults. *J Sports Sci* 36, 2575–2582. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1469848>

- Lee, Y.J., Kim, J.Y., Kim, S.Y., Kim, K.H., 2016. The effects of trunk kinesio taping on balance ability and gait function in stroke patients. *J Phys Ther Sci* 28, 2385–2388. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2385>
- Léonard, G., Mercier, C., Tremblay, L.E., 2013. Effect of repetitive afferent electrical stimulation of the lower limb on corticomotor excitability and implications for rehabilitation. *J Clin Neurosci* 20, 435–439. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2012.02.049>
- Li, S., Zhuang, C., Hao, M., He, X., Marquez, J.C., Niu, C.M., Lan, N., 2015. Coordinated alpha and gamma control of muscles and spindles in movement and posture. *Front Comput Neurosci* 9, 122. <https://doi.org/10.3389/fncom.2015.00122>
- Lima, B.N., Lucareli, P.R.G., Gomes, W.A., Silva, J.J., Bley, A.S., Hartigan, E.H., Marchetti, P.H., 2014. The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static- stretching on postural sway and gastrocnemius muscle activity during single-leg balance tasks. *J Sports Sci Med* 13, 564–570.
- Lins, C.A.A., Borges, D.T., Macedo, L.B., Costa, K.S.A., Brasileiro, J.S., 2016. Delayed effect of Kinesio Taping on neuromuscular performance, balance, and lower limb function in healthy individuals: a randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther* 20, 231–239. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0161>
- Lund, I., Lundeberg, T., Kowalski, J., Sandberg, L., Budh, C.N., Svensson, E., 2005. Evaluation of variations in sensory and pain threshold assessments by electrocutaneous stimulation. *Physiother Theory Pract* 21, 81–92. <https://doi.org/10.1080/09593980590922307>
- 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., Gometti, Amiridis, Martin, Pousson, Chatard, 2000. The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. *Int J Sports Med* 21, 437–443. <https://doi.org/10.1055/s-2000-3837>
- Maffiuletti, N.A., Herrero, A.J., Jubeau, M., Impellizzeri, F.M., Bizzini, M., 2008. Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. *Ann. Neurol.* 63, 507–512. <https://doi.org/10.1002/ana.21346>
- Maffiuletti, N.A., Morelli, A., Martin, A., Duclay, J., Billot, M., Jubeau, M., Agosti, F., Sartorio, A., 2011. Effect of gender and obesity on electrical current thresholds. *Muscle Nerve* 44, 202–207. <https://doi.org/10.1002/mus.22050>
- Maffiuletti, N.A., Pensini, M., Martin, A., 2002. Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. *J Appl Physiol* (1985) 92, 1383–1392. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00884.2001>
- Magalhães, F.H., Kohn, A.F., 2014. Effectiveness of electrical noise in reducing postural sway: a comparison between imperceptible stimulation applied to the anterior and to the posterior leg muscles. *Eur J Appl Physiol* 114, 1129–1141. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2846-5>
- Maitre, J., Gasnier, Y., Bru, N., Jully, J.-L., Paillard, T., 2013. Discrepancy in the involution of the different neural loops with age. *Eur J Appl Physiol* 113, 1821–1831. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2608-9>
- Malaya, C.A., Haworth, J., Pohlman, K.A., Powell, C., Smith, D.L., 2020. Impact of extremity manipulation on postural sway characteristics: a preliminary, randomized crossover study. *J Manipulative Physiol Ther* 43, 457–468. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.02.014>
- Marieb, E.N., Hoehn, K., Moussakova, L., Lachaîne, R., 2010. Anatomie et physiologie humaines.
- Martin, L., Cometti, G., Pousson, M., Morlon, B., 1993. Effect of electrical stimulation training on the contractile characteristics of the triceps surae muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 67, 457–461. <https://doi.org/10.1007/BF00376463>
- Massion, J., 1994. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 4, 877–887.
- 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](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C)

- Mathes, S., Lehnen, N., Link, T., Bloch, W., Mester, J., Wahl, P., 2017. Chronic effects of superimposed electromyostimulation during cycling on aerobic and anaerobic capacity. *Eur J Appl Physiol* 117, 881–892. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3572-6>
- Maurer, C., Mergner, T., Peterka, R.J., 2006. Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res* 171, 231–250. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0256-y>
- McKay, D., Brooker, R., Giacomini, P., Ridding, M., Miles, T., 2002. Time course of induction of increased human motor cortex excitability by nerve stimulation. *Neuroreport* 13, 1271–1273.
- Michael, J.S., Dogramaci, S.N., Steel, K.A., Graham, K.S., 2014. What is the effect of compression garments on a balance task in female athletes? *Gait Posture* 39, 804–809. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.001>
- Monjo, F., Forestier, N., 2015. Electrically-induced muscle fatigue affects feedforward mechanisms of control. *Clin Neurophysiol* 126, 1607–1616. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.10.218>
- Morris, T.P., Fried, P.J., Maccone, J., Stillman, A., Gomes-Osman, J., Costa-Miserachs, D., Muñoz, J.M.T., Santarnecchi, E., Pascual-Leone, A., 2020. Light aerobic exercise modulates executive function and cortical excitability. *Eur J Neurosci* 51, 1723–1734. <https://doi.org/10.1111/ejn.14593>
- Nagano, A., Yoshioka, S., Hay, D.C., Himeno, R., Fukashiro, S., 2006. Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing. *Hum Mov Sci* 25, 422–434. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.12.005>
- Nakajima, M.A., Baldrige, C., 2013. The effect of Kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *Int J Sports Phys Ther* 8, 393–406.
- Nashner, L.M., McCollum, G., 1985. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* 8, 135–150. <https://doi.org/10.1017/S0140525X00020008>
- Négyesi, J., Veldman, M.P., Berghuis, K.M.M., Javet, M., Tihanyi, J., Hortobágyi, T., 2018. Somatosensory electrical stimulation does not augment motor skill acquisition and intermanual transfer in healthy young adults—a pilot study. *Motor Control* 22, 67–81. <https://doi.org/10.1123/mc.2016-0048>
- Nelson, A.G., Kokkonen, J., Arnall, D.A., Li, L., 2012. Acute stretching increases postural stability in nonbalance trained individuals. *J Strength Cond Res* 26, 3095–3100. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182430185>
- Ng, S.S.M., Lai, C.W.K., Tang, M.W.S., Woo, J., 2016. Cutaneous electrical stimulation to improve balance performance in patients with sub-acute stroke: a randomised controlled trial. *Hong Kong Med J* 22 Suppl 2, S33-36.
- Nunes, G.S., de Noronha, M., Cunha, H.S., Ruschel, C., Borges, N.G., 2013. Effect of kinesio taping on jumping and balance in athletes: a crossover randomized controlled trial. *J Strength Cond Res* 27, 3183–3189. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31828a2c17>
- O’Connell, C., Mahboobin, A., Drexler, S., Redfern, M.S., Perera, S., Nau, A.C., Cham, R., 2017. Effects of acute peripheral/central visual field loss on standing balance. *Exp Brain Res* 235, 3261–3270. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-5045-x>
- Paillard, T., 2021a. Cerveau, posture et mouvement.
- Paillard, T., 2021b. Sensory electrical stimulation and postural balance: a comprehensive review. *Eur J Appl Physiol*. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04767-5>
- Paillard, T., 2020. Acute and chronic neuromuscular electrical stimulation and postural balance: a review. *Eur J Appl Physiol* 120, 1475–1488. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04383-9>
- Paillard, T., 2019. Relationship between sport expertise and postural skills. *Front Psychol* 10. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01428>
- Paillard, T., 2018. Training based on electrical stimulation superimposed onto voluntary contraction would be relevant only as part of submaximal contractions in healthy subjects. *Front. Physiol.* 9, 1428. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01428>

- Paillard, T., 2017a. Relationship between muscle function, muscle typology and postural performance according to different postural conditions in young and older adults. *Front Physiol* 8, 585. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00585>
- Paillard, T., 2017b. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neurosci Biobehav Rev* 72, 129–152. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.11.015>
- Paillard, T., 2016. Posture et équilibration humaines. De Boeck supérieur, Louvain-la-Neuve; [Paris.
- Paillard, T., 2015. Specific risks of physical activity in the elderly. *Rev Med Liege* 70, 22–26.
- Paillard, T., 2012a. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci Biobehav Rev* 36, 162–176. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Paillard, T., 2012b. Electrical stimulation superimposed on voluntary training can limit sensory integration in neural adaptations. *J. Mot. Behav.* 44, 267–268. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.691126>
- Paillard, T., Bizid, R., Dupui, P., 2007. Do sensorial manipulations affect subjects differently depending on their postural abilities? *Br J Sports Med* 41, 435–438. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.032904>
- Paillard, T., Chaubet, V., Maitre, J., Dumitrescu, M., Borel, L., 2010a. Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb. *Neurosci Res* 68, 301–306. <https://doi.org/10.1016/j.neures.2010.08.004>
- Paillard, T., Kadri, M.A., Nouar, M.B., Noé, F., 2018. Warm-up optimizes postural control but requires some minutes of recovery. *J Strength Cond Res* 32, 2725. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002592>
- Paillard, T., Lafont, C., Soulat, J.M., Costes-Salon, M.C., Mario, B., Montoya, R., Dupui, P., 2004. Neuromuscular effects of three training methods in ageing women. *J Sports Med Phys Fitness* 44, 87–91.
- Paillard, T., Lafont, C., Soulat, J.M., Montoya, R., Costes-Salon, M.-C., Dupui, P., 2005a. Short-term effects of electrical stimulation superimposed on muscular voluntary contraction in postural control in elderly women. *J Strength Cond Res* 19, 640–646. <https://doi.org/10.1519/15354.1>
- Paillard, T., Maitre, J., Chaubet, V., Borel, L., 2010b. Stimulated and voluntary fatiguing contractions of quadriceps femoris differently disturb postural control. *Neurosci Lett* 477, 48–51. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.04.034>
- Paillard, T., Noé, F., 2015. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Res Int* 2015, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>
- Paillard, T., Noé, F., Passelergue, P., Dupui, P., 2005b. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports Med* 35, 951–966. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535110-00003>
- Palazzo, F., Nardi, A., Lamouchideli, N., Caronti, A., Alashram, A., Padua, E., Annino, G., 2021. The effect of age, sex and a firm-textured surface on postural control. *Exp Brain Res* 239, 2181–2191. <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06063-2>
- Palm, H.-G., van Uden, C., Riesner, H.-J., Lang, P., Friemert, B., 2015. Influence of submaximal exercise on postural control in older adults. *Am J Phys Med Rehabil* 94, 749–757. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000311>
- Panizza, M., Nilsson, J., Roth, B.J., Basser, P.J., Hallett, M., 1992. Relevance of stimulus duration for activation of motor and sensory fibers: implications for the study of H-reflexes and magnetic stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85, 22–29. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(92\)90097-U](https://doi.org/10.1016/0168-5597(92)90097-U)
- Pano-Rodriguez, A., Beltran-Garrido, J.V., Hernandez-Gonzalez, V., Reverter-Masia, J., 2020. Effects of whole body electromyostimulation on physical fitness and health in postmenopausal women: a study protocol for a randomized controlled trial. *Front Public Health* 8, 313. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2020.00313>
- Park, J., Seo, D., Choi, W., Lee, S., 2014. The effects of exercise with TENS on spasticity, balance, and gait in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Med Sci Monit* 20, 1890–1896. <https://doi.org/10.12659/MSM.890926>

