



HAL
open science

**Afférences cutanées, orteils et contrôle postural.
Objectivation biomécanique et perspectives cliniques.**

Frédéric Viseux

► **To cite this version:**

Frédéric Viseux. Afférences cutanées, orteils et contrôle postural. Objectivation biomécanique et perspectives cliniques.. Médecine humaine et pathologie. Université Polytechnique Hauts-de-France, 2020. Français. NNT : 2020UPHF0025 . tel-03191324

HAL Id: tel-03191324

<https://theses.hal.science/tel-03191324v1>

Submitted on 7 Apr 2021

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.

Thèse de doctorat

Pour obtenir le grade de Docteur de

L'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS-DE-FRANCE ET

DE L'INSA HAUTS-DE-FRANCE

EN SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES :

BIOMÉCANIQUE

Présentée et soutenue publiquement par Frédéric VISEUX.

Le 13/11/2020, à VALENCIENNES

Ecole doctorale :

Sciences Pour l'Ingénieur (ED SPI 072)

Equipe de recherche, Laboratoire :

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH – UMR 8201)

AFFERENCES CUTANÉES, ORTEILS ET CONTROLE POSTURAL

OBJECTIVATION BIOMECHANIQUE ET PERSPECTIVES CLINIQUES

JURY

Président du jury

- Pr Quarck, Gaele. PU. Université de Caen Normandie.

Rapporteurs

- Pr Quarck, Gaele. PU. Université de Caen Normandie.

- Pr Bertucci, William. PU. Université de Reims Champagne-Ardenne.

Examineurs

- Pr Simoneau, Martin. PU. Université Laval, Québec, Canada.

- Pr Delval, Arnaud. PU-PH. Centre Hospitalier Universitaire de Lille, Université de Lille.

Directeur de thèse : Pr Barbier, Franck. PU. Université Polytechnique des Hauts-de-France.

Co-encadrant : Dr Leteneur, Sébastien. MCU. Université Polytechnique des Hauts-de-France.

Membre invité

- Dr Lemaire, Antoine. Médecin de la douleur. Centre Hospitalier de Valenciennes.

A Alain...

Remerciements

Ce travail est le fruit de précieuses rencontres, d'un travail personnel mais aussi collectif, et qui ont fait de ce document ce qu'il représente aujourd'hui. Pour cela, je tiens à remercier tous ceux qui ont participé et contribué directement ou indirectement à cette aventure doctorale et qui ont rythmé ces quelques années de travail.

Je remercie :

Le **Pr Franck Barbier**, vice-président de l'Université Polytechnique des Hauts-de-France, et co-directeur de cette thèse, pour m'avoir offert la chance de travailler sous sa direction et pour avoir su m'aider à trouver mon chemin dans cet immense univers de la recherche scientifique. Tu m'as permis de prendre conscience de mes qualités comme de mes défauts et tu as su me laisser la liberté nécessaire à l'accomplissement de mon travail tout en gardant un regard critique associé à des conseils avisés. Ton empreinte restera toujours présente dans ma vision de la recherche et j'en suis fier.

Le **Dr Sébastien Leteneur**, co-encadrant de thèse, pour ses conseils avisés, son expertise et sa guidance qui ont été une aide précieuse tout au long de cette thèse.

Le **Dr Christophe Gillet** pour s'être rendu disponible et avoir toujours répondu présent à mes sollicitations.

La direction du Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielle et Humaine (LAMIH) représentée par le **Pr Thierry-Marie Guerra** puis par le **Pr Laurent Dubar**, la direction du département Science de l'Homme et du Vivant (SHV) représentée par le **Pr Emilie Simoneau-Buessinger**, pour m'avoir accueilli et permis de travailler dans d'excellentes conditions au sein du labo.

L'ensemble des membres du jury, et plus particulièrement le **Pr Willam Bertucci**, le **Pr Gaele Quarck**, le **Pr Martin Simoneau**, et le **Pr Arnaud Delval**, pour m'avoir fait l'honneur d'expertiser et juger ce travail.

Cette thèse n'aurait sans doute jamais pu aboutir sans l'inestimable aide du **Dr Antoine Lemaire**, chef du pôle oncologie et spécialités médicales du Centre Hospitalier de Valenciennes, et du **Dr Pascal Charpentier**, chef de service du Centre d'Evaluation et de Traitement de la douleur de Valenciennes. Antoine et Pascal, je tiens à vous remercier pour tout ce que vous avez fait pour moi, et plus particulièrement de m'avoir accueilli au sein du CETD en me proposant un poste élaboré sur mesure et me permettant ainsi d'allier ma pratique clinique à mon activité de recherche. Votre soutien et votre amitié sont pour moi très précieux et j'espère m'en montrer toujours digne.

Je tiens également à remercier :

Le **Dr Leah Bent** de l'université de Guelph pour m'avoir accueilli au sein de son laboratoire de neurophysiologie et de m'avoir permis de découvrir la microneurographie. *Leah, thank you for your friendship and your help. I learn a lot from you. I am very grateful for generous support and all your efforts.*

Le **Dr Nicholas Strzalkowski** de l'université de Calgary pour nos discussions, son enthousiasme sur mon travail et sa bienveillance. *Nick, I thank you for providing insight and expertise. Your work is a great source of inspiration for me. I know you need to find the right project and timing. I hope one of this project will be mine.*

Philippe et Sylvie Villeneuve pour leur enseignement, leurs encouragements et leur amitié sans faille. *Vous avez toujours répondu présent dans les bons comme dans les moments plus difficiles. Merci d'être là.*

Jean-Philippe Viseu, futur docteur, fidèle ami et compagnon de route. *Merci JP pour ta présence et ton soutien tout au long de ce travail de thèse. Nous n'avons pas fini de refaire le monde !!!*

Enfin, je remercie mon épouse, **Mélanie**, mes trois enfants, **Baptiste**, **Stéline** et **Mathilin**, pour m'avoir très largement soutenu et encouragé par leur présence, leur compréhension et leur amour. Merci de combler ma vie au quotidien.

Que ma famille et mes proches trouvent ici toute mon affection et ma profonde reconnaissance pour m'avoir soutenu jusqu'au bout.

Production scientifique

Publications

- **Viseux F**, Barbier F, Villeneuve P, Lemaire A, Charpentier P, Leteneur S. Low additional thickness under the toes could change upright balance of healthy subjects. *Neurophysiol Clin.* 2018 ; 48(6) : 397-400.
- **Viseux F**, Lemaire A, Barbier F, Charpentier P, Leteneur S, Villeneuve P. How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary. *Neurophysiol Clin.* 2019 ; 49(3) : 263-268.
- Martins HS, Lüdtke DD, César de Oliveira Araujo J, Cidral-Filho FJ, Inoue Salgado AS, **Viseux F**, Martins DF. Effects of core strengthening on balance in university judo athletes. *J Bodyw Mov Ther.* 2019 ; 23(4) : 758-765.
- **Viseux F**, Barbier F, Parreira R, Lemaire A, Villeneuve P, Leteneur S. Less than one millimeter under the great toe is enough to change balance ability in elite women handball players. *J Hum Kinet.* 2019 ; 69 : 69-77.
- **Viseux FJF**. The sensory role of the sole of the foot: review and update on clinical perspectives. *Neurophysiol Clin.* 2020 ; 50(1) : 1-14.
- **Viseux FJF**, Martins D, Villeneuve P, Charpentier P, Sant'Anna e Silva L, Salgado A, Lemaire A. Effect of sensory stimulation applied under the great toe on postural ability in patients with fibromyalgia. *Somatosens Mot Res.* 2020; 37(3) : 172-179.
- **Viseux F**, Villeneuve-Parpay S. Semelles de posture et prevention de la chute chez la personne âgée. *Rev Pod.* 2020 ; 16(91) : 17-20.

Résumés

- **Viseux F**, Leteneur S, Lemaire A, Barbier F. Low mechanical stimulation of the toes could change upright balance: New clinical perspectives. *Neurophysiol Clin.* 2019 ; 49(6) : 453-454.
- **Viseux F**, Charpentier P, Lemaire A. Complementarity of medical care and posturology in the management of Fibromyalgia Syndrome. *Neurophysiol Clin.* 2019 ; 49(3) : 261.
- **Viseux F**, Villeneuve P, Barbier F, Parreira R, Lemaire A. Role of the great toe to improve postural control in elite women handball players. *Neurophysiol Clin.* 2019 ; 49(3) : 197.

- **Viseux F**, Lemaire A, Charpentier P. Contribution of neurosensory posturotherapy in the management of specific chronic pain syndrome. *Neurophysiol Clin.* 2018 ; 48(3) : 139.

Communications Orales

- **Viseux F**, Leteneur S, Lemaire A, Barbier F. Low mechanical stimulation of the toes could change upright balance: new clinical perspectives. XXVIème Congrès annuel de la Société Francophone Posture, Equilibre, et Locomotion (SOFPEL), 4-5 December, 2019, Montréal, Canada
- **Viseux F**, Lemaire A, Parreira R, Villeneuve P. Apport de la posturologie dans le suivi et la prise en charge de handballeuses de haut niveau. 12^{ème} congrès SFMES – SFTS, 19-21 Septembre, 2019, Reims, France.
- **Viseux F**. Approches non médicamenteuses de la douleur chronique : place de la posturologie. 2^{ème} Congrès de soins de support et maladies chroniques, 28-29 Mars 2019, Lille, France
- **Viseux F**, Villeneuve S. Semelles de posture et prévention de la chute chez la personne âgée. Congrès national de la SOFPOD, 23 mars 2019, Paris, France
- **Viseux F**, Charpentier P, Lemaire A. Complementarity of medical care and posturology in the management of fibromyalgia syndrome. XXVIème journées de posturologie clinique, 26-27 Janvier 2019, Paris, France.
- **Viseux F**, Villeneuve S. Caractérisation biomécanique de la coordination motrice des sujets âgés lors de la réalisation d'une tâche d'inclinaison vers l'avant. XXV International meeting on clinical posturology, 27-28 janvier 2018, Madrid, Spain
- **Viseux F**. Influence de la stimulation sous pulpaire des orteils sur la régulation posturale orthostatique. XXIVème journées de posturologie clinique, 28-29 janvier 2017, Paris, France

Communications affichées

- **Viseux F**, Leteneur S, Lemaire A, Barbier F. Low mechanical stimulation of the toes could change upright balance: new clinical perspectives. XXVIème Congrès annuel de la Société Francophone Posture, Equilibre, et Locomotion (SOFPEL), 4-5 December, 2019, Montréal, Canada.
- **Viseux F**, Charpentier P, Villeneuve P, Salgado A, Martins, Lemaire A. Apport de la posturologie dans la prise en charge de la maladie fibromyalgique. 19^è Congrès national

de la Société Française d'étude et de Traitement de la douleur, 27-29 Novembre 2019, Strasbourg, France

- **Viseux F**, Villeneuve P, Parreira R, Barbier F, Lemaire A, Leteneur S. Are a few millimeters added under the big toe enough to improve postural control in elite handball players? 2019 ISPGR World Congress, June 30-July 4, 2019, Edinburgh, Scotland.
- **Viseux F**, Lemaire A, Charpentier P, Villeneuve P. La posturologie a-t-elle une place dans la prise en charge de syndromes douloureux chroniques ? Congrès de la SFETD, Lille, France. Douleur et Analgésie 31: S22-S82
- **Viseux F**, Lemaire A, Charpentier P, Villeneuve P. Contribution of neurosensory posturotherapy in the management of specific chronic pain syndrome. IIIème journées de Neurophysiologie Clinique, 25-27 Juin 2018, Lille, France.

Liste des abréviations

APA	A justements P osturaux A nticipateurs
APC	A justements P osturaux C ompensatoires
CM	C entre de M asse
CP	C entre de P ression
DDL	D egrés D e L iberté
FA	F ast A dapting
FNM	F useaux N euro M usculaires
MN	M oto N eurone
OTG	O rganes T endineux de G olgi
SA	S lowly A dapting
SNC	S ystème N erveux C entral

Liste des figures

Figure 1 : Schématisation conceptuelle des principales structures impliquées dans le contrôle postural permettant le maintien de la station debout. Inspiré de *Sousa et al., 2012*.

Figure 2 : Illustration du modèle du pendule inversé proposé par *Winter, 1995*.

Figure 3 : Enregistrement de 40 secondes des déplacements du CP en phase avec ceux du CM d'un sujet en station debout. D'après *Winter et al., 1998*.

Figure 4 : Représentation schématique de la 'courbe de diffusion du stabilogramme' d'après *Collins et De Luca, 1993*.

Figure 5 : Illustration de la structure d'un fuseau neuromusculaire. Adapté de *Proske et Gandevia, 2012*.

Figure 6 : Illustration de la structure d'un organe tendineux de Golgi. Adapté de *Proske et Gandevia, 2012*.

Figure 7 : Illustration de l'organisation des différents mécanorécepteurs cutanés au niveau du pied. Adapté de *Fitzgerald et al., 2012*.

Figure 8 : Les mécanorécepteurs à adaptation lente répondent de manière continue à un stimulus, tandis que les récepteurs à adaptation rapide ne répondent qu'au début de la stimulation. Ces différences fonctionnelles permettent aux mécanorécepteurs de fournir des informations concernant les caractéristiques statiques (Récepteurs à adaptation lente) et dynamiques (Récepteurs à adaptation rapide) d'un stimulus. D'après *Purves et al., 2011*.

Figure 9 : Illustration de la morphologie des différents mécanorécepteurs. (A) Corpuscule de Meissner ; (B) Complexe de Merkel ; (C) Corpuscule de Ruffini ; (D) Corpuscule de Pacini. Adapté de *Fitzgerald et al., 2012*.

Figure 10 : Modulation réflexe de l'activité musculaire des membres inférieurs, en réponse à une stimulation électrique cutanée non douloureuse appliquée au niveau de la plante du pied. D'après *Nakajima et al., 2006*.

Figure 11 : Inversion de l'activité réflexe des muscles Tibial Antérieur et Soléaire lors d'une stimulation électrique non douloureuse appliquée le long du bord latéral du pied. D'après *Nakajima et al., 2006*.

Sommaire

Remerciements	4
Production scientifique	7
Liste des abréviations	10
Liste des figures	11
Préambule	18
Chapitre 1 : Concepts biomécaniques et neurophysiologiques pour une approche clinique de l'étude de la station debout	21
Introduction	23
I. La posture	23
II. L'équilibre orthostatique	23
III. Le contrôle postural	23
IV. La posturologie	24
V. Conclusion	24
Bases biomécaniques du contrôle postural	27
I. Arguments en faveur d'une approche mécanique	28
II. Arguments en faveur d'une approche neuromusculaire	29
III. Arguments en faveur d'une approche combinée ou mixte	30
Bases neurophysiologiques et intégratives du contrôle postural	31
I. De la réception à l'intégration sensorielle	31
I.1 Contribution des afférences visuelles	32
I.2 Contribution des afférences vestibulaires	32
I.3 Contribution des afférences somesthésiques	33
1. La proprioception	33
1.1 Les fuseaux neuromusculaires	34
1.2 Les organes tendineux de Golgi	35
1.3 Les récepteurs articulaires	35
2. La sensibilité tactile	36
2.1 Classification des catégories d'afférences mécano-sensibles ...	37

2.1.1	Propriétés d'adaptation des mécanorécepteurs	37
2.1.2	Caractéristiques du champ récepteur	38
2.2	Morphologie et fonction des mécanorécepteurs	39
2.2.1	Les corpuscules de Meissner	40
2.2.2	Les complexes de Merkel	41
2.2.3	Les corpuscules de Ruffini	41
2.2.4	Les corpuscules de Pacini	42
II.	De l'intégration sensorielle au contrôle neural	43
II.1	Les voies somesthésiques afférentes	43
II.2	Les voies motrices efférentes	43
II.3	Le contrôle neural	43
1.	Les différents modes de contrôle	43
2.	Le contrôle segmentaire	44
2.1	Le réflexe myotatique	44
2.2	Le réflexe myotatique inverse	44
2.3	Le réflexe à départ cutané	45
3.	Le contrôle supra-segmentaire	47
III.	Du contrôle neural à la réponse posturale	47
III.1	Tonus et activité musculaire	47
1.	Le tonus	47
2.	Les muscles toniques	48
3.	Les muscles phasiques	48
III.2	Les ajustements posturaux	48
1.	Les ajustements posturaux anticipateurs	49
2.	Les ajustements posturaux compensatoires	49
III.3	Les stratégies d'équilibration	50
IV.	Conclusion	51
	Chapitre 2 : Afférences cutanées, orteils et contrôle postural	53
	Introduction	54

Article 1: The sensory role of the sole of the foot: review and update on clinical perspectives	55
Summary	56
Introduction	57
The foot sole as a sensory structure	58
Muscular afferents	59
Cutaneous afferents	60
Foot sole innervation characteristics	62
Cutaneous reflexes	63
Sensory contributions of the foot sole: a proprioceptive and tactile interaction	64
Changes with age and disease	65
Aging	66
Peripheral neuropathy	68
Diabetes	68
Chemotherapy	70
Clinical interest and interventions	71
Summary and conclusions	73
Article 2: How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary	75
Summary	76
Introduction	77
Plantar cutaneous receptors help us balance and stand upright	77
What about activating cutaneous receptors of foot sole?	78
Activation by specific plantar stimulation	79
Vibration	79
Electrical stimulation	80
Non-electrical stimulation	81
Activation by focal additional thickness	82
Implications for clinical practice	83
Conclusion	83
Résumé de l'apport des articles	85
Conclusion du chapitre	86

Chapitre 3 : Stimulation plantaire et contrôle postural	88
Introduction	89
Article 3: Low additional thickness under the toes could change upright balance of healthy subjects	91
Summary	92
Introduction	93
Methods	93
Subjects	93
Test protocol	93
Postural recordings	94
Statistical analysis	94
Results	95
Discussion	96
Introduction de l'article 4	98
Article 4: Less than one millimeter under the great toe is enough to change balance ability in elite women handball players	99
Summary	100
Introduction	101
Methods	102
Participants	102
Design and procedures	103
Statistical analysis	103
Results	103
Discussion	105
Résumé de l'apport de ces articles	109
Chapitre 4: Perspectives cliniques	111
Introduction	112
Article 5: Effect of sensory stimulation applied under the great toe on postural ability in women with fibromyalgia	114

Abstract	115
Introduction	116
Material and methods	118
Population	118
Ethics	118
Material	118
Balance condition	119
Postural parameters	120
Surface area of CoP	120
Mean speed of CoP	120
Variance of speed	120
Statistical analysis	121
Results	121
Discussion	122
Effects on postural control	123
Area of CoP	123
Mean speed of CoP	124
Sagittal (y) mean position	124
Variance of speed	125
Clinical interest	125
Limitations	126
Conclusion	127
Conclusion	128
Chapitre 5 : Discussion générale, limites et perspectives, et conclusion générale	130
Discussion générale	131
Limites et perspectives	134
Conclusion générale	137
Références bibliographiques	138

Préambule

Podologue et ostéopathe, j'exerce mon activité clinique depuis un peu plus de 20 ans. Mes différentes activités professionnelles m'ont naturellement amené à la recherche clinique et scientifique dans le but de valoriser et valider nos pratiques cliniques et thérapeutiques. Dans la continuité de l'obtention de mon master, j'ai donc souhaité concrétiser mon projet de recherche par la réalisation d'une thèse de doctorat en biomécanique.

Les résultats présentés dans ce travail de thèse ont été réalisés au sein de l'équipe Science de l'Homme et du Vivant (SHV) du Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielle et Humaine (LAMIH), Unité Mixte de Recherche CNRS 8201, sous la direction du Professeur Franck Barbier, et le co-encadrement par le Docteur Sébastien Leteneur. Ce travail a également été réalisé en partie au sein du Centre d'Evaluation et de Traitement de la Douleur (CTED) du Centre Hospitalier de Valenciennes (CHV).

Ce travail de thèse s'inscrit dans la thématique générale du *contrôle postural en lien avec l'interface pied – sol*.

Les objectifs principaux de ce travail de thèse sont (i) de comprendre le rôle des afférences cutanées plantaires dans les mécanismes de contrôle et de régulation de la posture, (ii) d'examiner, chez le sujet en bonne santé les effets de stimulations mécaniques de faible intensité appliquées sous la pulpe des orteils sur le contrôle postural lors du maintien de la posture orthostatique, et (iii) de proposer de nouvelles perspectives cliniques d'aide à la prise en charge thérapeutique de patients souffrant de syndromes douloureux chroniques et/ou présentant une altération de leurs performances posturales.

Ce travail de thèse s'articule autour de cinq grands chapitres.

Le premier chapitre est consacré à l'analyse des données de la littérature relative aux notions fondamentales biomécaniques et neurophysiologiques de la posture et de son contrôle, sur lesquelles se base ce travail de recherche.

Le deuxième chapitre s'appuie sur deux articles de revues publiés :

- Le premier article intitulé « *The sensory role of the sole of the foot : Review and update on clinical perspectives* » résume les évidences qui supportent le rôle fonctionnel du feedback tactile et musculaire de la plante du pied nécessaire au maintien de la station debout et aborde de façon précise les effets du vieillissement ou de la maladie sur ce feedback sensoriel.
- Le deuxième article intitulé « *How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control ? Review and clinical commentary* » examine les différentes possibilités de stimulation des mécanorécepteurs cutanés de la plante du pied et objective les effets de ces stimulations spécifiques sur le contrôle postural.

La problématique générale de ce travail est présentée à la fin de cette première partie.

Le troisième chapitre s'appuie sur deux études scientifiques présentées sous forme d'articles qui constituent la base de ce travail doctoral.

- Le premier article intitulé « *Low additional thickness under the toes could change upright balance of healthy subjects* » vise à (i) examiner les effets de la mise en place d'une épaisseur additionnelle sous les orteils sur le contrôle postural et (ii) déterminer l'épaisseur optimale requise pour maximiser les effets sur la performance posturale.
- Le deuxième article intitulé « *Less than one millimeter under the great toe is enough to change balance ability in elite women handball players* » vise à évaluer si une faible épaisseur additionnelle positionnée seulement sous la pulpe du gros orteil des deux pieds est suffisante pour modifier les paramètres stabilométriques liés au déplacement du centre de pression.

Le quatrième chapitre propose les résultats d'une étude scientifique présentée sous la forme d'article publié.

- L'article intitulé « *Effects of sensory stimulation applied under the great toe on postural ability in women with fibromyalgia* » vise à envisager des perspectives cliniques en examinant les effets de stimulation fine sur le contrôle postural de sujet présentant des troubles posturaux en lien avec un syndrome douloureux chronique comme la fibromyalgie.

Le cinquième chapitre présente une synthèse des différents résultats et données obtenues. Les limites de ce travail ainsi que les perspectives cliniques sont également proposées.

Chapitre 1

Concepts biomécaniques et neurophysiologiques
pour une approche clinique de l'étude de la station
debout

Ce premier chapitre présente une revue de littérature relative aux concepts biomécaniques et neurophysiologiques nécessaire à la compréhension des mécanismes qui permettent à l'homme de se tenir debout et de réguler sa posture.

Introduction

I. La posture

La posture définit une position particulière et stable du corps dans l'espace à un moment donné (*Massion, 1992*). Elle représente deux fonctions majeures jouant un rôle primordial dans l'organisation et la réalisation de mouvements :

- Une fonction anti-gravitaire d'équilibration permettant de lutter contre les forces gravito-inertielles.
- Une fonction d'interface avec le monde extérieur permettant d'orienter les segments corporels par rapport à l'environnement.

Elément fondamental de l'activité motrice, la posture peut donc être considérée comme une activité de positionnement, de réorientation du corps (*Massion, 1992*) et de ses organes, préparant à l'action, la soutenant dans son cours et assurant l'efficacité de son exécution (*Bouisset, 2002*). Il s'agit d'une activité dynamique sur une base de support fixe (*Hellebrandt, 1938*) qui représente, d'un point de vue clinique, la manière dont l'organisme affronte les stimulations du monde extérieur et se prépare à y réagir (*Paillard, 1976*).

II. L'équilibre orthostatique

L'équilibre orthostatique d'un individu représente sa capacité à maintenir la projection de son centre de masse (CM) corporel dans les limites de son polygone de sustentation. Les mécanismes physiologiques font que l'homme debout n'est jamais en équilibre statique, il se stabilise par des mécanismes de régulation impliquant de nombreux capteurs et de nombreux actionneurs. Les oscillations du CM traduisent la qualité de la régulation posturale (*Winter, 1995*). De même, les déplacements du centre de pression (CP) traduisent l'intensité de la régulation posturale.

III. Le contrôle postural

Le contrôle postural définit une habileté motrice qui dérive de l'interaction entre des processus sensorimoteurs complexes nécessaires à la perception et à l'action (*Paillard, 1986 ; Horak, 2008*). Il implique une coordination motrice efficace pour permettre d'orienter les segments

corporels de manière à lutter contre l'action de la gravité tout en minimisant les oscillations posturales. Lors du maintien de la station debout, les efforts de stabilisation se manifestent par des déplacements continus du CP de part et d'autre de la projection du CM. Le contrôle de ces oscillations posturales caractérise la régulation posturale qui a fait l'objet de plusieurs recherches. Certains auteurs ont émis l'hypothèse d'une régulation mécanique en attribuant un rôle majeur à l'élasticité des structures intervenant dans l'articulation de la cheville (*Winter et al., 1998, 2001 ; Loram et Lakie, 2002a; Lakie et al., 2003*). En opposition à cette hypothèse de régulation mécanique, d'autres auteurs ont démontré la prédominance de mécanismes actifs et ont proposé une hypothèse neuromusculaire (*Collins et De Luca, 1993, 1994, 1995 ; Morasso et Schieppati, 1999 ; Morasso et Sanguinetti, 2002 ; Peterka et al., 2002, 2004*). Finalement, une hypothèse combinant les approches mécaniques et neuromusculaires proposée par *Loram et Lakie (2002b)* puis par *Casadio et al. (2005)* semble aujourd'hui consensuelle.

IV. La posturologie

La posturologie définit l'étude des mécanismes de contrôle et de régulation permettant le maintien, l'équilibre orthostatique et la stabilité de la posture de l'homme debout. Elle vise à comprendre les mécanismes qui permettent à l'homme de se maintenir debout et de réguler sa posture, en lui offrant la possibilité de fonctionner de manière efficiente, optimale, et adaptée à l'environnement dans lequel il évolue.

V. Conclusion

Le corps humain peut être considéré comme un ensemble de segments rigides poly-articulés. Il constitue un système mécanique régulé par un ensemble de boucles de contrôle mises en place par le Système Nerveux Central (SNC) (Figure 1). La mise en relation de ces deux systèmes biomécanique et neurophysiologique, se fait au travers d'une interface comportant un ensemble de capteurs sensoriels et d'actionneurs musculaires. Dans ce contexte, le SNC évalue l'état du système mécanique, régulé par l'intermédiaire de différents capteurs qui fournissent (i) des informations relatives à l'environnement, les exo-entrées, et (ii) des informations relatives à l'état interne du corps (contraintes mécaniques, pressions cutanées, orientations des segments corporels, ...), les endo-entrées (*Gagey et Weber, 1995*).

Les principaux systèmes impliqués dans les mécanismes de la régulation posturale sont constitués d'un ensemble de récepteurs sensoriels associés à leurs voies afférentes. Ils incluent le système somesthésique (i.e. proprioception et sensibilité cutanée), le système visuel et le système vestibulaire (*Day et Cole, 2002*). L'ensemble de ces éléments contribuent au développement d'une représentation interne de la posture du corps, continuellement mise à jour par le biais de la rétroaction multi-sensorielle, et utilisée pour le contrôle de la position du corps dans l'environnement (*Massion, 1994 ; Mergner et Rosemeier, 1998*). Cela constitue une base utile aux processus interactifs impliquant la perception et l'action par rapport au monde extérieur. Cette base permet la mise en place d'un comportement fonctionnel adapté qui dépend du flux d'informations continues reçu par les centres d'intégration et de régulation, et qui est lié à la variabilité des mouvements humains (*van Emmerik et van Wegen, 2002*).