- Park, M., Seok, H., Kim, S.-H., Noh, K., Lee, S.Y., 2018. Comparison between neuromuscular electrical stimulation to abdominal and back muscles on postural balance in post-stroke hemiplegic patients. *Ann Rehabil Med* 42, 652–659. <https://doi.org/10.5535/arm.2018.42.5.652>
- Pavaiiler, S., Hintzy, F., Horvais, N., Forestier, N., 2016. Cutaneous stimulation at the ankle: a differential effect on proprioceptive postural control according to the participants' preferred sensory strategy. *J Foot Ankle Res* 9, 9. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0140-y>
- Peterka, R.J., 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 88, 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Pitcher, J.B., Miles, T.S., 2002. Alterations in corticospinal excitability with imposed vs. voluntary fatigue in human hand muscles. *J Appl Physiol* 92, 2131–2138. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00835.2001>
- Pontifex, M.B., Parks, A.C., Henning, D.A., Kamijo, K., 2015. Single bouts of exercise selectively sustain attentional processes. *Psychophysiology* 52, 618–625. <https://doi.org/10.1111/psyp.12395>
- Porcari, J.P., Miller, J., Cornwell, K., Foster, C., Gibson, M., McLean, K., Kernozek, T., 2005. The effects of neuromuscular electrical stimulation training on abdominal strength, endurance, and selected anthropometric measures. *J Sports Sci Med* 4, 66–75.
- Proske, U., 2005. What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle & Nerve* 31, 780–787. <https://doi.org/10.1002/mus.20330>
- Proske, U., 1997. The mammalian muscle spindle. *Physiology* 12, 37–42. <https://doi.org/10.1152/physiologyonline.1997.12.1.37>
- Qiu, F., Cole, M.H., Davids, K.W., Hennig, E.M., Silburn, P.A., Netscher, H., Kerr, G.K., 2012. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait Posture* 35, 630–635. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.013>
- RC Team, 2016. R: A language and environment for statistical computing [Computer software manual]. Vienna, Austria.
- Resende, M. de A., Vasconcelos Resende, R.B., Reis, G.C., Barros, L. de O., Bezerra, M.R.S., Matos, D.G. de, Marçal, A.C., Almeida-Neto, P.F. de, Cabral, B.G. de A.T., Neiva, H.P., Marinho, D.A., Marques, M.C., Reis, V.M., Garrido, N.D., Aidar, F.J., 2020. The influence of warm-up on body temperature and strength performance in brazilian national-level paralympic powerlifting athletes. *Medicina (Kaunas)* 56. <https://doi.org/10.3390/medicina56100538>
- Richardson, K.A., Imhoff, T.T., Grigg, P., Collins, J.J., 1998. Using electrical noise to enhance the ability of humans to detect subthreshold mechanical cutaneous stimuli. *Chaos* 8, 599–603. <https://doi.org/10.1063/1.166341>
- Ridding, M.C., Brouwer, B., Miles, T.S., Pitcher, J.B., Thompson, P.D., 2000. Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects. *Exp Brain Res* 131, 135–143. <https://doi.org/10.1007/s002219900269>
- Ridding, M.C., McKay, D.R., Thompson, P.D., Miles, T.S., 2001. Changes in corticomotor representations induced by prolonged peripheral nerve stimulation in humans. *Clin Neurophysiol* 112, 1461–1469. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(01\)00592-2](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(01)00592-2)
- Rojhani-Shirazi, Z., Rezaeian, T., 2015. The effects of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on postural control in patients with chronic low back pain. *J Med Life* 8, 19–27.
- Rojhani-Shirazi, Z., Shafaei, R., Abbasi, L., 2014. The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on joint position sense in patients with knee joint osteoarthritis. *Physiother Theory Pract* 30, 495–499. <https://doi.org/10.3109/09593985.2014.903547>
- Ross, S.E., 2007. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. *Br J Sports Med* 41, 656–659; discussion 659. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.032912>
- Ross, S.E., Arnold, B.L., Blackburn, J.T., Brown, C.N., Guskiewicz, K.M., 2007. Enhanced balance associated with coordination training with stochastic resonance stimulation in subjects with functional ankle instability: an experimental trial. *J Neuroeng Rehabil* 4. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-47>

- Rouhani, H., Same, M., Masani, K., Li, Y.Q., Popovic, M.R., 2017. PID controller design for FES applied to ankle muscles in neuroprosthesis for standing balance. *Front Neurosci* 11, 347. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00347>
- Ruescas-Nicolau, M.A., Sánchez-Sánchez, M.L., Marques-Sule, E., Espí-López, G.V., 2019. The immediate effect of plantar stimulation on dynamic and static balance: A randomized controlled trial. *J Back Musculoskelet Rehabil* 32, 453–461. <https://doi.org/10.3233/BMR-181145>
- Rugelj, D., Vidovič, M., Vauhnik, R., 2020. Sensory sub- and suprathreshold TENS exhibit no immediate effect on postural steadiness in older adults with no balance impairments. *Biomed Res Int* 2020, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2020/2451291>
- Rushton, W.A.H., 1930. Excitable substances in the nerve-muscle complex. *J Physiol* 70, 317–337.
- Rutherford, O.M., Jones, D.A., Newham, D.J., 1986. Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 49, 1288–1291. <https://doi.org/10.1136/jnnp.49.11.1288>
- Sang, C.N., Max, M.B., Gracely, R.H., 2003. Stability and reliability of detection thresholds for human A-Beta and A-delta sensory afferents determined by cutaneous electrical stimulation. *J Pain Symptom Manage* 25, 64–73. [https://doi.org/10.1016/s0885-3924\(02\)00541-9](https://doi.org/10.1016/s0885-3924(02)00541-9)
- Santos, M.J., Kanekar, N., Aruin, A.S., 2010a. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 20, 398–405. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002>
- Santos, M.J., Kanekar, N., Aruin, A.S., 2010b. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 20, 388–397. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>
- Savic, G., Bergström, E.M.K., Frankel, H.L., Jamous, M.A., Ellaway, P.H., Davey, N.J., 2006. Perceptual threshold to cutaneous electrical stimulation in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord* 44, 560–566. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101921>
- Scariot, V., Rios, J.L., Claudino, R., Dos Santos, E.C., Angulski, H.B.B., Dos Santos, M.J., 2016. Both anticipatory and compensatory postural adjustments are adapted while catching a ball in unstable standing posture. *J Bodyw Mov Ther* 20, 90–97. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.06.007>
- Sefton, J.M., Yaras, C., Berry, J.W., 2012. Massage therapy produces short-term improvements in balance, neurological, and cardiovascular measures in older persons. *Int J Ther Massage Bodywork* 5, 16–27. <https://doi.org/10.3822/ijtmb.v5i3.152>
- Severini, G., Delahunt, E., 2018. Effect of noise stimulation below and above sensory threshold on postural sway during a mildly challenging balance task. *Gait Posture* 63, 27–32. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.031>
- Shimoura, K., Iijima, H., Suzuki, Y., Aoyama, T., 2019. Immediate effects of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on pain and physical performance in individuals with preradiographic knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 100, 300-306.e1. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.08.189>
- Silva, L.M., Neiva, H.P., Marques, M.C., Izquierdo, M., Marinho, D.A., 2018. Effects of warm-up, post-warm-up, and re-warm-up strategies on explosive efforts in team sports: a systematic review. *Sports Med* 48, 2285–2299. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0958-5>
- Sluka, K.A., Walsh, D., 2003. Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *J Pain* 4, 109–121. <https://doi.org/10.1054/jpai.2003.434>
- Smith, K.J., Ainslie, P.N., 2017. Regulation of cerebral blood flow and metabolism during exercise. *Exp Physiol* 102, 1356–1371. <https://doi.org/10.1113/EP086249>
- Snyder-Mackler, L., Delitto, A., Bailey, S.L., Stralka, S.W., 1995. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. *J Bone Joint Surg Am* 77, 1166–1173. <https://doi.org/10.2106/00004623-199508000-00004>