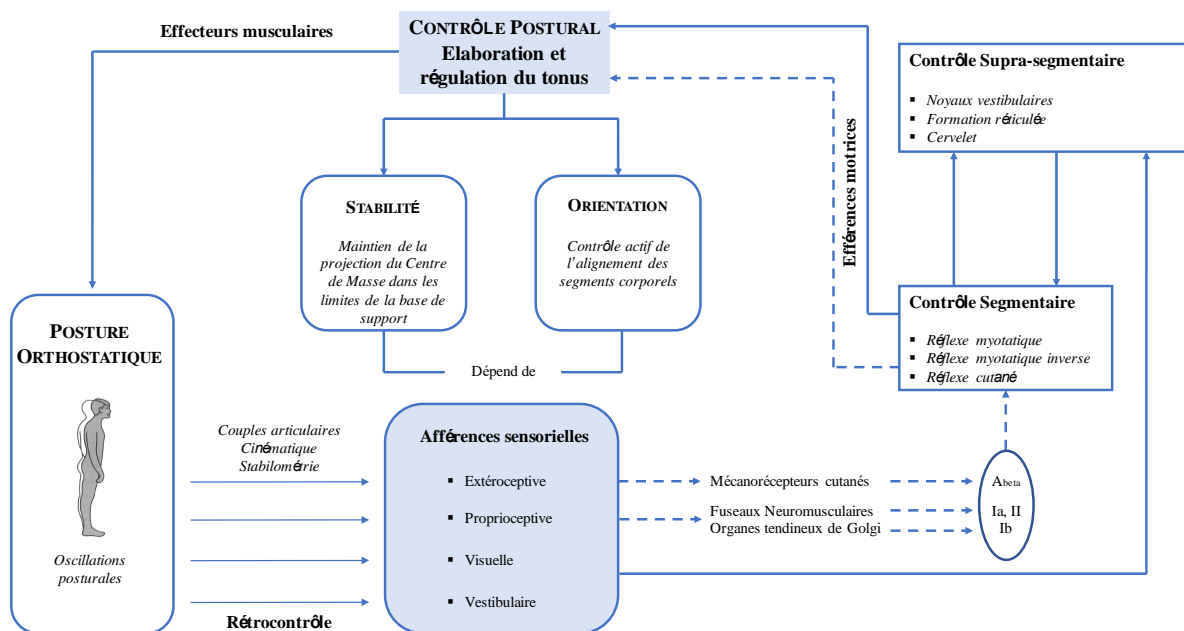


Figure 1 : Schématisation conceptuelle des principales structures impliquées dans le contrôle postural permettant le maintien de la station debout. Inspiré de Sousa et al., 2012.

L'étude des mécanismes de la régulation posturale consiste - à partir de mesures effectuées sur le système régulé - à déduire des informations sur l'état de ce système. D'un point de vue clinique, ces informations permettent la détection de dysfonctionnements du système de contrôle. Les indicateurs de l'état du système sont obtenus à partir des mesures relatives au centre de pression (CP) (*Paillard et Noé, 2015*). Des relations basées sur des modèles biomécaniques simplifiés permettent d'en déduire la position du centre de masse (CM) (*Gagey et al., 2015*).

Dans ce contexte, la biomécanique et la neurophysiologie constituent des approches complémentaires permettant la compréhension globale des phénomènes posturaux. Elles contribuent à identifier et à expliquer, à partir de l'étude de modèle, le fonctionnement et le dérèglement de la régulation posturale.

Bases biomécaniques du contrôle postural

Le système postural représente un ensemble fonctionnel de structures centrales et périphériques permettant la stabilisation de l'individu dont l'équilibre orthostatique dépend mécaniquement du couple produit par le poids du corps et la réaction du sol. La finalité de ce système est de maintenir un état de stabilité au sein d'un environnement changeant et contraignant. En effet, la station debout ou posture orthostatique définit une position particulière et stable dans l'espace à un moment donné (*Massion, 1992*), caractérisée par la position du CM dans les limites de la base de support, et modélisée par certains auteurs par un simple pendule inversé oscillant autour d'un centre de rotation situé au niveau des articulations tibio-tarsiennes (*Winter et al., 1995, 1998, 2001 ; Jeka et al., 2004 ; Loram et al., 2002, 2005 ; Morasso et al., 2002,2019 ; Peterka et al., 2002 ; Barbier et al., 2003*). Cependant, plusieurs études ont également mis en évidence l'implication des genoux (*Alexandrov et al., 2005 ; Rozendaal et al., 2008*), des hanches (*Aramaki et al., 2001 ; Creath et al., 2005 ; Rozendaal et al., 2008 ; Pinter et al., 2008 ; Boonstra et al., 2013*), et du tronc (*Leteneur et al., 2009 ; Horlings et al., 2009*) dans le contrôle de l'équilibre orthostatique. Finalement, le tronc et les différents segments du membre inférieur agissent de manière coordonnée afin de stabiliser la position du CM dans les limites de la base de support (*Hsu et al., 2007*).

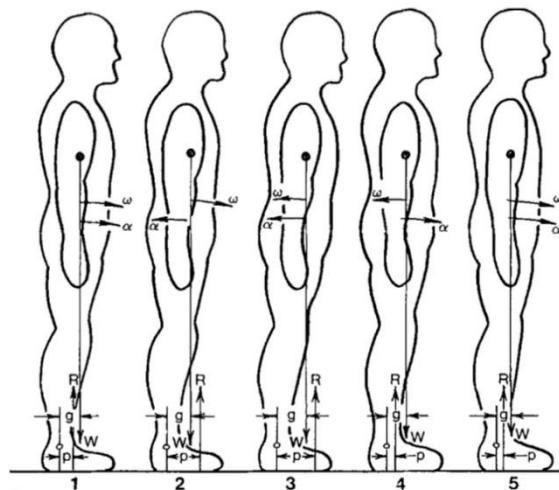


Figure 2 : illustration du modèle du pendule inversé proposé par *Winter, 1995*. Le sujet oscille d'avant en arrière autour de ses chevilles, les déplacements du CP contrôlent ceux du CM. W : poids du sujet, R : composante verticale des forces de réaction au sol, g : localisation du CM, p : localisation du CP, α : accélération angulaire du pendule inversé, ω : vitesse angulaire

I. Arguments en faveur d'une approche mécanique

Le corps du sujet peut être représenté par un segment unique articulé au niveau des chevilles. Les pieds étant supposés fixes au sol, ce modèle de pendule inversé (*Winter et al., 1995*) autorise des mouvements antéro-postérieurs (figure 2). Ce mécanisme de maintien de l'équilibre du corps autour des articulations tibio-tarsiennes est alors assuré par les mouvements du CP qui oscille en phase avec ceux du CM (figure 3).

Pour *Winter et al. (1998, 2001)*, les oscillations posturales sont mécaniquement contrôlées par la rigidité intrinsèque de l'articulation issue des composantes élastiques séries des muscles de la cheville et de la raideur des ligaments et des tendons.

En complément de cette raideur articulaire passive permettant le maintien de l'équilibre debout, deux autres arguments sont en faveur d'un contrôle mécanique et non neuromusculaire :

- D'une part, les oscillations du CP et du CM sont en phase. Elles sont donc incompatibles avec un contrôle neurologique actif dont les temps de latence sont de l'ordre de 50 à 70ms (*Winter et al., 2003*).
- D'autre part, ces oscillations posturales lors du maintien de la position orthostatique bipodale non perturbée restent en dessous du seuil d'activation des récepteurs visuels, vestibulaires et articulaires (*Winter, 1993 ; Simoneau et al., 1996; Fitzpatrick et McCloskey, 1994*). Elles ne peuvent donc pas renseigner les centres nerveux supérieurs des phénomènes oscillatoires.

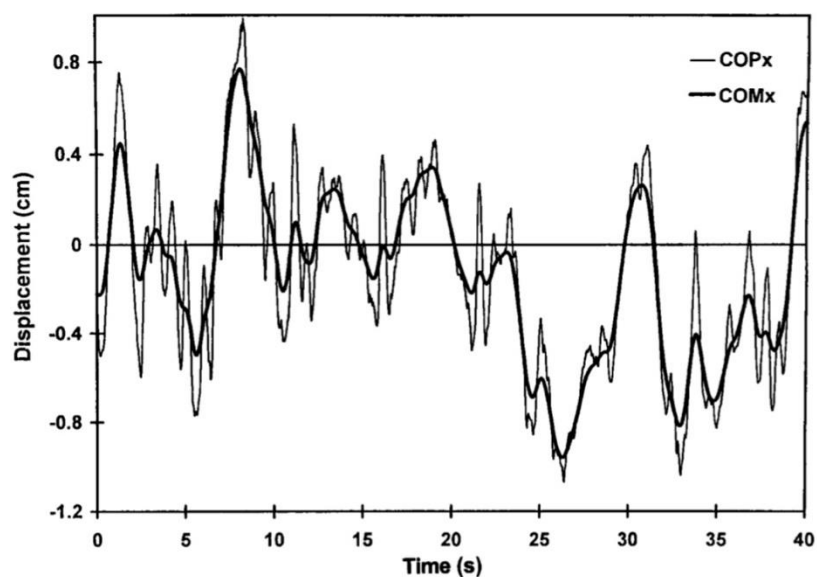


Figure 3 : enregistrement de 40 secondes des déplacements du CP (COPx, en trait fin) en phase avec ceux du CM (COMx, en trait épais) d'un sujet en station debout. D'après *Winter et al., 1998*

II. Arguments en faveur d'une approche neuromusculaire

Il est classiquement admis que la régulation posturale puisse être assimilée à un modèle de simple pendule inversé avec oscillations du corps autour de la cheville dans le plan sagittal. Des études ont montré que la valeur de la rigidité intrinsèque de la cheville, fondement de l'hypothèse mécanique de *Winter et al. (1998, 2001)* est insuffisante pour stabiliser le pendule inversé (*Loram et Lakie, 2002; Morasso et Sanguinetti, 2002; Casadio et al., 2005*).

L'étude statistique des trajectoires du CP sur des stabilogrammes montre que le maintien de la posture orthostatique se comporte en partie comme un processus stochastique et en partie comme un processus déterministe (*Collins et De Luca, 1993, 1994, 1995*) impliquant des mécanismes neuromusculaires dans la régulation des oscillations posturales.

L'étude des courbes de diffusion du stabilogramme (figure 4) montre une relation non linéaire des déplacements du CP en fonction des intervalles de temps. Cette relation non linéaire présente deux pentes distinctes représentatives d'un contrôle en boucle ouverte et en boucle fermée. Le passage d'un mode de contrôle à l'autre s'effectuant autour d'un point critique identifié par la rupture de la pente.

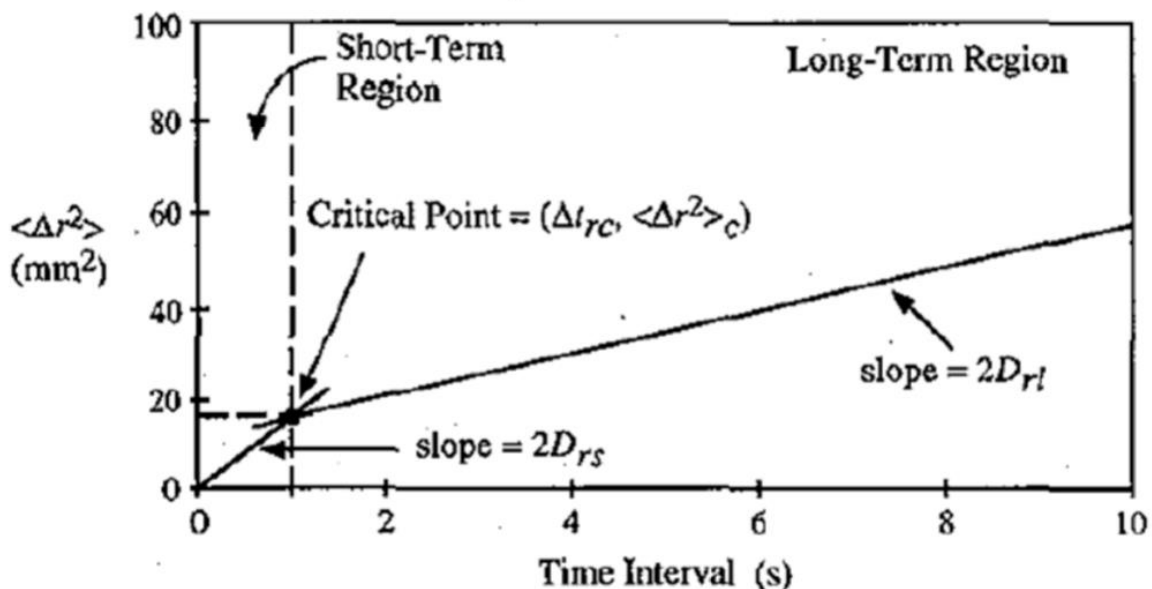


Figure 4 : Représentation schématique de la 'courbe de diffusion du stabilogramme' d'après *Collins et De Luca, 1993*. Ce graphique met en évidence deux régions distinctes représentées par des pentes caractéristiques. L'une correspond à un contrôle en boucle ouverte et l'autre, à un contrôle en boucle fermée. La transition entre ces deux coefficients de diffusion s'effectue autour d'un point critique, correspondant au passage du contrôle en boucle ouverte vers un contrôle en boucle fermée.

Bien que le SNC reçoive de manière continue des informations sensorielles afférentes, ce n'est que lorsque les oscillations corporelles dépassent une certaine valeur seuil propre aux organes sensoriels donnés que les mécanismes de contrôle en boucle fermée sont actifs.

Les mécanismes de contrôle en boucle ouverte correspondent à l'activation momentanée de différents muscles posturaux permettant la régulation de mouvements de faible fréquence et de nature plus stochastique pour rétablir le CM à l'aplomb du CP.

D'un point de vue neuromusculaire, le contrôle de l'équilibre comprend une composante tonique - contrôlée par la boucle ouverte - qui détermine la valeur de référence de l'angle de balancement ainsi qu'une composante phasique - contrôlée par la boucle fermée - qui maintient les oscillations autour de l'angle de référence (*Bottaro et al., 2005*).

L'implication du SNC dans la régulation posturale est renforcée par l'existence d'une sommation des informations proprioceptives de la cheville et des informations sensitives de la sole plantaire (*Kavounoudias et al., 2001*). Cependant, pour *Alexandrov et al. (2005)*, il persiste une controverse autour de la façon dont les centres nerveux supérieurs interviennent dans cette régulation posturale : soit de manière rétroactive en générant des corrections automatiques aux déséquilibres (*Peterka et al., 2002*), soit de manière anticipatoire (*Fitzpatrick et al., 1996*).

III. Arguments en faveur d'une approche combinée ou mixte

La valeur de rigidité intrinsèque de la cheville issue des composantes élastiques série des muscles et de la raideur des ligaments et des tendons est insuffisante pour stabiliser le modèle du pendule inversé (*Loram et Lakie, 2002; Casadio et al., 2005*). Un contrôle neurologique actif anticipatoire, caractérisé par une activation saccadée et discontinue des groupes musculaires de la cheville est indispensable pour renforcer la rigidité intrinsèque de la cheville et stabiliser le pendule inversé (*Bottaro et al., 2005*). Si l'efficacité des mécanismes du contrôle anticipatoire de la cheville tend à s'altérer, la rigidité intrinsèque de la cheville pourrait être augmentée par une co-activation musculaire (*Casadio et al., 2005*). Une action synergique du contrôle anticipatoire de l'équilibre avec la rigidité intrinsèque de la cheville est indispensable pour permettre les oscillations en phase du CP et du CM (*Morasso et Sanguinetti, 2002*).

Bases neurophysiologiques et intégratives du contrôle postural

Dans le contexte des travaux présentés dans ce manuscrit de thèse, seuls les éléments nécessaires à la compréhension des données collectées et à la discussion sont reportés.

Le contrôle postural fait appel à un ensemble de mécanismes sensoriels, cognitifs, et moteurs permettant le maintien de la station debout. Longtemps considéré comme un processus automatique géré exclusivement au niveau médullaire (*Belenki et al., 1967*), le contrôle postural met en jeu des mécanismes corticaux complexes qui sous-tendent les ajustements posturaux (*Massion et Woollacott 1996*). La régulation de l'équilibre postural requiert la mise en place de mécanismes de contrôle passifs et actifs (*Winter et al., 1995; O'Connor et Kuo, 2009; Morasso et Schieppati, 1999*) permettant le maintien de l'équilibre orthostatique lorsque les conditions sont optimales, mais également son adaptation lors de perturbations externes (*i.e.* générées par l'environnement) ou internes (*i.e.* générées par le corps lui-même). Ainsi, le contrôle postural nécessite la contribution de multiples processus médullaires et supra-médullaires, allant de l'intégration des afférences sensorielles, à la mise en place de boucles de contrôle permettant la modulation des stratégies adoptées afin de fournir une réponse posturale optimale. Des capteurs spécialisés permettent la réception d'informations sensorielles qui sont transmises au système nerveux central, via les voies afférentes. L'intégration de ces informations conduit à l'élaboration de commandes motrices, via les voies efférentes, permettant la régulation des oscillations posturales. C'est l'ensemble des voies afférentes et efférentes qui constituent le système postural (*Gagey et Weber, 1995*). Ce système est constitué de cinq entrées distinctes, dont trois vont renseigner sur le milieu extérieur (les exo-entrées) et deux sur l'individu lui-même (les endo-entrées).

I. De la réception à l'intégration sensorielle.

Le contrôle postural nécessite l'apport d'informations proprioceptives et extéroceptives (*Gurfinkel et al., 1995*). Cette fonction est remplie par les afférences sensorielles provenant de l'ensemble des récepteurs somesthésiques (70%), vestibulaires (20%) et visuels (10%) (*Horak, 2006*).

I.1 Contribution des afférences visuelles

La rétine et les muscles oculomoteurs font de l'œil un organe postural permettant le contrôle des réactions d'orientation et d'évitement ainsi que la prédiction visuelle de la trajectoire de déplacement. Plusieurs auteurs ont montré l'importance des informations visuelles dans les mécanismes de restauration de l'équilibre orthostatique après application de perturbations extérieures (*Bardy et al., 1999; Schmid et al., 2007*). D'autres études ont insisté sur le rôle de la vision dans la mise en place d'ajustements posturaux anticipateurs (*Krishnan et al., 2011; Mohapatra et al., 2012, 2014*). Enfin, l'application de perturbations dans le champ visuel (*Wei et al., 2010*), l'occlusion des yeux ou la vibration des muscles oculomoteurs (*Roll et Roll, 1987*) sont autant de perturbations qui ont montré l'importance de cette entrée dans la régulation posturale.

Lors du maintien de l'équilibre orthostatique, le système de contrôle postural utilise les informations visuelles pour minimiser les oscillations du corps. La vision centrale perçoit les oscillations dans le plan frontal (*Brandt et al., 1986*) et la vision périphérique intervient principalement dans la stabilisation des oscillations dans le plan sagittal (*Brandt et al., 1986*). Ainsi, la vision opère comme un cadre de référence égocentré défini par la position de la tête et du regard (*Berencsi et al., 2005*).

La proprioception oculomotrice renseigne sur la position exacte de l'œil dans l'orbite. Elle permet l'orientation dans l'espace en donnant au SNC des repères visuels de verticalité et de perception 3D du mouvement. Elle agit comme un référentiel exocentré ou allocentré qui permet d'informer en permanence les systèmes de contrôle postural de la position exacte du corps dans l'espace (*Oie et al., 2002; Lakie et Loram, 2006*). D'autre part, la proprioception oculomotrice apparaît comme une composante dynamique fondamentale de la vision en permettant l'orientation et la stabilisation du regard. Elle répond ainsi aux deux propriétés fondamentales du système visuel qui sont que l'on ne peut voir net que si l'image est stable sur la rétine, et que celle-ci passe par la fovéa (*Kapoula et Lê, 2006*).

I.2 Contribution des afférences vestibulaires

Le système vestibulaire, constitué par les organes otolithiques (l'utricule, le saccule et les canaux semi-circulaires) (*Purves et al., 2011*), participe de manière active à l'orientation et au

maintien de l'équilibre statique et dynamique (*Berthoz, 1997*) en représentant un système spécialisé dans la détection des accélérations linéaires et angulaires de la tête dans les 3 plans de l'espace. L'utricule et le saccule codent en permanence l'accélération de la gravité ainsi que les accélérations linéaires (i.e. translations) subies ou provoquées par les mouvements de l'individu. Les canaux semi-circulaires perçoivent les accélérations angulaires. Les seuils de sensibilité des canaux semi-circulaires sont supérieurs aux accélérations des oscillations posturales classiquement observées lors du maintien de l'équilibre orthostatique. Par conséquent, les informations issues du système vestibulaire ne sont utilisées par le SNC que lors d'instabilités majorées ou lors de l'altération des autres systèmes informationnels (*Fitzpatrick et McCloskey, 1994*).

Des perturbations posturales importantes sont nécessaires pour déclencher l'utilisation des afférences vestibulaires (*Fitzpatrick et McCloskey, 1994*). Ces afférences vestibulaires ne seraient utilisées que dans des conditions de tâches posturales complexes (*Horak et al., 2002a ; Forbes et al., 2015*) ou d'instabilité de la base de support (*Mergner et Rosemeier, 1998 ; Horak et Hlavacka, 2001*). Leur temps de réaction aux mouvements de la tête est supérieur à ceux des autres modalités sensorielles (*Barnett-Cowan et Harris, 2009*), leur seuil de détection n'est pas assez fin pour informer des oscillations posturales en condition de posture orthostatique normale (*Yasuda et al., 1999*), et leur influence sur les oscillations posturales, et notamment sur les oscillations dans le plan frontal, est plus faible que celle issue des afférences proprioceptives et visuelles (*Hansson et al., 2010*).

I.3 Contribution des afférences somesthésiques

Le système somatosensoriel permet la représentation d'un ensemble de perceptions initiées par la stimulation des tissus cutanés, musculaires, tendineux et articulaires, par les sensations thermiques et nociceptives, et regroupées sous le terme de somesthésie. La somesthésie regroupe deux modalités particulièrement impliquées dans le contrôle postural : la proprioception et la sensibilité tactile.

1. La proprioception

La proprioception caractérise l'ensemble des informations sensorielles issues de différents capteurs périphériques tels que les fuseaux neuromusculaires, les organes tendineux de Golgi et les récepteurs articulaires (*Riemann et Lephart, 2002*). Ces différents récepteurs ou propriocepteurs (*Roll et al., 1993*) rendent compte de l'état et des changements d'état

concernant la longueur des muscles. Ils informent également les centres nerveux supérieurs de la position du corps et des membres dans l'espace, ainsi que de la position et des mouvements relatifs des différents segments corporels les uns par rapport aux autres (*Moberg, 1983*).

1.1 Les Fuseaux Neuromusculaires

Les Fuseaux Neuromusculaires (FNM) (figure 5) sont constitués d'une enveloppe de tissu conjonctif qui contient des fibres intrafusales innervées par les fibres Ia et II. Les fibres afférentes Ia correspondent à des terminaisons primaires sensibles à la longueur instantanée ainsi qu'à la vitesse d'allongement du muscle. Elles déchargent principalement de manière phasique, en réponse à des étirements de faible amplitude (*Richard et Orsal, 2007*). Les fibres afférentes II, terminaisons secondaires, sont sensibles à l'état de longueur du muscle. Elles déchargent de manière tonique en réponse à l'importance des étirements maintenus, proportionnellement à l'importance de l'étirement (*Purves et al., 2011*).

Les FNM présentent des seuils de détection très faible. Ils sont capables de détecter des allongements de 0,1mm et des forces de 0,029N pour les fibres Ia à 0.147N pour les fibres II. De plus leurs modes de réponse sont non-linéaire (*Matthews et Stein, 1969*) : la décharge des FNM est dix fois plus importante pour une longueur d'allongement de 0,1mm que pour une longueur de 1mm. Par ailleurs, l'information proprioceptive évolue en fonction de la direction et de la vitesse instantanées auxquelles le mouvement est réalisé (*Roll et al., 2000*). La décharge du FNM est ainsi maximale lors d'un mouvement dont la direction l'étire de manière optimale (*Bergenheim et al., 2000 ; Ribot-Ciscar et al., 2002*). Ces FNM, situés dans la partie charnue des muscles squelettiques striés, renseignent le SNC sur l'état et la variation d'état d'étirement du muscle et sont à l'origine du réflexe myotatique, réflexe déterminant dans le maintien du tonus postural.

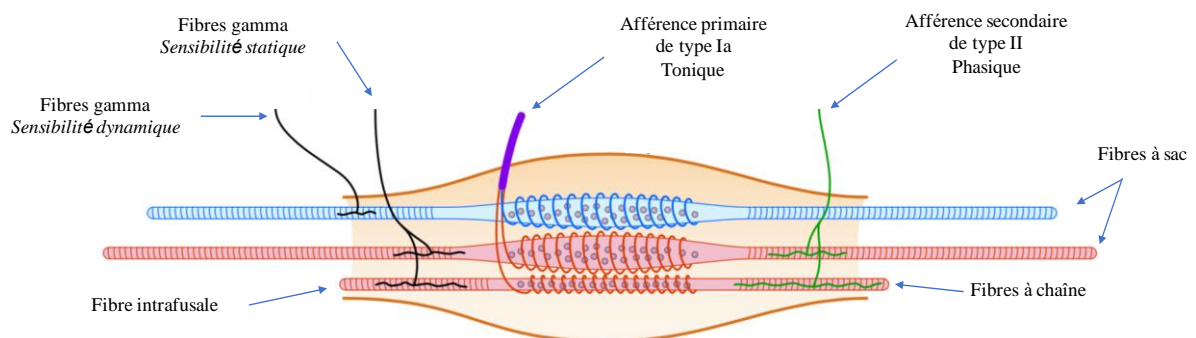


Figure 5 : Illustration de la structure d'un fuseau neuromusculaire. Adapté de *Proske et Gandevia, 2012*.

1.2 Les Organes Tendineux de Golgi

Les Organes tendineux de Golgi (OTG) (figure 6) sont des terminaisons encapsulées qui se situent au niveau de la jonction musculo-tendineuse ainsi qu'au niveau des aponévroses péri et intramusculaires. Innervés par les fibres afférentes Ib, les OTG sont sensibles à la tension consécutive aux contractions musculaires. Leur décharge est proportionnelle à l'importance de la force développée par la contraction du muscle (*Roll et al., 1989*). Au niveau médullaire, les fibres Ib font synapse avec les interneurons inhibiteurs des motoneurons α qui innervent le muscle dont elles sont issues, et sont à l'origine du réflexe myotatique inverse (*Purves et al., 2011*). Ce réflexe joue un rôle important dans les mécanismes de régulation du tonus musculaire, avec une fonction de protection lorsque les mouvements atteignent les limites mécaniques d'une articulation (*Lundberg, 1979*). L'activité des OTG est également modulée par des influences supra segmentaires ainsi que par des afférences issues des récepteurs cutanés et articulaires qui projettent sur les interneurons Ib et régulent leur activité (*Richard et Orsal, 2007*).

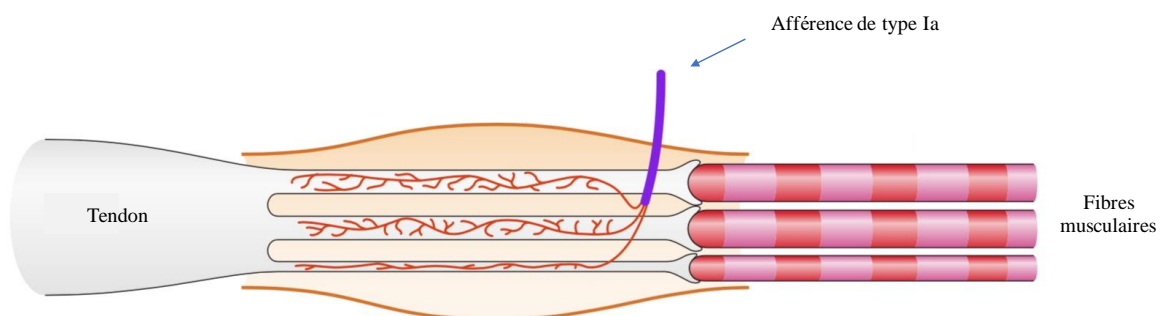


Figure 6 : Illustration de la structure d'un organe tendineux de Golgi. Adapté de *Proske et Gandevia, 2012*.

1.3 Les récepteurs articulaires

Les récepteurs articulaires sont représentés par les récepteurs de Golgi localisés au niveau du tissu ligamentaire, et les corpuscules de Ruffini localisés au niveau de la capsule articulaire (*Macefield, 2005 ; Rein et al., 2013a, 2013b*). Il s'agit de récepteurs à seuils très élevés et d'adaptation lente qui déchargent de manière tonico-phasique en réponse aux mouvements articulaires en fin de course ainsi qu'aux forces de compression qui leurs sont perpendiculaires (*Macefield, 2005*). Ainsi, les récepteurs articulaires renseignent sur la position et les

mouvements articulaires (*Gandevia et al., 2002*). Contrairement aux afférences proprioceptives musculo-tendineuses, le rôle des afférences articulaires est moins prépondérant dans les mécanismes de régulation posturale (*Burgess et al., 1982 ; Roll et Roll, 1987 ; Roll et Vedel, 1982*).