- Sorinola, I.O., Bateman, R.W., Mamy, K., 2012. Effect of somatosensory stimulation of two and three nerves on upper limb function in healthy individuals. *Physiother Res Int* 17, 74–79. <https://doi.org/10.1002/pri.515>
- Subasi, S.S., Gelecek, N., Aksakoglu, G., 2008. Effects of different warm-up periods on knee proprioception and balance in healthy young individuals. *J Sport Rehabil* 17, 186–205. <https://doi.org/10.1123/jsr.17.2.186>
- Szafranec, R., Chromik, K., Poborska, A., Kawczyński, A., 2018. Acute effects of contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching of hip abductors and adductors on dynamic balance. *PeerJ* 6. <https://doi.org/10.7717/peerj.6108>
- Tamburella, F., Scivoletto, G., Molinari, M., 2014. Somatosensory inputs by application of KinesioTaping: effects on spasticity, balance, and gait in chronic spinal cord injury. *Front Hum Neurosci* 8, 367. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00367>
- Tapia-Haro, R.M., García-Ríos, M.C., Toledano-Moreno, S., Casas-Barragán, A., Castro-Sánchez, A.M., Aguilar-Ferrándiz, M.E., 2020. The complementary effects of galvanic current electrical stimulation associated with conservative treatment to increase vasodilation in patients with Raynaud's phenomenon: a randomized trial. *Clin Rehabil* 34, 595–606. <https://doi.org/10.1177/0269215520907652>
- Theurel, J., Lepers, R., Pardon, L., Maffiuletti, N.A., 2007. Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle. *Respir Physiol Neurobiol* 157, 341–347. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2006.12.002>
- Thrasher, T.A., Popovic, M.R., 2008. Functional electrical stimulation of walking: function, exercise and rehabilitation. *Ann Readapt Med Phys* 51, 452–460. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2008.05.006>
- Tomczak, M., Tomczak, E., 2014. The need to report effect size estimates revisited. An overview of some recommended measures of effect size. *Trends in Sport Sciences* 1, 19–25.
- Tomprowski, P.D., Ellis, N.R., 1986. Effects of exercise on cognitive processes: A review. *Psychol Bull* 99, 338–346. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.99.3.338>
- Torvinen, S., Kannu, P., Sievänen, H., Järvinen, T.A.H., Pasanen, M., Kontulainen, S., Järvinen, T.L.N., Järvinen, M., Oja, P., Vuori, I., 2002. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin Physiol Funct Imaging* 22, 145–152. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2281.2002.00410.x>
- Tu-Chan, A.P., Natraj, N., Godlove, J., Abrams, G., Ganguly, K., 2017. Effects of somatosensory electrical stimulation on motor function and cortical oscillations. *J Neuroeng Rehabil* 14. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0323-1>
- Tütün Yümin, E., Şimşek, T.T., Sertel, M., Ankaralı, H., Yümin, M., 2017. The effect of foot plantar massage on balance and functional reach in patients with type II diabetes. *Physiother Theory Pract* 33, 115–123. <https://doi.org/10.1080/09593985.2016.1271849>
- Vaillant, J., Rouland, A., Martigné, P., Braujou, R., Nissen, M.J., Caillat-Miosse, J.-L., Vuillerme, N., Nougier, V., Juvin, R., 2009. Massage and mobilization of the feet and ankles in elderly adults: effect on clinical balance performance. *Man Ther* 14, 661–664. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.03.004>
- Vanderthommen, M., Duteil, S., Wary, C., Raynaud, J.S., Leroy-Willig, A., Crielaard, J.M., Carlier, P.G., 2003. A comparison of voluntary and electrically induced contractions by interleaved 1H- and 31P-NMRS in humans. *J Appl Physiol* 94, 1012–1024. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00887.2001>
- Vanderthommen, M., Gilles, R., Carlier, P., Ciancabilla, F., Zahlan, O., Sluse, F., Crielaard, J., 1999. Human muscle energetics during voluntary and electrically induced isometric contractions as measured by ³¹P NMR spectroscopy. *Int J Sports Med* 20, 279–283. <https://doi.org/10.1055/s-2007-971131>

- Veldman, M.P., Maffiuletti, N.A., Hallett, M., Zijdwind, I., Hortobágyi, T., 2014. Direct and crossed effects of somatosensory stimulation on neuronal excitability and motor performance in humans. *Neurosci Biobehav Rev* 47, 22–35. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2014.07.013>
- Veldman, M.P., Zijdwind, I., Solnik, S., Maffiuletti, N.A., Berghuis, K.M.M., Javet, M., Négyesi, J., Hortobágyi, T., 2015. Direct and crossed effects of somatosensory electrical stimulation on motor learning and neuronal plasticity in humans. *Eur J Appl Physiol* 115, 2505–2519. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3248-z>
- Wahl, P., Hein, M., Achtzehn, S., Bloch, W., Mester, J., 2014. Acute metabolic, hormonal and psychological responses to cycling with superimposed electromyostimulation. *Eur J Appl Physiol* 114, 2331–2339. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2952-4>
- Wall, P.D., Sweet, W.H., 1967. Temporary abolition of pain in man. *Science* 155, 108–109. <https://doi.org/10.1126/science.155.3758.108>
- Wassinger, C.A., Rockett, A., Pitman, L., Murphy, M.M., Peters, C., 2014. Acute effects of rearfoot manipulation on dynamic standing balance in healthy individuals. *Man Ther* 19, 242–245. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.11.001>
- Wei, C., Yu, L., Duncan, B., Renfree, A., 2020. A plyometric warm-up protocol improves running economy in recreational endurance athletes. *Front Physiol* 11, 197. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00197>
- Wikstrom, E.A., Song, K., Lea, A., Brown, N., 2017. Comparative effectiveness of plantar-massage techniques on postural control in those with chronic ankle instability. *J Athl Train*. <https://doi.org/10.4085/1062-6050.52.4.02>
- Wilson, L.R., Gandevia, S.C., Burke, D., 1997. Discharge of human muscle spindle afferents innervating ankle dorsiflexors during target isometric contractions. *J Physiol* 504 (Pt 1), 221–232. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1997.221bf.x>
- Wilson, S.J., Williams, C.C., Gdovin, J.R., Eason, J.D., Luginsland, L.A., Hill, C.M., Chander, H., Wade, C., Garner, J.C., 2018. The influence of an acute bout of whole body vibration on human postural control responses. *J Mot Behav* 50, 590–597. <https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1383225>
- Wirtz, N., Dörmann, U., Micke, F., Filipovic, A., Kleinöder, H., Donath, L., 2019. Effects of whole-body electromyostimulation on strength-, sprint-, and jump performance in moderately trained young adults: a mini-meta-analysis of five homogenous RCTS of our work group. *Front Physiol* 10, 1336. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01336>
- Woo, M.T., Davids, K., Liukkonen, J., Chow, J.Y., Jaakkola, T., 2018. Immediate effects of wearing knee length socks differing in compression level on postural regulation in community-dwelling, healthy, elderly men and women. *Gait Posture* 66, 63–69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.011>
- Woo, M.T., Davids, K., Liukkonen, J., Orth, D., Chow, J.Y., Jaakkola, T., 2017. Effects of different lower-limb sensory stimulation strategies on postural regulation—A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE* 12, e0174522. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0174522>
- You, S.H., Granata, K.P., Bunker, L.K., 2004. Effects of circumferential ankle pressure on ankle proprioception, stiffness, and postural stability: a preliminary investigation. *J Orthop Sports Phys Ther* 34, 449–460. <https://doi.org/10.2519/jospt.2004.34.8.449>
- Zéronian, S., Noé, F., Paillard, T., 2021. Effect of the application of somatosensory and excitomotor electrical stimulation during quiet upright standing balance. *Med Engin Phys* 87, 82–86. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.11.016>
- Zhang, Q., Trama, R., Fouré, A., Hautier, C.A., 2020. The immediate effects of self-myofascial release on flexibility, jump performance and dynamic balance ability. *J Hum Kinet* 75, 139–148. <https://doi.org/10.2478/hukin-2020-0043>
- Zheng, Y.-L., Hu, H.-Y., Liu, X.-C., Su, X., Chen, P.-J., Wang, X.-Q., 2021. The effects of whole-body vibration exercise on anticipatory delay of core muscles in patients with nonspecific low back pain. *Pain Res Manag* 2021, 9274964. <https://doi.org/10.1155/2021/9274964>

PARTIE V – Annexes



Effect of the application of somatosensory and excitomotor electrical stimulation during quiet upright standing balance

Sacha Zéronian, Frédéric Noé, Thierry Paillard

Université de Pau et des Pays de l'Adour, E2S UPPA, MEPS, Tarbes, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 7 May 2020

Revised 25 November 2020

Accepted 29 November 2020

Keywords:

Neuromuscular electrical stimulation

Somatosensory electrical stimulation

Balance control

Postural balance

Postural control

Sensory threshold

Motor threshold

ABSTRACT

Somatosensory (which activates sensory neurons only) and excitomotor (which activates both motoneurons and sensory neurons) electrical stimulations applied on the musculature of the lower-limb are likely to facilitate and disturb balance control respectively. The aim of this study was to compare the possible balance control modifications induced by somatosensory (SS) and excitomotor (EX) electrical stimulations applied on the quadriceps femoris in quiet standing condition. Kinetics and kinematics parameters were recorded with a force platform (displacements of center of foot pressure) and a 3D analysis system (hip, knee and ankle angles) respectively during a postural task. Twenty healthy young male participants carried out a monopodal postural task (i.e., unilateral stance) in three conditions: SS stimulation (1ms; 10Hz; 7 ± 2 mA i.e., twice the intensity corresponding to the sensory threshold), EX stimulation (400 μ s; 50 Hz; 20 ± 5 mA i.e., twice the intensity corresponding to the motor threshold), and a control (CONT) condition without stimulation. The results showed no significant differences between the three conditions except for the knee' angle which was higher in the EX condition (167.3 ± 11.6 vs 164.3 ± 5.8 and 163.9 ± 8) ($p < 0.005$) than in the two other conditions (SS stimulation and CONT). This means that the EX stimulation induced a postural position change (i.e., a slight knee extension) during the monopodal postural task without altering balance control. Overall, on the basis of the stimulation parameters used in the present work, neither the SS stimulation, nor the EX stimulation facilitated or disturbed postural balance.