2. La Sensibilité Tactile

La sensibilité cutanée caractérise un ensemble de sensations perçues suite à des stimuli tels que la pression ou la vibration exercés sur la peau (*Vedel et Roll, 1982 ; Kavounoudias et al., 1998, 1999*). Cette perception cutanée implique une étape de transduction de l'information par l'intermédiaire de structures périphériques qui assurent l'interface entre le monde extérieur et le système nerveux. Elle dépend des propriétés mécaniques de ces structures qui contrôlent la façon dont l'information est filtrée, mise en forme puis traduite en activité nerveuse. Au niveau plantaire, c'est la peau qui constitue cette interface : l'information tactile est entièrement contenue dans la séquence de déformation de la peau induite par le contact entre le pied et le sol. La sensibilité cutanée repose donc sur un ensemble de récepteurs sensoriels à bas seuils, les mécanorécepteurs (*Kennedy et Inglis, 2002 ; Collins et al., 2005 ; Lowrey et al., 2010 ; Abraira et Ginty, 2013*) qui sont activés par des stimuli mécaniques modérés (*Priplata et al., 2002, 2003, 2006*), et qui permettent le codage des déformations réversibles de la peau.

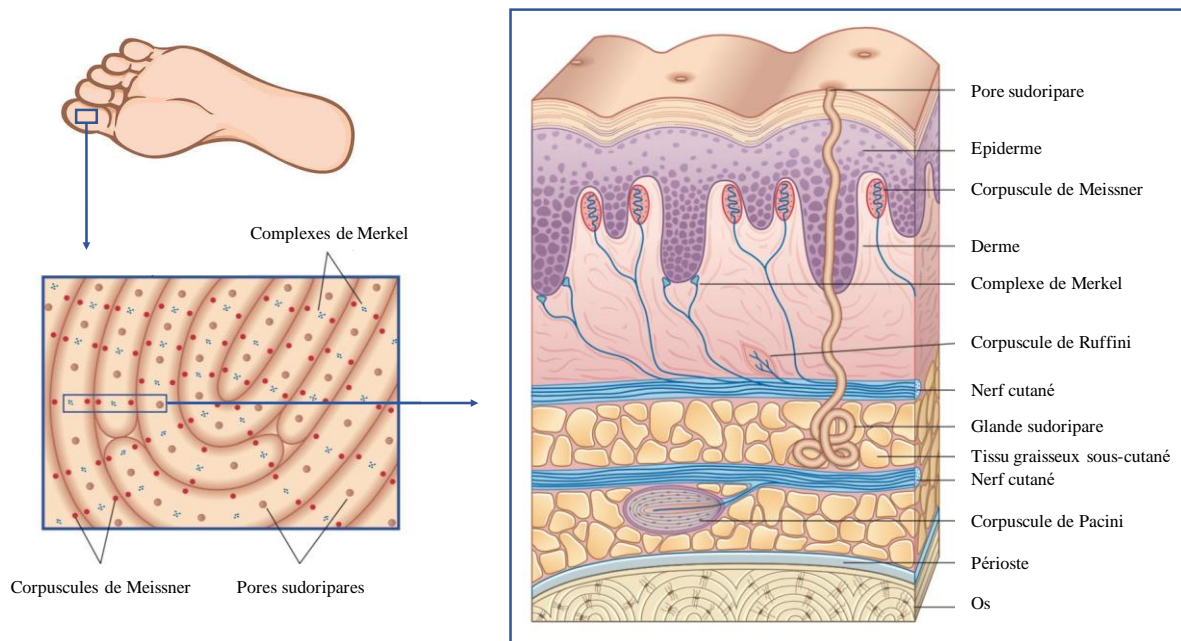


Figure 7 : Illustration de l'organisation des différents mécanorécepteurs cutanés au niveau du pied. Adapté de Fitzgerald et al., 2012.

Quatre catégories de terminaisons nerveuses mécano-sensibles (figure 7) ont été identifiées comme participant à l'innervation sensitive de la peau glabre de la main (*Knibestöl et Vallbo, 1970*) et du pied (*Kennedy et Inglis, 2002*). La morphologie et la localisation plus ou moins profonde de ces terminaisons nerveuses à travers la peau déterminent des sensibilités spécifiques à chaque catégorie d'afférences mécano-sensibles (*Iggo, 1977 ; Johnson, 2001*).

2.1 Classification des catégories d'afférences mécano-sensibles

Plusieurs études utilisant des enregistrements microneurographiques ont permis de caractériser ces différentes catégories d'afférences mécano-sensibles de la peau glabre (*Valbo et Johansson, 1984 ; Kennedy et Inglis, 2002*). Des classifications physiologiques de ces mécanorécepteurs cutanés ont ainsi été proposées. Elles se basent sur leur mode d'adaptation ainsi que sur les propriétés de leur champ récepteur (*Aimonetti et al., 2007 ; Johansson et al., 1982*).

2.1.1 Propriétés d'adaptation des mécanorécepteurs

Les récepteurs mécano-sensibles se caractérisent par l'adaptation de leur potentiel générateur (Figure 8). Lors d'une stimulation constante ou prolongée, l'amplitude du potentiel générateur diminue et le neurone de premier ordre produit de moins en moins de potentiel d'action. Cette adaptation peut entraîner une diminution ou une disparition de la perception d'une sensation bien que le stimulus subsiste. De plus, la vitesse de l'adaptation varie d'un récepteur à l'autre. Elle est très élevée dans les récepteurs à adaptation rapide ou « *Fast Adapting* » (FA) et plus faible au niveau des récepteurs à adaptation lente ou « *Slowly Adapting* » (SA) (*Knibestöl et Vallbo, 1970 ; Macefield, 2005 ; McGlone et Reilly, 2010*). La réponse des FA s'effectue au début d'une indentation soutenue de la peau et lors du retrait du stimulus. Les FA sont sensibles à la vitesse d'application du stimulus mécanique. Ils répondent tout au long de la mise en place de l'indentation puis cessent leur activation lors de l'indentation prolongée (*Knibestöl, 1973 ; Iggo, 1977*).

Les FA sont des récepteurs de type phasique, spécialisés dans la détection dynamique des variations du stimulus mécanique. Inversement, la réponse des SA s'effectue lors de la mise en place de l'indentation puis se prolonge tout au long de l'indentation soutenue de la peau (*Iggo, 1977*). Les SA sont des récepteurs de type tonique, spécialisés dans la détection statique du stimulus mécanique en relation avec la position du corps.

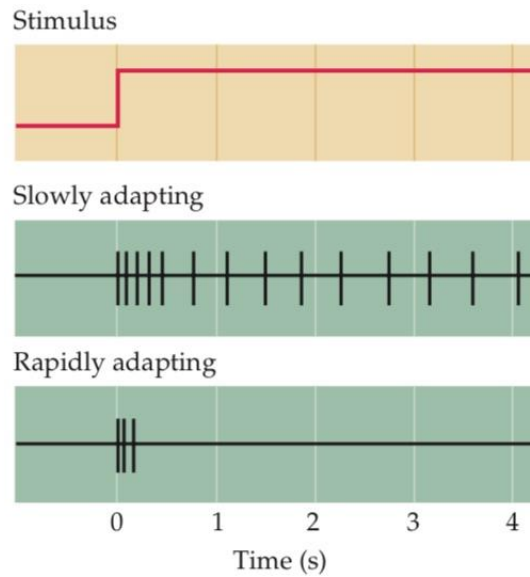


Figure 8 : Les mécanorécepteurs à adaptation lente répondent de manière continue à un stimulus, tandis que les récepteurs à adaptation rapide ne répondent qu'au début de la stimulation. Ces différences fonctionnelles permettent aux mécanorécepteurs de fournir des informations concernant les caractéristiques statiques (Récepteurs à adaptation lente) et dynamiques (Récepteurs à adaptation rapide) d'un stimulus. D'après Purves et al., 2011.

2.1.2 Caractéristiques du champ récepteur

Le champ récepteur représente une zone de la peau au niveau de laquelle l'afférence cutanée est la plus facilement excitable. La taille, la forme, le nombre et la localisation de zones de sensibilité maximale, sont spécifiques et uniques à chaque champ réceptif. Les caractéristiques du champ réceptif proviennent de la morphologie et de l'emplacement de la terminaison nerveuse mécano-sensible ainsi que de la ramification de ces axones distaux. Les mécanorécepteurs FA et SA peuvent être classés en type I ou type II en fonction des caractéristiques de leurs champs récepteurs (*Johansson, 1978 ; Vallbo et Johansson, 1984*). Les afférences de type I présentent de multiples ramifications au niveau cutané qui possèdent de nombreuses petites terminaisons nerveuses mécano-sensibles (*Pruszynski et Johansson, 2014*). Par conséquent, le champ récepteur des afférences de type I est de petite taille avec une bordure bien nette et délimitée, et présente de nombreuses zones de sensibilité maximale (*Kennedy et Inglis, 2002 ; Pruszynski et Johansson, 2014*). Les afférences de type II n'ont pas de ramifications cutanées et innervent une seule terminaison mécano-sensible relativement volumineuse. Dans ces conditions, le champ récepteur des afférences de type II est étendu avec

une bordure floue et mal délimitée, et présente une seule zone de sensibilité maximale (*Kennedy et Inglis, 2002*).

A travers les caractéristiques spécifiques de leurs champs récepteurs, les afférences de type I permettent un rétrocontrôle tactile avec une haute résolution spatiale (*Johansson, 1978*) et temporelle (*Pruszynski et Johansson, 2014*). Les afférences de type II permettent la détection des mouvements articulaires (*Kennedy et Inglis, 2002 ; Aimonetti et al., 2007*) et de la contraction musculaire (*Johansson, 1978*).

2.2 Morphologie et fonction des mécanorécepteurs

Les afférences cutanées présentent des terminaisons nerveuses mécano-sensibles ayant des caractéristiques morphologiques distinctes et spécifiques. Ces particularités individuelles permettent à chaque catégorie d'afférences cutanées la transduction de stimuli mécaniques spécifiques. Les propriétés uniques d'adaptation et les caractéristiques du champ récepteur sont dues à la morphologie spécifique et à la profondeur des terminaisons nerveuses mécano-sensibles (*Iggo et Andres, 1982*).

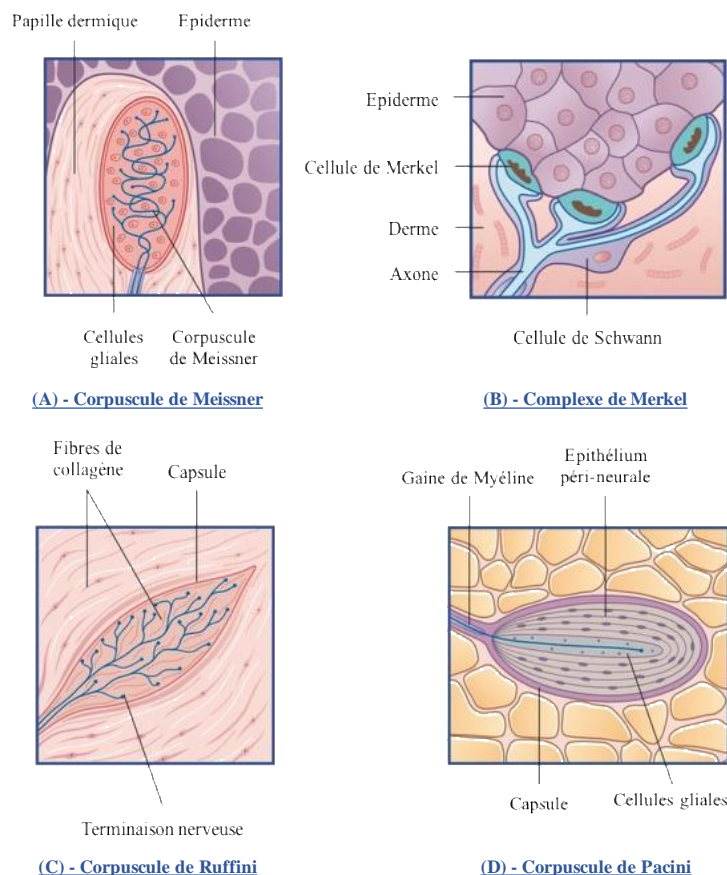


Figure 9 : Illustration de la morphologie des différents mécanorécepteurs. (A)-Corpuscule de Meissner ; (B) Complexe de Merkel ; (C) Corpuscule de Ruffini ; (D) Corpuscule de Pacini. Adapté de *Fitzgerald et al., 2012*.

De plus, les récepteurs cutanés peuvent être encapsulés ou non encapsulés (*Iggo, 1977*). Les mécanorécepteurs encapsulés comprennent les corpuscules de Meissner, les corpuscules de Pacini, et les terminaisons de Ruffini (*Iggo, 1977*). Il s'agit de capsules spécialisées non nerveuses dans lesquelles se terminent leurs afférences primaires associées (*Iggo et Andres, 1982*). La structure capsulaire interagit directement avec la terminaison axonale et permet la transduction des stimuli mécaniques. Ces mécanorécepteurs encapsulés se localisent dans le derme et/ou le tissu sous-cutané. Les mécanorécepteurs non encapsulés comme les cellules de Merkel, se situent au niveau de la couche basale de l'épiderme. Bien que les cellules de Merkel interagissent directement par synapse avec leurs afférences primaires (*Haeberle et Lumpkin, 2008*), il semble que les potentiels d'action proviennent de l'ouverture de canaux ioniques mécano-sensibles situés au niveau des terminaisons nerveuses (*Diamond et al., 1988 ; Ogawa, 1996*).

2.2.1 Les corpuscules de Meissner (Figure 9-A)

Les corpuscules de Meissner sont des récepteurs superficiels situés au niveau des papilles dermiques de la peau, immédiatement sous l'épiderme (*Iggo et Andres, 1982*). Ils sont constitués de terminaisons axonales myélinisées A β , enroulées de façon spiralée, et partiellement encapsulées par plusieurs lamelles de cellules conjonctives (*Hamann, 1995 ; Vega et al., 2009*). Chaque afférence se termine par plusieurs corpuscules de Meissner (*Iggo et Andres, 1982 ; Macefield et Birznieks, 2009*), et présente un petit champ récepteur bien délimité avec de nombreuses zones de sensibilité maximale. Une déformation mécanique de la peau provoque des forces de cisaillement entre les différentes lamelles de tissu conjonctif, et génère une variation de pression au niveau de la terminaison axonale. Cette variation de pression provoque une dépolarisation de la terminaison axonale. Lors du maintien de la déformation mécanique de la peau, les différentes lamelles conjonctives restent figées dans cette modification architecturale. Les forces de cisaillement disparaissent et cessent d'exercer une pression au niveau de la terminaison axonale. Par conséquent, les récepteurs de type FA I produisent une réponse rapide au début et à la fin de la variation de force exercée sur la peau. Ils sont insensibles à la déformation statique de la peau mais sont quatre fois plus sensibles que les récepteurs de type SA I à la déformation dynamique de la peau (*Johnson, 2001*). Ils présentent une moins grande résolution spatiale que les SA I mais offrent une plus grande sensibilité aux faibles pressions ainsi qu'aux variations de contact léger avec la peau (*Johansson et Valbo, 1980 ; Johnson, 2001*). Les FA I sont également sensibles aux vibrations de basses

fréquences de l'ordre de 5 à 40 Hz (*Iggo et Ogawa, 1977 ; Talbot et al., 1968 ; Macefield et al., 1990*).

2.2.2 Les complexes de Merkel (Figure 9-B)

Les complexes de Merkel, répondent de façon lente et continue à l'indentation soutenue de la peau (*Johnson, 2001*). Ce sont des récepteurs de type SA I qui associent des cellules épidermiques spécialisées, les cellules de Merkel, à des terminaisons axonales myélinisées de type A β (*Johnson et al., 2000 ; McGlone et Reilly, 2010*). Ces terminaisons axonales se ramifient au niveau de l'épiderme sur une surface d'environ 5 mm² (*Vega-Bermudez et Johnson, 1999*), et innervent un grand nombre de cellules de Merkel (10 à 100). Ils présentent un mode de décharge irrégulier avec de multiples points de haute sensibilité au niveau de leur champ récepteur (*Haeberle et Lumpkin, 2008*). Ces nombreuses zones de sensibilité correspondent aux différentes branches d'axones afférents (*Phillips et Johnson, 1981 ; Phillips et al., 1992*), et confèrent aux complexes de Merkel une haute résolution spatiale (*Vega-Bermudez et Johnson, 1999 ; Johnson, 2001 ; Abraira et Ginty, 2013*). De plus, les complexes de Merkel répondent de manière linéaire à des indentations cutanées d'au moins 1500 μ m (*Johnson et al., 2000 ; Vega-Bermudez et Johnson, 1999*). Cette linéarité leur confère une sensibilité particulière aux points, aux bords et à la courbure des objets (*Dodson et al., 1998 ; Bisley et al., 2000*). Par conséquent, les afférences SA I présentent deux propriétés remarquables de réponse : Une résolution spatiale élevée associée à une sensibilité préférentielle aux caractéristiques du stimulus (Bords, courbures) plutôt qu'à l'indentation. Les SA I sont donc particulièrement sensibles aux stimuli mécaniques statiques de pression (*Iggo et Muir, 1969 ; Johnson, 2001*), et jouent un rôle important dans la discrimination de la texture et dans la détection de la pression légère (*Woo et al., 2015*).

2.2.3 Les corpuscules de Ruffini (Figure 9-C)

Les corpuscules de Ruffini sont profondément situés dans le derme. Ce sont des récepteurs de type SA II en forme de fuseau (*Brown et Iggo, 1967 ; Hamann, 1995*). Ils sont constitués de terminaisons axonales myélinisées A β et sont entourées par une capsule fibro-élastique présentant classiquement 3 à 5 couches de lamelles de 0,5 à 2 mm de longueur (*Iggo et Andres, 1982*). Ce corpuscule ainsi formé est mécaniquement ancré au derme par l'intermédiaire de fibres collagènes parallèles à la capsule (*Iggo, 1977*). Cette disposition facilite la transmission de la déformation de la peau, et notamment son étirement, à travers les fibres collagènes, jusqu'aux afférences terminales (*Iggo, 1977*). L'étirement de la peau génère une traction des

fibres collagènes qui compriment puis dépolarisent les terminaisons axonales pendant toute la durée de l'étirement cutané. Chaque afférence SA II innerve un seul corpuscule de Ruffini et présente de ce fait un champ récepteur large, mal défini avec une seule zone de sensibilité maximale (*Johansson et Vallbo, 1980*). Comme les récepteurs de type SA I, les corpuscules de Ruffini induisent une réponse par réaction tonique à adaptation lente à la pression et à l'étirement exercés sur la peau. Cependant, ils sont environ six fois moins sensibles à l'indentation de la peau, mais 2 à 4 fois plus sensibles à l'étirement que les afférences de types SA I (*Johnson et al., 2000 ; Edin, 1992*). Cette sensibilité spécifique à l'étirement, dans une direction préférentielle, leur confère un rôle dans l'identification des mouvements articulaires (*Kennedy et Inglis, 2002*) et notamment au niveau de la cheville (*Aimonetti et al., 2007*).

2.2.4 Les corpuscules de Pacini (Figure 9-D)

Les corpuscules de Pacini sont profondément situés dans le derme ainsi que dans le tissu conjonctif sous cutané. Ce sont des terminaisons axonales myélinisées A β et entourées par 20 à 70 couches de cellules laminaires concentriques qui délimitent des espaces remplis de liquide (*Halata, 1977 ; Iggo et Andres, 1982 ; Bell et al., 1994*). Ils présentent une longueur de 500 à 700 μm à la naissance et peuvent atteindre 3 à 4 mm (*Cauna et Mannan, 1958*). Les différentes couches de cellules laminaires apportent des propriétés élastiques à la structure tandis que le liquide intra-laminaire apporte des propriétés visqueuses. Lors d'une déformation rapide de la peau, le déplacement du liquide intra-laminaire génère une force au niveau des différentes couches de cellules laminaires et entraînent l'activation de la terminaison nerveuse. A l'inverse, la déformation lente ou soutenue de la peau entraîne principalement une contrainte au niveau des couches de cellules laminaires et induit peu de force visqueuse. Les composantes élastiques peuvent stocker cette énergie mécanique. Lorsque cette énergie stockée est libérée avec une vitesse suffisante, elle produit une force visqueuse et provoque l'activation des afférences sensorielles (*Loewenstein et Mendelson, 1965*). Cette organisation viscoélastique permet une atténuation rapide des déformations cutanées soutenues ou à faible vitesse tout en facilitant les déformations rapides de la peau (*Iggo, 1977*). Les différentes couches de cellules laminaires se comportent comme une succession sélective de filtres passe-haut (*Hubbard, 1958 ; Loewenstein et Skalak, 1966*). Pour des fréquences comprises entre 20 et 150 Hz, le seuil de détection des vibrations passe de 5,6 à 0,03 μm (*Johansson, 2001*). Ces récepteurs ainsi constitués présentent généralement une longueur de 0,5 à 2 mm pour une largeur de 0,7 mm (*Iggo et Andres, 1982*). Chaque afférence se termine en une structure unique (*Bell et Holmes, 1994*), et présente un large champ récepteur, mal délimité, comprenant une seule zone de

sensibilité maximale. En conclusion, les récepteurs de type FA II sont extrêmement sensibles aux vibrations de haute fréquence (*Loewenstein et Mendelson, 1965 ; Brisben et al., 1999*), et se comportent comme un filtre mécanique aux vibrations de basse fréquence (*Loewenstein et Skalak, 1966 ; Johnson, 2001*). Par ailleurs, leur localisation profonde associée à un large champ récepteur et à une grande sensibilité font que ces récepteurs de type II n'autorisent pas une grande résolution spatiale (*Abraira et Ginty, 2013*).

II. De l'intégration sensorielle au contrôle neural

II.1 Les voies somesthésiques afférentes

Les voies somatiques sensibles transmettent au cervelet et au cortex somesthésique primaire l'information sensorielle issue des afférences cutanées et proprioceptives. Elles comportent les voies lemniscale, spinocérébelleuse, et spinothalamique.

II.2 Les voies motrices efférentes

Les voies motrices efférentes relient le cortex cérébral et les structures sous-jacentes aux plaques neuro-motrices des muscles. Elles contrôlent et coordonnent le tonus musculaire et la régulation posturale ainsi que l'exécution des mouvements volontaires. Les trois principales voies assurant le contrôle postural sont la voie réticulo-spinale, la voie tecto-spinale et les voies vestibulo-spinales, médiane et latérale. Les voies corticales sont dévolues au contrôle moteur volontaire.

II.3 Le contrôle neural

Le contrôle postural nécessite la contribution de multiples processus spinaux et supra-spinaux permettant une réponse posturale adaptée au contexte, à la tâche exécutée et à l'environnement.

1. Les différents modes de contrôle

Le tonus postural représente l'activité antigravitaire des muscles extenseurs. Il assure le maintien de l'équilibre par le contrôle de la position du CM dans les limites de la base de support (*Massion et al., 1997*). Des mécanismes complexes de régulation sensorimotrice de ce tonus postural ont été évoqués par différents auteurs :

- Un mécanisme de contrôle en boucle fermée par feedback visuel, vestibulaire et proprioceptif (*Morasso et Schieppati, 1999; Winter et al., 1998, 2001; Peterka, 2000, 2002 ; Park et al., 2004 ; Maurer et al., 2006*).
- Un mécanisme de contrôle en boucle ouverte par feed-forward (*Gurfinkel et al., 1995; Fitzpatrick et al., 1996 ; Klous et al., 2012 ; Santos et al., 2010a, 2010b*).

Le mécanisme de contrôle en boucle ouverte constitue un mode de fonctionnement par défaut, au travers duquel la régulation posturale s'effectue de façon relativement automatique. Le mécanisme de contrôle en boucle fermée est utilisé lorsque la valeur de sortie obtenue ne correspond pas à la valeur de sortie attendue. La valeur de sortie est captée par l'ensemble des entrées sensorielles. L'écart entre la valeur de sortie obtenue et la valeur de sortie attendue est estimé et permet de définir une erreur. Le système de régulation ajuste alors la réponse motrice en fonction de l'erreur recueillie, dans le but de la minimiser (*Collins et DeLuca, 1993*).

2. Le contrôle segmentaire

Le contrôle segmentaire est constitué par un ensemble de boucles réflexes mono- ou polysynaptiques au niveau médullaire permettant la régulation du tonus musculaire.

2.1 Le réflexe myotatique

Le réflexe myotatique est un réflexe tonique d'origine musculaire contribuant à l'élaboration du tonus musculaire et destiné à lutter contre les effets de la force gravitaire qui s'oppose au maintien de l'équilibre orthostatique. Cette boucle de régulation monosynaptique permet de fixer la position d'un segment de membre par le maintien stable et constant du tonus musculaire. La sensibilité fusoriale consécutive à la déformation du muscle peut être régulée par la modulation de la contraction des parties apicales des FNM permettant l'étirement de la partie équatoriale. Ces changements des seuils de la sensibilité fusoriale sont assurés par les MN γ qui jouent ~~donc~~ un rôle considérable dans le contrôle de la posture et du mouvement en régulant le tonus musculaire.

2.2 Le réflexe myotatique inverse

Le réflexe myotatique inverse est un réflexe phasique d'origine tendineuse complémentaire du réflexe myotatique. Lors du maintien de la station debout prolongée, la variation de force

exercée par le muscle sur le tendon entraîne une activation des fibres A α des OTG. Une action réflexe coordonnée impliquant les afférences proprioceptives A α issues des FNM et des OTG, permet une optimisation de la contraction de l'ensemble des muscles antigravitaires et contribue ainsi au maintien postural.

2.3 Le réflexe à départ cutané

La stimulation des mécanorécepteurs cutanés peut entraîner un réflexe de flexion ipsilatérale et d'extension controlatérale. Il s'agit d'un réflexe plurisegmentaire faisant intervenir des fibres afférentes primaires A δ (peu myélinisées) et C (non myélinisées) de petit diamètre, impliquées dans la sensibilité douloureuse et protopathique. Par l'intermédiaire d'interneurones, ces afférences provoquent l'inhibition des motoneurones α des muscles extenseurs et la facilitation des motoneurones α des muscles fléchisseurs homolatéraux. Dans le même temps, ces afférences de petits diamètres entraînent une facilitation des motoneurones α des muscles extenseurs et une inhibition des motoneurones α des muscles fléchisseurs de l'hémi-corps controlatéral.

Les réflexes à départ cutané, notamment au niveau des membres inférieurs, jouent un rôle important dans le contrôle postural (*Day et Cole, 2002 ; Grüneberg et al., 2005*). Plusieurs études ont fourni des preuves du rôle des afférences cutanées de la plante du pied dans la production de ces réflexes chez l'homme. Les afférences issues des mécanorécepteurs de la plante du pied présentent des connexions multisynaptiques avec les pools de neurones innervant les muscles qui agissent au niveau de la cheville (*Aniss et al., 1992 ; Fallon et al., 2005*). Ces afférences cutanées pénètrent dans la moelle épinière par la corne dorsale, convergent puis font synapse avec un interneurone spinal commun qui produit une excitation et une inhibition des différents groupes de motoneurones fonctionnellement liés (*Nakajima et al., 2014*) (Figure 10). *Aniss et al. (1992)* ont montré que la stimulation électrique non douloureuse des afférences cutanées du pied a évoqué une séquence d'ondes avec des latences d'apparition d'environ 40 ms et d'une durée allant jusqu'à 200 ms. Ces séquences ont produit des effets excitateurs et inhibiteurs complexes sur les muscles agissant sur la cheville (*Aniss et al., 1992 ; Fallon et al., 2005 ; Zehr et al., 2001a, 2001b*). Une voie inhibitrice de courte latence entre les afférences cutanées plantaires et les extenseurs de la cheville se produit après une légère stimulation du nerf tibial chez les sujets lorsque la plante du pied entre en contact avec la surface (*Abbruzzese et al., 1996*). L'excitation de ces afférences cutanées plantaire induit une facilitation durable des

motoneurones α des muscles extenseurs ipsilatéraux (Fallon *et al.*, 2005) ainsi que des potentiels postsynaptiques inhibiteurs croisés au niveau des muscles extenseurs des genoux et des chevilles (Edgley et Aggelopoulos, 2006). Ces effets peuvent être liés à :

- L'action des afférences cutanées plantaires sur l'inhibition présynaptique agissant sur les terminaisons afférentes A α (Iles, 1996),
- Leur interaction avec l'innervation réciproque (Rossi et Mazzocchio, 1988),
- Leurs actions sur les voies inhibitrices A α (Pierrot-Deseiligny *et al.*, 1981, 1982).