© 2020 IPPEM. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Neuromuscular electrical stimulation consists of delivering an electrical current on a muscle group to activate the neuromuscular system in order to facilitate, preserve or restore its motor output [1–3]. The intensity at which the electrical stimulus is used can induce different excitation levels of the neuromuscular system. Muscle fibers have a much higher threshold for stimulation than nerve fibers [1], which means that for a given intensity of stimulation, sensory neurons can be activated while muscle fibers are not. The stimulation activating sensory neurons without activating muscle fibers can be defined as a somatosensory stimulation (SS stimulation) [4]. SS stimulation involves the implementation of current intensities at and above the sensory threshold (i.e., the minimal intensity of stimulation that can be perceived) but below the motor threshold (i.e., the minimal intensity of stimulation that can generate a direct motor response i.e. a force production usually > 3 – 5 N). Electrical stimulations at or above the motor threshold which

directly activate muscle fibers by shorting neural pathways (even if they are simultaneously activated) are considered as excitomotor stimulations (EX stimulations). Stimulations that induce depolarization of sensory neurons are likely to lead to recruitment of type I muscle fibers from reflex pathways (mediated at the spinal level), whereas muscle fibers located beneath the stimulating electrodes are directly activated -i.e., both I and II fiber types- [1]. Hence both EX and SS stimulations can lead to different effects on motor function: the EX stimulation directly acts on motor output since muscle fibers are directly activated whereas the SS stimulation provides sensory information that is centrally integrated before possibly exciting muscle fibers [1,5].

Standing balance control is an ecological and fundamental motor skill which requires a constant integration of sensory information provided by sway-related movements of the whole body due to the unstable nature of erected posture [6]. Hence the acute SS stimulation carried out at the lower-limb level would facilitate the sensorimotor control of standing balance by improving the detection and transmission of neural signals thanks to a phenomenon of stochastic resonance [7]. In contrast, the acute EX stimulation would not optimize balance control since sensory pathways are

E-mail address: thierry.paillard@univ-pau.fr (T. Paillard).

artificially short-circuited, which could even disturb balance control with an artificially-generated motor activity not totally controlled by the central drive [8]. Previous studies about this topic showed that SS stimulation applied on the lower-limb improved mono and bipedal balance control by reducing postural sway in healthy young and older subjects [9–15] (outside the framework of closed-loop controlled functional electrical stimulation applied to the lower-limb muscles which obviously improves balance control in neurologically impaired individuals [e.g., 16,17]). Whereas Paillard et al. [18] have shown that the combined use of EX stimulation, plantar cutaneous and articular sensory manipulations could disturb balance control, no study, to our knowledge, has specifically dealt with the acute effects of EX stimulation on balance control over the entire duration of a postural task in healthy subjects.

Thus, the aim of the present study was to specify the effects of the SS and EX stimulations on balance control. The hypothesis was that the SS stimulation would facilitate balance control whereas the EX stimulation would disturb it.

2. Material and methods

2.1. Subjects

Twenty healthy male subjects participated in this study (age 19.8 ± 0.9 years; height 176.6 ± 6.3 cm; body weight 75 ± 14.1 kg). Exclusion criteria included balance disorders of pathological or drug-related origin, as well as musculoskeletal injuries in the past two years. Participants were asked to avoid any intense activity and not to consume any exciting substance (e.g., coffee) 24 h before the completion of the protocol. They voluntarily signed an informed consent form before starting the experiment, which was in accordance with the Helsinki Declaration. All procedures were approved by and performed in accordance with the relevant guidelines and regulations of the University of Pau and Adour Countries Ethics Committee.

2.2. Procedure

Subjects were asked to stand as motionless as possible in a monopodal stance on their dominant leg (i.e. the leg used to kick a ball) for 30 s while looking at a fixed target positioned 2 m in front of them. They had their arms crossed in front of the chest and the non-supporting leg was bent at a 90° knee joint flexion angle. After having completed two familiarization trials in order to avoid any learning effect [19], participants had to perform this postural task in a control (CONT) condition and while being continuously submitted to a SS and an EX stimulation in a counter-balanced order. The SS stimulation (1 ms width continuous pulse at a 10 Hz frequency) was delivered using a Compex 2 stimulator (Compex, Ecublens, Switzerland) set at an intensity twice as high as the sensory threshold intensity (but always below the motor threshold). The EX stimulation (400 μ s width continuous pulse at a 50 Hz frequency) was delivered using a Chattanooga wireless Professional Stimulator (DJO Global, Mouguerre, France) set at an intensity twice as high as the motor threshold intensity. The mean intensity used for SS and EX current was 7 ± 2 mA and 20 ± 4.7 mA respectively. For practical aspects, two different stimulators were used because only one could deliver pulse widths superior to 500 μ s. As part of the SS stimulation, the motor excitability (i.e., central recruitment) requires a large pulse width (e.g., 1 ms). SS and EX currents were both administered by using four Compex rectangular electrodes (2"×4"; Dual Leadwire, Vista, USA) placed on the motor points of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris muscles, and on the proximal part of the quadriceps straddling the vastus lateralis and the rectus femoris (Fig. 1). The quadriceps femoris was chosen since it is particularly

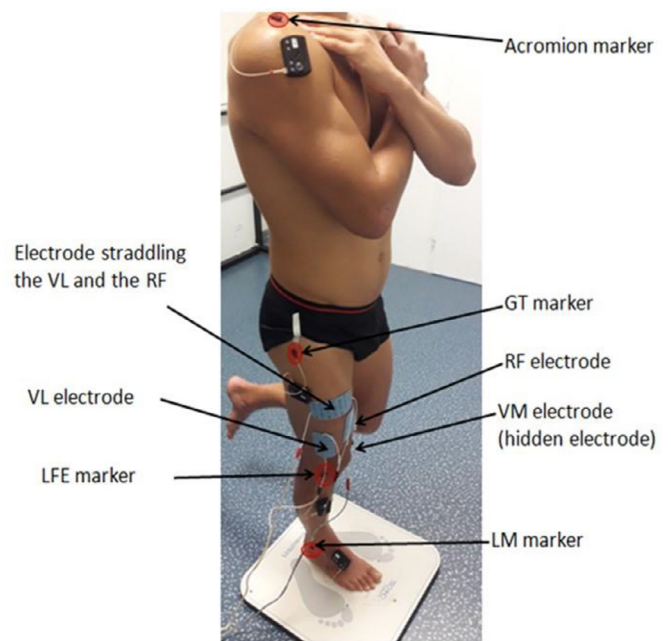


Fig. 1. Experimental set up.

VL: vastus lateralis; RF: rectus femoris; VM: vastus medialis; GT: great trochanter; LFE: lateral femoral epicondyle; LM: lateral malleolus. Acromion, GT and LFE marker were used to calculate the flexion angle of the trunk on the leg (θ_H). GT, LFE and LM marker were used to calculate the flexion angle of the thigh on the leg (θ_K). LFE and LM marker were used to calculate the ankle angle (θ_A).

active in monopodal stance [20]. Since the stimulator which delivered the SS stimulation emitted a repeated pulsatile sound, this stimulator was therefore switched on without being connected to the electrodes in the CONT and EX condition in order to standardize measurement conditions with an acoustic environment under all test conditions.

Balance control was assessed while using a force platform (Stabilotest, ©Technoconcept, Mane, France) which recorded the center of pressure (COP) displacements at a 40 Hz sampling frequency. COP surface (COP_S, 90% prediction ellipse area), mean COP velocity on the mediolateral (COPx) and antero-posterior (COPy) axes were calculated [21]. The Codamotion© (Charnwood Dynamics Ltd, Leicestershire, UK) motion analysis system was used to track (200 Hz sampling frequency) a set of four active infrared lightemitting diodes markers positioned on the following anatomical landmarks: the external malleolus, the lateral femoral epicondyle, the greater trochanter and the acromion. The markers were unilaterally positioned on the ipsilateral side of the participants' dominant leg (Fig. 1). The ankle, knee and hip angles were calculated from the three-dimensional coordinates of the kinematic markers. The mean ankle (θ_A), knee (θ_K) and hip (θ_H) angles, standard deviation ($SD\theta_A$, $SD\theta_K$ and $SD\theta_H$) and peak-to-peak amplitude of angular movement ($\Delta\theta_A$, $\Delta\theta_K$, $\Delta\theta_H$) were then calculated during each condition.

2.3. Statistic analysis

The normality of the data was checked using the Shapiro-Wilk test. Since most of the variables did not follow a normal distribution, non-parametric tests were used. Friedman's test were applied to establish the effect of the conditions (CONT, SS, EX) on the dependent variables (force platform and kinematic parameters). The Nemenyi post hoc multiple comparison procedure was used as a follow up analysis. The significance level was set at $p < 0.05$. Statistical analyses were performed with R statistical software [22].

3. Results

No significant differences were shown between the experimental conditions for the platform parameters (Fig. 2). Concerning the kinematic parameters the Friedman's test revealed only one significant result for the mean knee angle ($\chi^2(3) = 12.42$; $p = 0.006$). Fig. 3 displays comparisons of kinematic parameters between the three conditions. The mean knee angle was significantly higher in the EX condition than in the CONT condition ($p = 0.035$) and the SS condition ($p = 0.005$).

4. Discussion

The current study was conducted in order to investigate the acute effects of two modalities of neuromuscular electrical stimulation (EX and SS stimulation) on balance control in a monopodal postural task. It was hypothesized that the SS stimulation would facilitate balance control while the EX stimulation would disturb it. Nevertheless, our results did not support this assertion since neither the SS nor the EX stimulation induced a significant change of platform parameters even though the EX stimulation forced the participants to adopt a posture with a greater knee extension compared to the CONT and SS conditions.