De plus, ces réflexes cutanés d'origine plantaire, qui contrôlent l'activité des muscles des membres inférieurs, semblent être organisés de manière très spécifique à la localisation de la stimulation (Fallon *et al.*, 2005 ; Nakajima *et al.*, 2006 ; Zehr *et al.*, 1997, 1998).

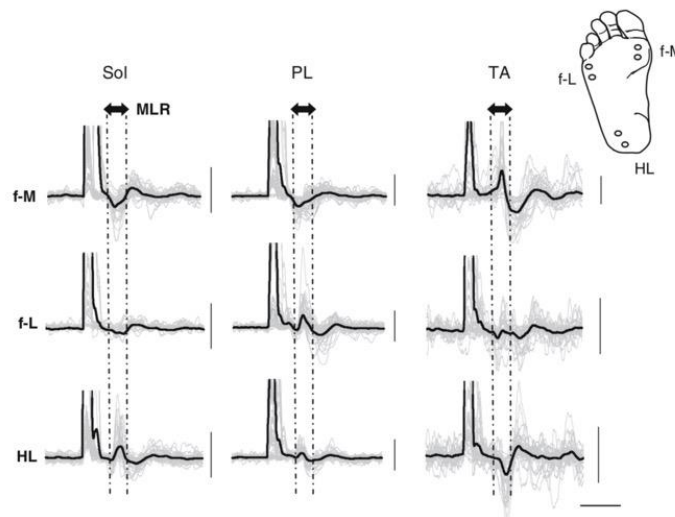


Figure 10 : Modulation réflexe de l'activité musculaire des membres inférieurs, en réponse à une stimulation électrique cutanée non douloureuse appliquée au niveau de la plante du pied. D'après Nakajima *et al.*, 2006.

Par ailleurs, l'ampleur de ces réflexes cutanés est fortement modifiée en fonction de la posture (Abbruzzese *et al.*, 1996 ; Burke *et al.*, 1991 ; Komiyama *et al.*, 2000). Des changements graduels de l'amplitude et de l'inversion du signe réflexe se sont produits lorsque le lieu de la stimulation s'est systématiquement déplacé de l'orteil au talon (figure 11). Pour les muscles soléaire et tibial antérieur, il semble y avoir une limite à peu près à la région plantaire médio-latérale du pied, dans laquelle le signe du réflexe est inversé (Nakajima *et al.*, 2006). La stimulation de l'avant-pied a produit des réponses inhibitrices dans le soléaire et le gastrocnémien médial, mais des réponses excitatrices du muscle tibial antérieur. Suite à la stimulation du talon, un effet inverse a été évoqué.

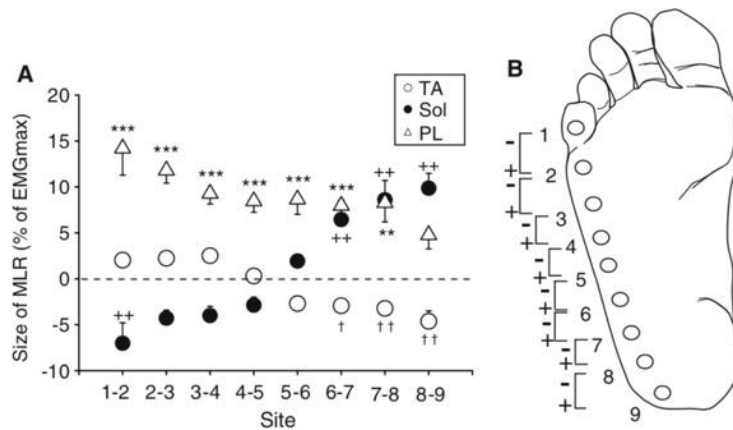


Figure 11 : Inversion de l'activité réflexe des muscles Tibial Antérieur et Soléaire lors d'une stimulation électrique non douloureuse appliquée le long du bord latéral du pied. D'après Nakajima et al., 2006.

L'ensemble de ces réponses réflexes, obtenues au niveau des différents motoneurones sous l'influence de stimulation segmentaire, est également sous le contrôle de voies supra-segmentaires descendantes.

3. Le contrôle supra-segmentaire

Des collatérales issues des afférences sensorielles primaires impliquées dans le contrôle postural, peuvent se projeter sur des structures du tronc cérébral qui sont capables de contrôler et de réguler l'activité des motoneurones du système musculaire strié. Parmi ces structures, les noyaux vestibulaires ainsi que la formation réticulée jouent un rôle particulier dans le contrôle de la motricité somatique.

III. Du contrôle neural à la réponse posturale

III.1 Tonus et activité musculaire

1. Le tonus

Le tonus correspond à l'état de tension, de contraction des muscles. Cette tension est continue, permanente et involontaire. Elle a pour fonction d'assurer le maintien de la posture statique en s'opposant aux forces gravitaires (activité tonique), et de préparer les réactions phasiques de rééquilibration.

2. Les muscles toniques

Les muscles anti-gravitéres sont des muscles toniques situés au niveau de la musculature axiale (ex : Erector spinae, Semi-spinalis Capitis, etc) ainsi qu'au niveau de la musculature profonde des membres inférieurs (ex : Soleus). Il s'agit de muscles longs, oligo-articulaires, à trajet vertical. Ils sont constitués de fibres rouges peu fatigables, composés d'unités motrices de type "lentes", à seuil d'activation bas et de type "rapides et résistantes à la fatigue". Leurs contractions lentes et persistantes permettent au corps de s'ériger (*Richard et Orsal, 2007*). Cette fonction posturale nécessite un effort soutenu mais peu de précision. Ces différents muscles agissent de manière synergique (*Ali et al., 2003*) et exercent une force de rappel permanente qui s'oppose au couple de force appliquée à la cheville et qui tend à faire tomber le sujet vers l'avant.

3. Les muscles phasiques

Les muscles phasiques sont situés plus superficiellement (ex : gastrocnémiens, grand dorsal) et sont impliqués dans les mouvements d'amplitude plus importante. Il s'agit de muscles présentant un trajet plutôt oblique, et constitués de fibres blanches composées principalement par des unités motrices de type « rapide et fatigable », à seuil d'activation plus élevée. En se contractant de manière intermittente, ils permettent des actions précises telles que la gestion des oscillations posturales ou les changements brusques de position les changements de position (*Gagey et Weber, 1995*).

En conclusion, l'élaboration du tonus musculaire assure la cohésion des segments corporels les uns par rapport aux autres, et permet le maintien de la posture orthostatique. La production et le contrôle de réactions musculaires tonico-phasiques permet la mise en place de l'adaptation posturale nécessaire à la réalisation des activités posturo-cinétiques. Ainsi l'activation tonique de base associée aux réactions phasiques d'équilibration permet le maintien permanent de la projection du CM à l'intérieur de la base de support.

III.2 Les ajustements posturaux

Les ajustements posturaux définissent une activité posturale se déroulant en amont ou en aval d'une perturbation afin de fournir une réponse efficace, permettant le maintien de l'équilibre.

Différents types d'ajustements posturaux coexistent et sont utilisés en fonction du contexte biomécanique et environnemental auquel le sujet est soumis.

1. Les ajustements posturaux anticipateurs

Les ajustements posturaux anticipateurs (APA) préparent l'arrivée d'une perturbation quelle qu'elle soit d'environ 50 à 150 ms (*Belenki et al., 1967 ; Massion, 1992*). Ils correspondent à l'activation ou l'inhibition des muscles du tronc et des membres inférieurs en prévision d'une perturbation posturale afin d'en minimiser les conséquences négatives (*Bouisset et Zattara, 1987 ; Massion, 1992 ; Santos et al., 2010a, 2010b*). Ces APA dépendent de la direction (*Aruin et Latash, 1995 ; Santos et Aruin, 2008*) et de l'importance de la perturbation (*Aruin et Latash, 1996 ; Bouisset et al., 2000*), de la stabilité du corps (*Aruin et al., 1998 ; Nouillot et al., 1992, 2000*). Ils peuvent être influencés par l'acte moteur induisant la perturbation (*Aruin et al., 2003 ; Aruin et Latash, 1995 ; Shiratori et Alluin, 2007*), par la configuration du corps (*Aruin, 2003 ; van der Fits et al., 1998*), ou encore par la peur de chuter (*Adkin et al., 2002*).

2. Les ajustements posturaux compensatoires

Les ajustements posturaux compensatoires (APC) correspondent à un mécanisme de restauration de la position du CM après perturbation (*Santos et al., 2010a, 2010b*), non prédictible (*Alexandrov et al., 2005 ; Park et al., 2004*). Ces APC sont initiés par le retour ou feedback sensoriel et dépendent de la direction et de l'importance de la perturbation (*Horak et Nashner, 1986 ; Dimitrova et al., 2004*), de la dimension de la base de support (*Horak et Nashner, 1986*), des caractéristiques prédictibles de la perturbation (*Burleigh et Horak, 1996*), des instructions éventuelles (*McIlroy et Maki, 1993*), et de la réalisation d'une tâche secondaire (*Bateni et al., 2004*). Kavounoudias et al. (2001) suggèrent que, lors du maintien de la posture orthostatique, la régulation des mouvements de faible amplitude soit contrôlée principalement par la rétroaction des afférences cutanées de la sole plantaire dont les récepteurs présentent une réponse plus précoce que celle des récepteurs de la proprioception (*Perry et al., 2000*).

En conclusion, il existe donc une activité musculaire continue, entre les APA et les APC, lors de perturbations prédictibles (auto-induites) ou non prédictibles (induites par des forces extérieures). Le SNC utilise préférentiellement des séquences d'activation musculaire proximo-distale pour restaurer la position du haut du corps et maintenir l'orientation verticale du sujet

lors de perturbations non prédictibles. Lorsque la perturbation est prédictible, la séquence d'activation musculaire est disto-proximale. Elle contribue à favoriser l'appui au sol par une augmentation de la raideur articulaire de la cheville, pour aider à la restauration secondaire de la position de la partie haute du corps (*Cordo et Nashner, 1982; Santos et al., 2010a*). Plusieurs articulations sont impliquées dans ces processus (*Alexandrov et al., 2005; Kiemel et al., 2008; Pinter et al., 2008*) et contribuent au maintien de l'équilibre en étant contrôlées de manière synergique (*Creath et al., 2005; Zhang et al., 2007; Hsu et al., 2007*).

III.3 Les stratégies d'équilibration

Le contrôle postural implique une coordination motrice efficace pour permettre d'orienter les segments corporels de manière à lutter contre l'action de la gravité tout en minimisant les oscillations posturales. La coordination motrice à l'origine de cette stabilisation correspond à l'organisation temporelle par le SNC des mouvements de plusieurs segments corporels (*Barbier et Pudlo, 2011*) utilisés par le système postural pour remplir sa fonction d'équilibration. La production et la réalisation de mouvements coordonnés de plusieurs segments pose le problème de la redondance des degrés de liberté (DDL) que doit contrôler le SNC. Pour Bernstein (*1967*), le SNC doit réduire le nombre initial de DDL pour proposer l'assemblage fonctionnel de nombreux composants afin de produire un mouvement coordonné. Des structures de coordination ou synergies musculaires (*Bernstein, 1967*) en permettent le contrôle (*Krasovsky et Levin, 2010*). Groupes de différents muscles assemblés et utilisés comme de simples unités fonctionnelles, ces synergies musculaires émergent de l'interaction entre les différents éléments du système musculo-squelettique en mouvement (*Kelso et al., 1979*).

La coordination motrice dépend de la disponibilité des informations sensorielles, de la tâche à effectuer et des perturbations auxquelles le corps est soumis (*Creath et al., 2005*). Du fait du caractère émergent des synergies musculaires, toutes perturbations sensorielles ou modifications mécaniques impliquent la création et l'utilisation de nouveaux assemblages organisés, coordonnés et adaptés aux exigences de la tâche à effectuer (*Chow et al., 2008*). La coordination motrice résulte donc de la gestion efficace de l'activité synergique des muscles agonistes et antagonistes du corps en mouvement, et notamment du juste dosage de l'intensité d'activation musculaire (*Riemann et Lephart, 2002*).

Deux modes de coordination sont préférentiellement utilisés par les différents sujets pour se stabiliser (figure 18) (*Hsu et al., 2007; Marin et Bardy, 2011; Viseux et al., 2018*):

- Un mode de coordination dynamique en phase : le tronc et les membres inférieurs évoluent en même temps et dans le même sens,
- Un mode de coordination dynamique en antiphase : le tronc et les membres inférieurs évoluent en même temps mais dans le sens opposé.

D'un point de vue cinématique, le mode de coordination en phase décrit le modèle du simple pendule inversé oscillant principalement dans le plan sagittal autour des articulations tibio-tarsiennes et peut-être assimilé à « *la stratégie de cheville* » de Nashner et McCollum (1985). Le mode de coordination en antiphase décrit le modèle du double pendule inversé oscillant principalement autour des articulations coxo-fémorales et peut-être assimilé à « *la stratégie de hanche* » (Nashner et McCollum, 1985).

IV. Conclusion

Le contrôle postural définit une habileté motrice dérivée de l'interaction entre des processus sensorimoteurs complexes nécessaires à la perception et à l'action (Paillard, 1986 ; Horak, 2008). De ce point de vue, le contrôle postural remplit une fonction essentielle d'interface entre l'homme et son environnement, en lui fournissant un référentiel stabilisé. L'orientation des différents segments corporels par rapport à l'environnement permet l'élaboration de perception cohérente et la construction des représentations internes du schéma corporel, points d'ancrage utile à l'élaboration de l'action. Dans ce contexte, l'équilibre orthostatique est contrôlé par un ensemble de boucles de régulation mises en place par le système postural, en particulier au travers des informations cutanées plantaires. Le chapitre suivant s'intéresse à la compréhension du rôle des afférences plantaires dans la régulation de l'équilibre orthostatique ainsi qu'aux différentes modalités de modulation de l'information sensorielle permettant d'induire une réaction posturale correctrice.