The more extended knee position induced by the EX stimulation is a logical consequence of the application of an excitomotor electrical stimulation over the quadriceps femoris muscle which acts as a knee extensor muscle. This involuntary knee extension could have had a disruptive effect on balance control by restricting the angle movements at the knee joint. Nevertheless, our results showed that the EX stimulation did not affect knee angle movements since neither $SD\theta_K$ nor $\Delta\theta_K$ were reduced in the EX condition, likely due to the 20 mA current intensity that was delivered in this experimental condition. Hence, with such a small current intensity of a constant nature (i.e., continuous pulse) participants might have maintained the ability to efficiently control and coordinate the movements of the knee, thus explaining the absence of any deleterious effect of EX stimulation on balance control illustrated by the COP platform data.

Moreover, contrary to what we expected, the SS stimulation did not improve balance control. It is well known that electrical somatosensory stimulation can improve balance control by decreasing sway during both one and two-legged balance tasks [10,11,13–15]. This result has been mainly observed using sub-sensory stimulations that enhance the detection of sway-related sensory signals thanks to a phenomenon of stochastic resonance [7]. Sub-sensory stimulations reduce the sensibility threshold of mechanoreceptors (i.e., Ia and II afferents of muscle spindles and/or Golgi tendon organs of the stimulated muscles) by altering the ion permeability of their membrane [10,11,13–15]. The application of supra-sensory threshold intensities do not produce such a positive effect and can even negatively influence balance control [14]. Hence with a 200% supra-threshold intensity, the SS stimulation used in the present study would be too high to act like a noise-like stimulation and produce a phenomenon of stochastic resonance in order to improve balance control. This result confirms that the improvement in sensory signal detection is greatest at some intermediate and optimal noise intensity while using sub-sensory [10,11,13] or small supra-sensory (<130% of the sensory threshold) [14] intensities of stimulation. It is also known that long SS stimulations (from 45–60 to 120 min) around sensory threshold intensity can also enhance motor function by increasing corticospinal excitability to the stimulated body parts [5,23]. Therefore, the 30 s duration of stimulation implemented in the present study was probably too short to influence cortical excitability and induce a related-improvement in balance control.

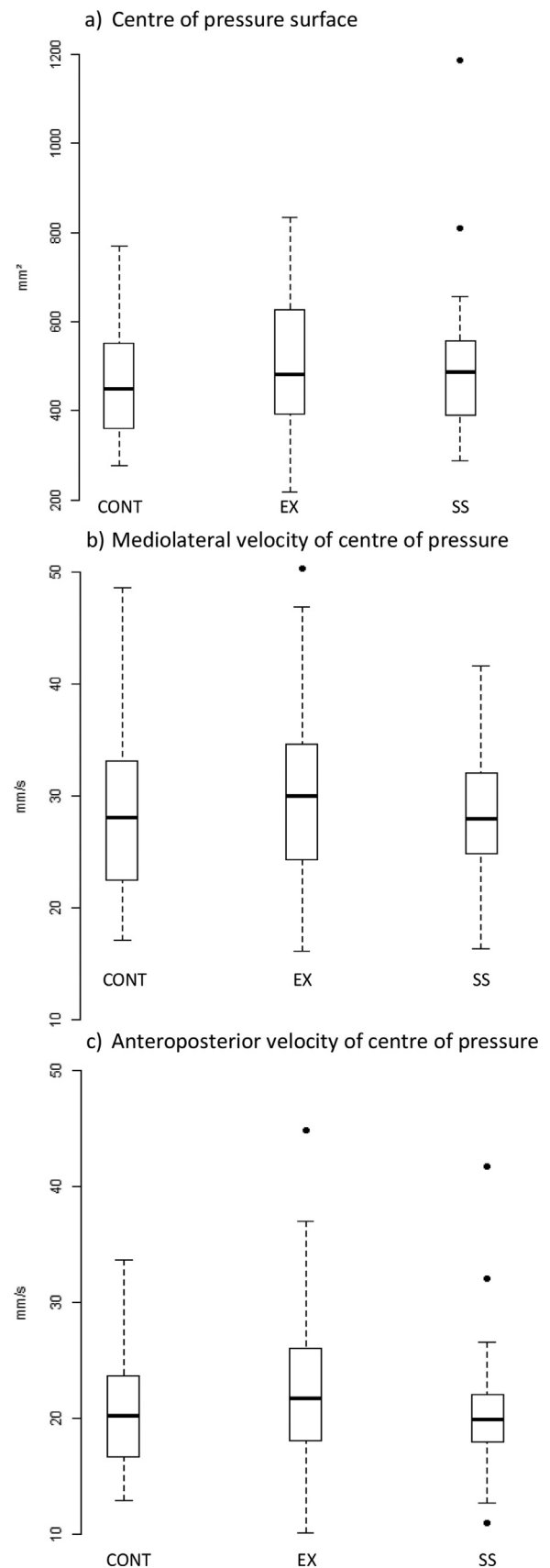


Fig. 2. Boxplot representation of COP variables in all stimulation conditions (CONT, EX and SS). CONT: no stimulation; EX: excitomotor stimulation; SS: somatosensory stimulation. Dots indicate outliers.

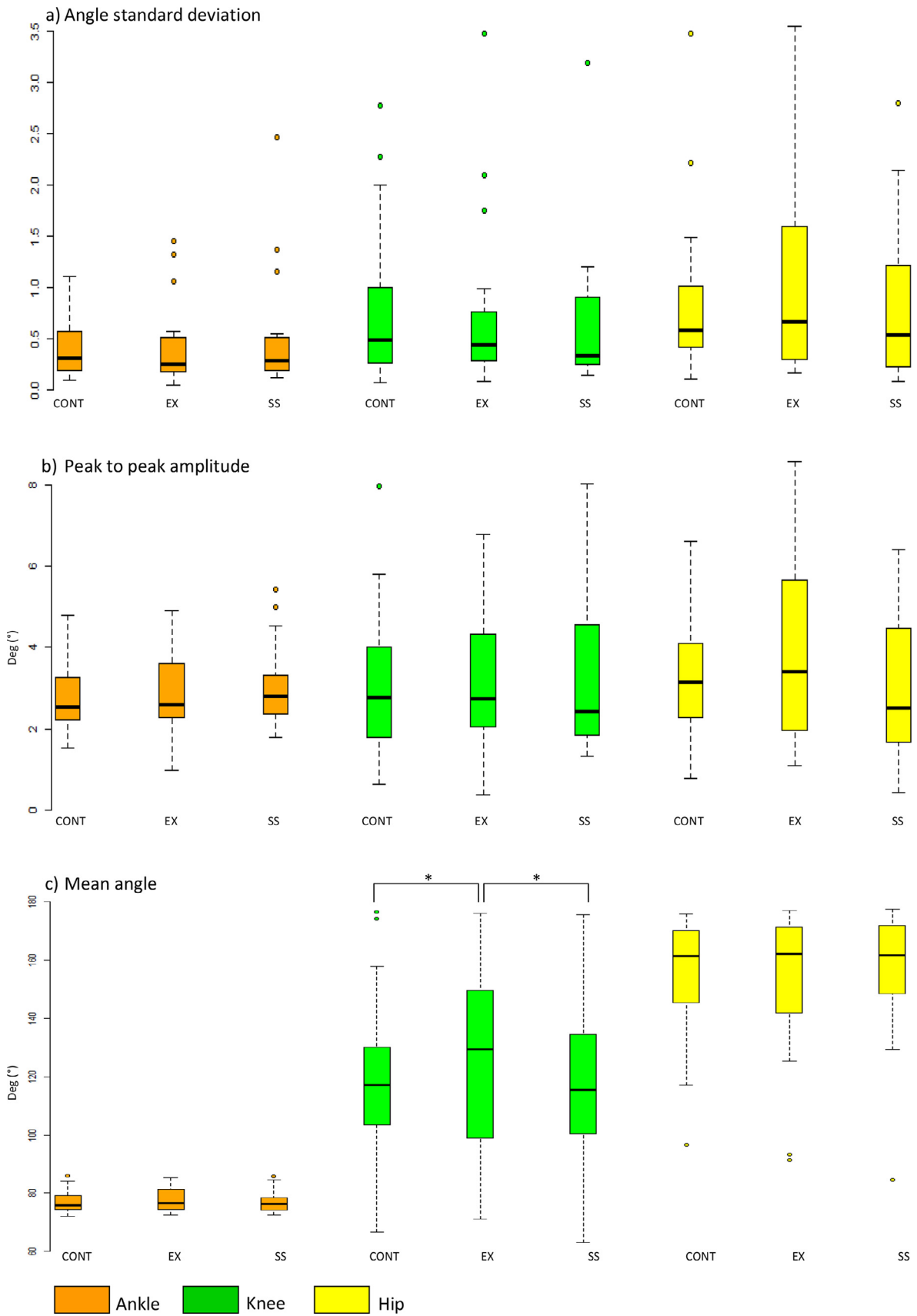


Fig. 3. Boxplot representation of kinematic variables in all stimulation conditions (CONT, EX and SS). CONT: no stimulation; EX: excitomotor stimulation; SS: somatosensory stimulation. Dots indicate outliers. *indicates a significant difference between stimulation conditions ($p < 0.05$).

5. Conclusions

On the basis of the results observed in the present work, neither the SS stimulation, nor the EX stimulation facilitated or disturbed balance control in healthy and young subjects. From a theoretical viewpoint, these results could differ in pathological (e.g., neurological pathology) and aged (or frail) subjects. On the one hand, Gravelle et al. [10] and Breen et al. [24] have already shown that the SS stimulation could improve balance control in aged subjects. On the other hand, since it is also known that pathological and aged subjects' balance control is more disturbed by sensory manipulations than that of healthy and young subjects [25], it would be logical that the EX stimulation disturbs balance control more in pathological and aged subjects than in healthy and young subjects. In populations too frail or unable (sarcopenic or pathological subjects) to regularly undertake exercise to efficiently struggle against the loss of mobility and the risk of fall, it is already known that electro-induced muscle actions turn out to be particularly relevant to implement in non-specific or decontextualized postural conditions [26]. In specific or contextualized postural conditions i.e. during quiet upright standing balance, further research is needed to prove that electrical stimulation can be viewed as a simple and effective tool that can either facilitate (with SS stimulation) or disrupt (with EX stimulation) balance control depending on the current used. Indeed, under the current stimulation setting and parameters, our results did not show an effect on postural balance. Future studies may test different intensity of the current and its duration of application in order to produce specific impacts on the balance control system.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no conflicts of interest.

Acknowledgements

The authors thank all the subjects for their cooperation.

Funding

None

Ethical approval

The study was approved by the University of Pau and Adour Countries Ethics Committee and the participants gave their written informed consent to the collection and use of data reported in the manuscript.

References

- [1] Collins DF. Central contributions to contractions evoked by tetanic neuromuscular electrical stimulation. *Exerc. Sport Sci Rev* 2007;35:102–9. doi:10.1097/jes.0b013e3180a0321b.
- [2] Hainaut K, Duchateau J. Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Med* 1992;14:100–13. doi:10.2165/00007256-199214020-00003.
- [3] Paillard T. Training based on electrical stimulation superimposed onto voluntary contraction would be relevant only as part of submaximal contractions in healthy subjects. *Front Physiol* 2018;9:1428. doi:10.3389/fphys.2018.01428.
- [4] Conforto AB, Ferreiro KN, Tomasi C, Santos RLdos, Moreira VL, Marie SKN, et al. Effects of somatosensory stimulation on motor function after subacute stroke. *Neurorehabilit Neural Repair* 2010;24:263–72. doi:10.1177/1545968309349946.
- [5] Kaelin-Lang A, Luft AR, Sawaki L, Burstein AH, Sohn YH, Cohen LG. Modulation of human corticomotor excitability by somatosensory input. *J Physiol* 2002;540:623–33. doi:10.1113/jphysiol.2001.012801.
- [6] Krishnamoorthy V, Yang J-F, Scholz JP. Joint coordination during quiet stance: effects of vision. *Exp Brain Res* 2005;164:1–17. doi:10.1007/s00221-004-2205-6.
- [7] Ross SE. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. *Br J Sports Med* 2007;41:656–9 discussion 659. doi:10.1136/bjism.2006.032912.
- [8] Paillard T. Electrical stimulation superimposed on voluntary training can limit sensory integration in neural adaptations. *J Mot Behav* 2012;44:267–8. doi:10.1080/00222895.2012.691126.
- [9] Dickstein R, Laufer Y, Katz M. TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance. *Neurosci Lett* 2006;393:51–5. doi:10.1016/j.neulet.2005.09.039.
- [10] Gravelle DC, Laughton CA, Dhruv N, Katdare KD, Niemi JB, Lipsitz LA, et al. Noise-enhanced balance control in older adults. *Neuroreport* 2002;13:1853–6.
- [11] Kimura T, Kouzaki M. Electrical noise to a knee joint stabilizes quiet bipedal stance. *Gait Posture* 2013;37:634–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.09.013.
- [12] Laufer Y, Dickstein R. TENS to the lateral aspect of the knees during stance attenuates postural sway in young adults. *ScientificWorldJournal* 2007;7:1904–11. doi:10.1100/tsw.2007.279.
- [13] Magalhães FH, Kohn AF. Effectiveness of electrical noise in reducing postural sway: a comparison between imperceptible stimulation applied to the anterior and to the posterior leg muscles. *Eur J Appl Physiol* 2014;114:1129–41. doi:10.1007/s00421-014-2846-5.
- [14] Severini G, Delahunt E. Effect of noise stimulation below and above sensory threshold on postural sway during a mildly challenging balance task. *Gait Posture* 2018;63:27–32. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.04.031.
- [15] Woo MT, Davids K, Liukkonen J, Orth D, Chow JY, Jaakkola T. Effects of different lower-limb sensory stimulation strategies on postural regulation—a systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE* 2017;12:e0174522. doi:10.1371/journal.pone.0174522.
- [16] Jaime RP, Matjacić Z, Hunt KJ. Paraplegic standing supported by FES-controlled ankle stiffness. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2002;10:239–48.
- [17] Rouhani H, Same M, Masani K, Li YQ, Popovic MR. PID controller design for FES applied to ankle muscles in neuroprosthesis for standing balance. *Front Neurosci* 2017;11:347 PMID: 28676739. doi:10.3389/fnins.2017.00347.
- [18] Paillard T, Bizid R, Dupui P. Do sensorial manipulations affect subjects differently depending on their postural abilities? *Br J Sports Med* 2007;41:435–8. doi:10.1136/bjism.2006.032904.
- [19] Cug M, Wikstrom EA. Learning effects associated with the least stable level of the Biodex® stability system during dual and single limb stance. *J Sports Sci Med* 2014;13:387–92.
- [20] Bizid R, Margnes E, François Y, Gonzalez G, Jully JL, Dupui P, Paillard T. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur J Appl Physiol* 2009;106:375–80.
- [21] Paillard T, Noé F. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *Biomed Res Int* 2015;2015:891390. doi:10.1155/2015/891390.
- [22] R.C. Team. R: A language and environment for statistical computing [Computer software manual]. Vienna, Austria. 2016.
- [23] McKay D, Brooker R, Giacomini P, Ridding M, Miles T. Time course of induction of increased human motor cortex excitability by nerve stimulation. *Neuroreport* 2002;13:1271–3.
- [24] Breen PP, Serrador JM, O'Tuathail C, Quinlan LR, McIntosh C, ÓLaighin G. Peripheral tactile sensory perception of older adults improved using subsensory electrical noise stimulation. *Med Eng Phys* 2016;38:822–5.
- [25] Maitre J, Gasnier Y, Bru N, Jully JL, Paillard T. Discrepancy in the involution of the different neural loops with age. *Eur J Appl Physiol* 2013;113:1821–31.
- [26] Paillard T. Acute and chronic neuromuscular electrical stimulation and postural balance: a review. *Eur J Appl Physiol* 2020;120:1475–88.



Short communication

The optimal exploitation of sensory electrical stimulation for regulating postural balance depends on participants' intrinsic balance abilities



Thierry Paillard*, Sacha Zéronian, Frédéric Noé

Université de Pau et des Pays de l'Adour, E2S UPPA, MEPS, Tarbes, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 15 April 2021

Accepted 6 September 2021

Available online xxxx

Keywords:

Electrical stimulation

Somatosensory electrical stimulation

Balance control

Postural balance

Sensory threshold

Sensory information

ABSTRACT

Background: The sensory electrical stimulation applied to the postural muscles provides additional sensory information that improves postural balance but this improvement seems to be highly subject-dependent.

Research question: The first aim was to analyse the effects of sensory electrical stimulation on postural balance and the second aim was to analyse these effects depending on intrinsic postural balance abilities of subjects.

Methods: Twenty healthy young male participants completed a monopodal postural task with sensory electrical stimulation (1 ms; 10 Hz; 7 ± 2 mA i.e., twice the intensity corresponding to the sensory threshold) and without sensory electrical stimulation. Pearson's product-moment correlations were performed on centre of pressure parameters to assess whether the participant's balance abilities at baseline were related to the beneficial effects of sensory electrical stimulation.

Results: The results showed positive correlations for all the variables measured (i.e., with r^2 from 0.32 to 0.35). Evidence suggests that subjects' abilities to take advantage from electrically induced additional afferents depended on participants' intrinsic balance abilities. In fact, subjects who exhibited the worst postural balance at baseline (i.e. without stimulation) benefited more from the effects of sensory electrical stimulation than subjects who displayed the best postural balance at baseline.

Significance: In physically impaired subjects, as part of functional rehabilitation, sensory electrical stimulation would be particularly interesting in order to limit their risk of falling.

© 2021 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Proprioception can be assimilated to the sensitivity that provides information about the positions and movements of body segments and the whole body in space at all times [1]. This sensory information emanating from muscle, tendon and joint sensors as well as its central integration are fundamental in the regulation of postural balance [2]. Proprioception makes it possible to detect the slightest segmental movement that shifts the centre of mass and is likely to induce body imbalance which needs to be counteracted to prevent falling [3].

The disruption of proprioception due to pathology, injury or age advancement is likely to degrade postural balance and thus could accentuate the risk of fall. In contrast, the refinement of proprioception in any type of subject (i.e., pathological, healthy, young

or older subject) is likely to improve postural balance and thus to enhance motor performance [1,4,5]. In all cases, whether it is question of rehabilitating or optimizing motor output, any means likely to improve proprioception deserves to be deployed durably and regularly [1]. However, workloads which aim at refining or reconditioning proprioception through challenging motor tasks (e.g., dynamic and strongly destabilizing) cannot always be safely implemented in physically diminished subjects (i.e., pathological, injured or older subjects) with functional limitations and at high risk of falling [6]. In turn, artificial stimulations of proprioceptive sensors turns out to be particularly relevant during the completion of easy motor tasks (e.g., static and weakly destabilizing) in order to limit the fall risk [6]. To this end, peripheral electrical stimulation applied to the postural muscles seems to be suitable provided that it only stimulates the sensory pathway (i.e. activates sensory neurons only, not motor neurons) in order to facilitate the integration of afferents that it induces. The simultaneous stimulation of both sensory and motor neurons could indeed provoke collisions between the antidromic motor action potentials and the orthodromic sensory action potentials at the spinal level [7] which

* Corresponding author at: Université de Pau et des Pays de l'Adour, E2S UPPA, Laboratoire Mouvement, Equilibre, Performance et Santé, 11 rue Morane Saulnier, 65000 Tarbes, France.

E-mail address: thierry.paillard@univ-pau.fr (T. Paillard).

would create as a result interferences in the integration of induced afferents. The pure sensory electrical stimulation involves the implementation of current intensities below, at, or just above the sensory threshold -i.e., the minimal intensity of stimulation that can be perceived- but below the motor threshold. Actually, the motor threshold corresponds to the minimal intensity of stimulation that can generate a direct motor response which characterizes a force production likely to generate involuntary non-controlled segmental movements and thus disturb postural balance- [8].

On these neurophysiological data, the sensory electrical stimulation provides additional sensory information that indeed improves postural balance [9–11] but some studies showed that this is not always the case [12,13]. Based on these results, the hypothesis that this optimizing effect on postural balance is not systematic could stem from the fact that not all subjects react in the same way to the sensory stimulation. The effects of this stimulation on postural balance could be subject-dependent and related to subjects' abilities to take advantage or not from additional afferents. These abilities could depend on subjects' proprioceptive acuity and balance ability, which mainly results from motor experience but above all on individual predispositions [1,14]. Based on these considerations, knowing that there is a close link between the level of proprioceptive acuity and the level of postural balance [1,14], it would be logical that the optimizing effect of the sensory electrical stimulation on postural balance are related to postural balance at baseline (without sensory stimulation).

Therefore, the first aim was to analyse the effects of sensory electrical stimulation applied to the postural muscles on postural balance and the second aim was to analyse these effects depending on intrinsic postural balance abilities of subjects.

2. Material and methods

2.1. Subjects

Twenty healthy male subjects participated in this study (age 19.8 ± 0.9 years; height 176.6 ± 6.3 cm; body mass 75 ± 14.1 kg). Exclusion criteria included balance disorders of pathological or drug-related origin, as well as musculoskeletal injuries in the past two years. Participants were asked to avoid any intense activity and not to consume any exciting substance 24 h before the completion of the protocol. They voluntarily signed an informed consent form before starting the experiment, which was in accordance with the Helsinki Declaration. All procedures were approved by and performed in accordance with the relevant guidelines and regulations of the University of Pau and Adour Countries Ethics Committee.

2.2. Procedure

Subjects were asked to stand on a stabilometric force platform which recorded the centre of foot pressure -COP- (Stabilotest, Technoconcept, Mane, France; 40 Hz sampling frequency) as motionless as possible in a monopodal stance on their dominant leg (i.e. the leg used to kick a ball) for 30 s while looking at a fixed target positioned 2 m in front of them. They had their arms crossed in front of the chest and the non-supporting leg was bent at a 90° knee joint flexion angle. After having completed two familiarization trials in order to avoid any learning effect [15], the following trials were recorded for the statistical analysis. The participants had to perform this postural task in a control (CONT) condition and while being continuously submitted to a sensory electrical stimulation (SS condition) in a counterbalanced order (one test for each condition). Four rectangular electrodes (100x50 mm; Dual Leadwire, Compex, Vista, USA) were placed on the motor points of

the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris muscles, and on the proximal part of the quadriceps straddling the vastus lateralis and the rectus femoris. The sensory electrical stimulation (1 ms width continuous pulse at a 10 Hz frequency) was delivered using a Compex 2 stimulator (Compex, Ecublens, Switzerland) set at an intensity twice as high as the sensory threshold intensity (but always below the motor threshold). Any sub-sensory current was deliberately obscured because it is likely to facilitate postural balance in healthy and pathological subjects thanks to a phenomenon of stochastic resonance [16–19]. The mean intensity used for the sensory current was 7 ± 2 mA. To determine the sensory threshold, the intensity was increased until the subject perceived the current. The intensity was then decreased so that it could no longer be perceived. This was repeated 3 times and the lowest intensity perceived by the subject was defined as the sensory threshold.

2.3. Data analysis

COP surface (COPs, 90% prediction ellipse area) and mean COP velocity on the mediolateral (COPx) and antero-posterior (COPy) axes were calculated to characterize postural balance. The lower these parameters, the more efficient the postural balance [20]. The absolute difference (Δ) between the control (CONT) and the sensory (SS) conditions was calculated for each COP parameter ($\Delta\text{COPs} = \text{COPs}_{\text{CONT}} - \text{COPs}_{\text{SS}}$; $\Delta\text{COPx} = \text{COPx}_{\text{CONT}} - \text{COPx}_{\text{SS}}$; $\Delta\text{COPy} = \text{COPy}_{\text{CONT}} - \text{COPy}_{\text{SS}}$) in order to differentiate subjects who benefit from sensory electrical stimulation (positive value of absolute difference) and those who do not (negative value of absolute difference).

2.4. Statistical analysis

A 6-variable dataset (COPs_CONT, COPx_CONT, COPy_CONT, ΔCOPs , ΔCOPx , ΔCOPy) was used for the statistical analysis. The normality of the data was checked using the Shapiro-Wilk test. Two variables did not meet the assumption of normal distribution (ΔCOPs and ΔCOPy) because of the presence of an outlier. The subject identified as an outlier was entered as an illustrative individual in the statistical analysis. Then, all the dataset followed a normal distribution. One-sample t- tests were employed for ΔCOPs , ΔCOPx and ΔCOPy to test the null hypothesis: Δ equals zero (no benefit from sensory electrical stimulation). Pearson's product-moment correlation tests were also undertaken between COPs_CONT, COPx_CONT, COPy_CONT and ΔCOPs , ΔCOPx , ΔCOPy respectively, to assess whether potential beneficial effects of sensory electrical stimulation could be related to the participant's balance abilities at baseline. The level of significance was set at $p < 0.05$.

3. Results

One sample t-tests showed that the magnitude of the absolute difference between the CONT and SS conditions (ΔCOPs : -822.07 ± 138.75 mm²; ΔCOPx : 0.17 ± 5.48 mm/s; ΔCOPy : 0.76 ± 3.39 m m/s; mean \pm SD) were not significantly different from zero (ΔCOPs : $p = 0.497$; ΔCOPx : $p = 0.8963$; ΔCOPy : $p = 0.3426$). Scatterplots illustrating correlations between COP parameters in the CONT condition and the absolute difference between CONT and SS conditions (Δ) are shown in Fig. 1. For all COP parameters, the Pearson's product-moment correlation indicated a positive correlation between values in the CONT condition and Δ values (COPs: $r^2 = 0.32$, $p = 0.01196$; COPx: $r^2 = 0.35$, $p = 0.007664$; COPy: $r^2 = 0.33$, $p = 0.01051$).

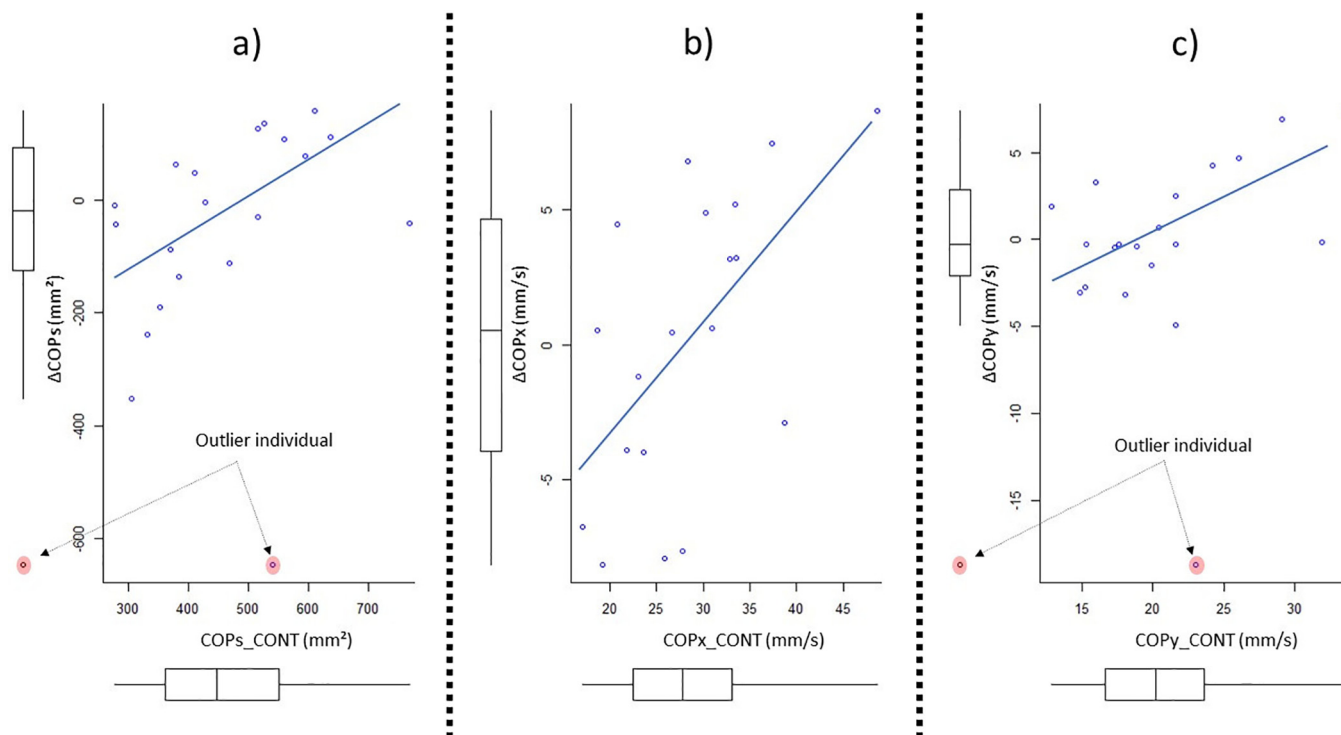


Fig. 1. Scatterplots representing the correlations between a) COPS_CONT and Δ COPs, b) COPx_CONT and Δ COPx, c) COPy_CONT and Δ COPy. One individual was identified as an outlier. He is represented by a transparent red circle on the ordinate boxplot and on the scatterplot. The blue line represents the regression line without taking into account the outlier. COPS_CONT, COPx_CONT, COPy_CONT: COP parameters (surface, mean velocity on the mediolateral and antero-posterior axes) in the control condition; Δ COPs, Δ COPx; Δ COPy: absolute differences of COP parameters between the control and the sensory conditions (Δ = CONT – SS).

4. Discussion

The first aim was to analyse the effects of sensory electrical stimulation applied to the postural muscles on postural balance, and the second aim was to analyse these effects depending on intrinsic postural balance abilities of subjects. First, results from one-sample t- tests performed on absolute differences between the CONT and SS conditions showed that the sensory electrical stimulation did not alter postural balance. Second, evidences suggest that subjects' abilities to take advantage from electrically induced additional afferents significantly varied according their balance abilities at baseline: subjects who naturally exhibited the worst postural balance (i.e. without stimulation) benefited more from the effects of sensory electrical stimulation than subjects who naturally displayed the best postural balance.

On the basis of current knowledge related to the interaction between proprioception and postural balance, this result may seem counter-intuitive since subjects who display the best postural balance display the best ability to take advantage of proprioceptive sensory information [1] and should thus be able to further exploit additional afferents generated by the sensory electrical stimulation. In fact, these subjects did not take advantage -or only weakly- from additional sensory afferents in terms of postural balance. In return, subjects who naturally presented the worst postural balance benefited greatly from the additional afferents induced by the sensory electrical stimulation, which enabled them to improve their postural balance. In fact, the proprioceptive function of subjects who naturally presented the best postural balance would already be very efficient by generating and exploiting fully physiological/natural afferents induced by the simple task of monopodal postural regulation. In turn, the output of the proprioceptive function of the subjects who naturally presented the worst postural balance would be less efficient and could be improved

thanks to additional sensory information. Additional sensory afferents can be advantageously exploited by subjects who naturally exhibiting the worst postural balance which would optimize the output of their postural function. As part of the cutaneous stimulation (i.e., additional cutaneous afferents) this precept was already reported by Baige et al. [21] who showed that the ability to take advantage from the wearing of compression garments improves postural balance and depends on subjects' balance/proprioceptive abilities at baseline. This raises the question of what mechanisms underlie the optimizing effects of sensory electrical stimulation on postural function in subjects who naturally had the worst postural balance.

Previous studies showing that sensory electrical stimulation improves postural balance suggested potential changes at different levels of the sensory pathway that optimize the sensorimotor output [9–11]. However, these changes could only occur in subjects who naturally exhibiting the worst postural balance. Overall, from a neurophysiological point of view, the sensitivity of sensory sensors as well as the detection (i.e., induction), the transmission and/or the processing (i.e., integration) of generated signals could not be optimal in these subjects and the presence of additional sensory afferents could improve their postural function. Hence, the exploitation of additional signals generated by the sensory electrical stimulation could take place at levels of the induction (peripheral level) and integration (spinal and supra-spinal central level) of the signal pathway in the subjects presenting the worst postural balance.

In these subjects, regarding the signal induction, the sensory electrical stimulation could reduce the sensibility threshold of mechanoreceptors (i.e., Ia and II afferents of muscle spindles and/or Golgi tendon organs of the stimulated muscle chains) by altering the ion permeability of their membrane (making sensory neurons more likely to fire action potentials in the presence of additional

signals) which would optimize potentiation and transmission of proprioceptive afferents and thus enhance the sensory contribution in postural regulation [22]. Concretely, subthreshold mechanical stimuli such as micro-segmental movement, would become detectable in the presence of sensory electrical signals. Changes in the signal detection would facilitate the integration of proprioceptive afferents and thus improve postural balance.

Regarding the signal integration, it can be analyzed at spinal and supra-spinal levels. At the spinal level, the sensory electrical stimulation affects the spinal excitability by modulating H-reflex amplitudes [23] which is likely to beneficially modulate postural balance especially during challenging postural tasks such as monopodal condition [1]. At the supra-spinal level, the signal integration can increase corticospinal excitability and thus enhance motor output of the postural function in healthy young subjects [24,25]. The signal passing through relay structures (e.g., thalamic nucleus) and leading to sensorimotor cortex would be likely to refine the descending drive since the somatosensory and motor cortex areas of the brain are inter-connected [24,26].

5. Conclusion

In summary, subjects who naturally exhibited the worst postural balance benefited more from the effects of the sensory electrical stimulation than subjects who displayed the best postural balance. It turns out that the worse the baseline postural balance, the greater the exploitation of additional sensory information. In practice, the sensory electrical stimulation would be of greater interest to physically diminished subjects (i.e. pathological, injured or elderly subjects) and would deserve to be particularly used in rehabilitation or reconditioning contexts.

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

The authors thank all the subjects for their cooperation.

References

- [1] Paillard T. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neurosci Biobehav Rev.* 2017;72:129–52. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.11.015>.
- [2] Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994;4:877–87.
- [3] Paillard T. Relationship between muscle function, muscle typology and postural performance according to different postural conditions in young and older adults. *Front Physiol* 2017;8:585. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00585>.
- [4] Henry M, Baudry S. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *J Neurophysiol* 2019;122:525–38. <https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>.
- [5] Paillard T. Relationship between sport expertise and postural skills. *Front Psychol* 2019;10. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01428>.
- [6] Paillard T. Specific risks of physical activity in the elderly. *Rev Med Liege* 2015;70:22–6.
- [7] Baldissera F, Hultborn H, Illert M. Integration in spinal neuronal systems. In: R Terjung (Ed.), *Comprehensive physiology*, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, 2011: p. cp010212. 10.1002/cphy.cp010212.
- [8] Paillard T, Bizid R, Dupui P. Do sensorial manipulations affect subjects differently depending on their postural abilities? *Br J Sports Med* 2007;41:435–8. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.032904>.
- [9] Kang M-K, Nam B-R, Lee Y-S, Cheon S-H. Relationship between the application of TENS to the lower limbs and balance of healthy subjects. *J Phys Ther Sci* 2013;25:1079–81. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1079>.
- [10] Dickstein R, Laufer Y, Katz M. TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance. *Neurosci Lett* 2006;393:51–5. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.09.039>.
- [11] Laufer Y, Dickstein R. TENS to the lateral aspect of the knees during stance attenuates postural sway in young adults. *Sci World J* 2007;7:1904–11. <https://doi.org/10.1100/tsw.2007.279>.
- [12] Demneh-Sadeghi E, Christopher Nester SFT, Cooper G. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) applied to the foot and ankle on strength, proprioception and balance: A preliminary study. *Clin Res Foot Ankle* 2015;3. <https://doi.org/10.4172/2329-910X.1000170>.
- [13] Rugelj D, Vidović M, Vauhnik R. Sensory Sub- and suprathreshold TENS exhibit no immediate effect on postural steadiness in older adults with no balance impairments. *Biomed Res Int.* 2020;2020:1–9. <https://doi.org/10.1155/2020/2451291>.
- [14] Han J, Waddington G, Anson J, Adams R. Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. *J Sci Med Sport* 2015;18:77–81. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.11.013>.
- [15] Cug M, Wikstrom EA. Learning effects associated with the least stable level of the Biodek® stability system during dual and single limb stance. *J Sports Sci Med* 2014;13:387–92.
- [16] Gravelle DC, Laughton CA, Dhruv NT, Katdare KD, Niemi JB, Lipsitz LA, et al. Noise-enhanced balance control in older adults. *NeuroReport* 2002;13:1853–6.
- [17] Magalhães FH, Kohn AF. Effectiveness of electrical noise in reducing postural sway: a comparison between imperceptible stimulation applied to the anterior and to the posterior leg muscles. *Eur J Appl Physiol* 2014;114:1129–41. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2846-5>.
- [18] Severini G, Delahunt E. Effect of noise stimulation below and above sensory threshold on postural sway during a mildly challenging balance task. *Gait Posture* 2018;63:27–32. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.031>.
- [19] Ross SE. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. *Br J Sports Med.* 2007;41:656–659; discussion 659. 10.1136/bjism.2006.032912.
- [20] Paillard T, Noé F. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Res Int* 2015;2015:1–15. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>.
- [21] Baige K, Noé F, Bru N, Paillard T. Effects of compression garments on balance control in young healthy active subjects: A hierarchical cluster analysis. *Front Hum Neurosci* 2020;14. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.582514>.
- [22] Zéronian S, Noé F, Paillard T. Effect of the application of somatosensory and excitomotor electrical stimulation during quiet upright standing balance. *Med Engin Phys* 2020;S1350453320301806. 10.1016/j.medengphy.2020.11.016.
- [23] Hardy SGP, Spalding TB, Liu H, Nick TG, Pearson RH, Hayes AV, et al. The effect of transcutaneous electrical stimulation on spinal motor neuron excitability in people without known neuromuscular diseases: the roles of stimulus intensity and location. *Phys Ther* 2002;82:354–63.
- [24] Kaelin-Lang A, Luft AR, Sawaki L, Burstein AH, Sohn YH, Cohen LG. Modulation of human corticomotor excitability by somatosensory input. *J Physiol* 2002;540:623–33. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.012801>.
- [25] McKay D, Brooker R, Giacomini P, Ridding M, Miles T. Time course of induction of increased human motor cortex excitability by nerve stimulation. *NeuroReport* 2002;13:1271–3.
- [26] Cho H-Y, Lee SH, In TS, Lee KJ, Song CH. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on changes in postural balance and muscle contraction following muscle fatigue. *J Phys Ther Sci* 2011;23:899–903. <https://doi.org/10.1589/jpts.23.899>.