Chapitre 2

Afférences cutanées, orteils et contrôle postural

Introduction

En station orthostatique, le pied est le segment anatomique à l'interface avec le sol, participant aux mécanismes de contrôle et de régulation de la posture (*Kavounoudias et al., 1999*). Cette capacité résulte de la coordination entre un système moteur, qui contrôle l'activité musculaire, et un système tactile qui informe en permanence le SNC des contraintes s'exerçant à la surface de la peau. Les afférences cutanées plantaires transmettent des données spatiales et temporelles concernant les variations de pression exercées au niveau de la plante des pieds (*Vallbo et Johansson, 1984 ; Kavounoudias et al., 1999*). En réaction à cette perception sensorielle, l'action des muscles plantaires va permettre d'initier une réaction posturale correctrice (*Saeki et al., 2015 ; Tortolero et al., 2007 ; Tosovic et al., 2012*). Le pied contribue ainsi à la stabilisation de l'individu dont l'équilibre orthostatique dépend mécaniquement du couple gravifique produit par les forces de gravité et de réaction du sol, au sein d'un environnement changeant et contraignant.

Les objectifs de ce chapitre sont doubles :

- i. Résumer les évidences qui supportent le rôle fonctionnel du feedback tactile et musculaire de la plante du pied nécessaire au maintien de la station debout, et envisager de façon précise les effets du vieillissement ou de la maladie sur ce feedback sensoriel.
- ii. Examiner les différentes possibilités de stimulation des mécanorécepteurs cutanés de la plante du pied, et objectiver les effets de ces stimulations spécifiques sur les paramètres stabilométriques du contrôle postural.

Afin de répondre à ces objectifs, deux revues complètes de la littérature sont présentées successivement sous la forme de deux articles tel qu'ils ont été acceptés pour publications.

Article 1: [Viseux FJF](#). *The sensory role of the sole of the foot: review and update on clinical perspectives. Neurophysiol Clin. 2020; 50(1): 55-68.*

Article 2: [Viseux F](#), Lemaire A, Barbier F, Charpentier P, Leteneur S, Villeneuve P. *How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary. Neurophysiol Clin. 2019; 49(3): 263-268.*

ARTICLE 1

The sensory role of the sole of the foot: review and update on clinical perspectives

Viseux FJF



<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32007381/>

Summary

The feet constitute an important sensory structure in the mechanisms of postural control. As a direct and often only interface between the body and the ground, the feet allow us to sense and interact with our environment. Sensory information provided by muscle and cutaneous afferents in the foot contribute to our ability to stand upright, and postural sway is necessary to detect both position and motion of the body in space. A decline in foot sole skin sensitivity occurs naturally with aging and as a result of neurological disorders, including different peripheral neuropathies, the commonest etiologies of which are diabetes mellitus or effects of chemotherapy. This decline in sensitivity is frequently associated with poorer postural control and increased risk of falls in these populations. The purpose of this comprehensive review is to summarize the evidence that supports a functional role of foot sole sensory tactile and muscular feedback in standing balance, and the postural consequences when this feedback is impaired with aging or disease. This brings new clinical perspectives on the development of intervention strategies to improve the quality of foot sole cutaneous feedback. It also seems to be a promising approach in the management of patients with balance disorders, with specific chronic pain syndromes, with neurologic diseases or those at risk of falling.

Introduction

Human postural control is a complex process involving sensory inputs from visual, vestibular, proprioceptors and tactile receptors. It may be defined as the act of achieving, maintaining or restoring a state of balance during any posture or activity (*Pollock et al., 2000*), and depends on a combination of both passive and active mechanical controls (*Winter et al., 1998*). Passive control refers to the stiffness and kinematic proprieties of the joints, as well as the effect exerted on them by gravity. Active control is characterized by neural regulation of skeletal muscles responsible for sway detection and postural correction (*Bauby and Kuo, 2000; Qu et Nussbaum, 2009*). Postural instability seems to require a high hierarchical level of posture control and activation of different brain areas (*Rizzolatti and Luppino, 2001*). A facilitatory effect of postural instability on corticospinal pathways has been observed (*Solopova et al., 2003*) and could depend on the existing level of background motor activity (*Lavoie et al., 1995*). In addition, sensory transmission facilitation may occur depending on the motor task (*Bolton et al., 2011; Mouchnino et al., 2015*), and could play a critical role for feedforward mechanisms (*Mouchnino et al., 2015*). Automatic processes including sensory interaction (i.e., proprioceptive and tactile) and cutaneous reflexes contribute to control of posture (*Kavounoudias et al., 2001; Takakusaki, 2017*). Unavailable or disrupted signals from one or more sensors may result in a decrease in postural stability. When balance is disturbed, a postural adjustment by a series of cutaneous postural reflexes can be initiated by cutaneous mechanoreceptors (*Black et al., 1983; Manchester et al., 1989; Nashner et al., 1979*).

It is clear that the feet constitute an important sensory structure in the mechanisms of postural control. As a direct and often unique interface between the body and the ground (*Kavounoudias et al., 1999*), the feet allow us to sense and interact with our environment. This ability results from the coordination between the motor system, which controls muscular activity and pressure exerted by the feet, and the somatosensory afferent system. Somatosensory feedback arises from a variety of sources, most notably the cutaneous mechanoreceptors in the skin, and muscle spindle endings found within most skeletal muscles that together provide tactile and proprioceptive feedback. Plantar cutaneous afferents transmit spatial and temporal feedback concerning the pressure variations and skin stretch exerted on the soles of the feet (*Kavounoudias et al., 1999; Vallbo et Johansson, 1984*). In response to this sensory feedback, corrective postural reactions are evoked by postural muscles (*Saeki et al., 2015; Tortolero et al., 2008; Tosovic et al., 2012*). The feet thus contribute to the upright stance in response to gravitational and ground reaction forces. The purpose of this comprehensive review is to

summarize the evidence that supports a functional role of foot sole sensory tactile and muscular feedback in standing balance and the postural consequence when this feedback is impaired with aging or disease. Decline in foot sole skin sensitivity occurs naturally with aging (*Perry et al., 2006; Peters et al., 2016*) and as a result of neurological disorders, including different peripheral neuropathies (PN) (*Peters et al., 2016; Prätorius et al., 2003; Uccioli et al., 1995*). This decline in sensitivity is associated with poorer postural control (*Manor et Li, 2009; Siragy et Nantel, 2018*) and increased risk of falls in these populations (*Kerr et al., 2010; Latt et al., 2009; Prätorius et al., 2003; Uccioli et al., 1995*). Although PN may result from different etiologies such as traumatic injuries, infections, inflammatory and dysimmune processes, metabolic problems, inherited causes and exposure to toxins, PN related to diabetes mellitus and to chemotherapy are the most prevalent; as such, they will be particularly detailed later in this paper. The purpose of this review is first to describe the important relationship between the foot sole as a sensory structure and balance maintenance; secondly, to show how this sensory structure may be altered by aging or diseases. This review mostly concerns the peripheral processes of the foot sensory system, by highlighting the role of cutaneous and muscle receptors of the foot. Neural mechanisms involved in the sensory processes to maintain balance are not described here. For additional reviews on cutaneous and muscle spindle feedback the author recommends the following works: *Strzalkowski et al., (2018), Proske and Gandevia (2012)* and *Macefield and Knellwolf, (2018)*. This review aims to provide scientific support for new clinical perspectives concerning the foot sole as a sensory structure and emphasizes how several intervention programs aimed at stimulating the foot sole can improve standing balance.

The foot sole as a sensory structure

Sensory information provided by muscle and cutaneous afferents in the foot (*Macefield et al., 1989*) contribute to our ability to stand upright. The intrinsic muscles of the foot and the glabrous skin of the sole are supplied by the tibial nerve. The tibial nerve is a mixed nerve that extends from the arcade of the soleus muscle to the calcaneal canal as it travels along the posteromedial aspect of the ankle. Distally, it bifurcates into the lateral plantar nerve and medial plantar nerve which supply the majority of the cutaneous innervation of the plantar surface of the foot. Tibial nerve efferents also provide extensive motor innervation for the foot. This innervation contributes to movement of all toes, excluding extension, as well as assisting with maintenance of the longitudinal arches of the foot (*Knellwolf et al., 2018*).

Muscular afferents

Muscle spindles are mechanosensory endings found within skeletal muscles. They are sensitive to muscle stretch as well as the rate of stretch and encode joint angular position and the velocity of movement (*Proske and Gandevia, 2012*). Primary spindle fibers convey feedback about the velocity of muscle length changes using large diameter type Ia sensory neurons, whereas secondary fibers provide information about static muscle length using smaller type II neurons (*Macefield and Knellwolf, 2018*). By providing proprioceptive feedback of muscle length, muscle spindles located in the intrinsic muscles of the foot contribute to control of upright stance (*Macefield and Knellwolf, 2018*). The role of the medial arch has been suggested to be important for maintaining posture when performing standing balance (*Kelly et al., 2012*). EMG responses in tibialis anterior and gastrocnemius have been reported during manipulations of the digits and metatarsals, arguing that sensory input from the foot can trigger responses in muscles acting about the ankle (*Wright et al., 2012*). This could relate to the function of the intrinsic muscles as toe-flexors (*Ferrari et al., 2018*), and muscle spindles within these muscles would be able to report the position of the body over the base of support. The majority of these spindle afferents are silent in the natural resting position (*Knellwolf et al., 2018*) but during standing, spindles display a tonic discharge and respond to transient perturbations in position (*Knellwolf et al., 2018; Schieppati et al., 1995*).

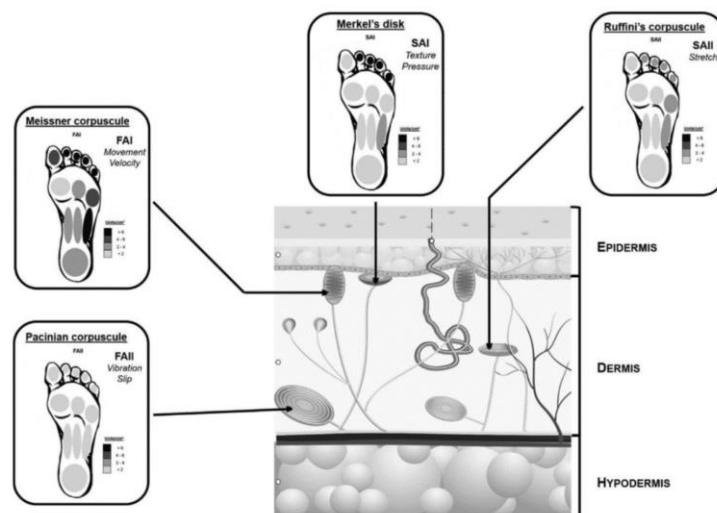


Figure 1: Organisation of cutaneous mechanoreceptors from the foot sole (Adapted with permission from *Strzalkowski et al., 2018*). Four classes of cutaneous mechanoreceptors are distributed in the depths of the glabrous skin of the foot sole. They inform the central nervous system via large diameter A β myelinated afferents. Representation of proximal-distal gradient and medial-lateral gradient in innervation density (Units/cm²), of each afferent type across the foot. Greater innervation density are in Black and lower innervation density are in Light grey. FAI, fast-adapting type I; FAII, fast-adapting type II; SAI, Slowly adapting type I; SAII, Slowly adapting type II.

Recruitment of sensory afferents is a specific coding mechanism within the somatosensory nervous system; increase in the number of active muscle spindles endings seems to constitute an important source of sensory feedback from the foot (*Knellwolf et al., 2018*). In this context, muscle spindles in the intrinsic foot muscles provide useful proprioceptive feedback that play a role in the control of natural upright stance (*Knellwolf et al., 2019*).

Cutaneous afferents

Cutaneous sensitivity characterizes a set of perceived sensations following tactile stimuli such as pressure, stretch, or vibration experience by the skin (*Kavounoudias et al., 1998, 1999; Vedel and Roll, 1982*). Specialized foot sole cutaneous mechanoreceptors (*Abraira and Ginty, 2013; Collins et al., 2005; Kennedy et Inglis, 2002; Lowrey et al., 2010*), transduce these mechanical forces to the central nervous system (CNS) in the form of action potentials. The quality of this feedback depends on the biomechanical properties of the mechanoreceptors and tissue in which they reside. In the context of standing balance, tactile information arises from foot sole skin deformations induced by contact between the foot and the ground. The combination of cutaneous mechanoreceptors and sensory afferents constitute the fundamental functional unit for the transduction and transmission of tactile information to the CNS. The development of microneurography has allowed detailed analyses of the different mechanoreceptive afferents from the skin and muscles (*Knellwolf et al., 2018; Macefield, 2005*). From a morphological point of view, cutaneous receptors consist of free or encapsulated nerve endings of first-order sensory neurons (*McGlone and Reilly, 2010*). There are four subtypes of cutaneous mechanoreceptors (Figure 1). Ruffini endings and Merkel discs maintain their firing for a longer duration during indentation; their afferents are classified as slowly adapting (SA). In contrast, Pacinian corpuscles and Meissner's corpuscles rapidly discontinue firing after the initial contact, and their afferents are classified as fast adapting (FA) (*Knibestöl and Vallbo, 1970; Macefield, 2005; McGlone et Reilly, 2010*). Cutaneous afferents are further subdivided by receptive field characteristics. Type I afferents have small receptive fields with well demarcated borders. Type II afferents have large receptive fields with diffuse borders (*Kennedy and Inglis, 2002; Pruszynski and Johansson, 2014; Vallbo and Johansson, 1984*). Afferents innervating Merkel discs and Meissner's corpuscles are classified as Type I, while afferents innervating Ruffini endings and Pacinian corpuscles are classified as Type II. Merkel discs (SA I) and Meissner's corpuscles (FA I) are the most superficial and are located at the level of the dermal-epidermal junction, while Pacinian corpuscles (FA II) and Ruffini endings (SA II)

are located deeper within the skin (*Iggo and Ogawa, 1977; Johnson, 2001*) (Figure 1). Each class of cutaneous afferent is sensitive and responds to specific mechanical deformations of the skin (*Strzalkowski et al., 2015; 2017*). When vibration, pressure or stretch is applied to the skin, the skin receptors produce a generating potential by ion channel opening and membrane depolarization. If the generating potential reaches the excitation threshold, it triggers one or more action potentials or impulses that then propagate along the axon to the CNS (*Roudaut et al., 2012*). FA afferents provide information about changes in the pressure distribution exerted on the foot skin (*Kavounoudias et al., 1999*). FA type I afferents generally provide information about shear forces tangential to the skin or information about normal contact to the skin. They can also be activated by joint movements that induce skin stretch or compression when their receptive field is situated close to that joint (*Edin and Abbs, 1991; Edin, 2001*) and FA type II afferents predominantly code skin stretch over compression (*Aimonetti et al., 2007; 2012*). Stretch and compression of skin seems to be important for kinesthesia (*Lowrey et al., 2010*).

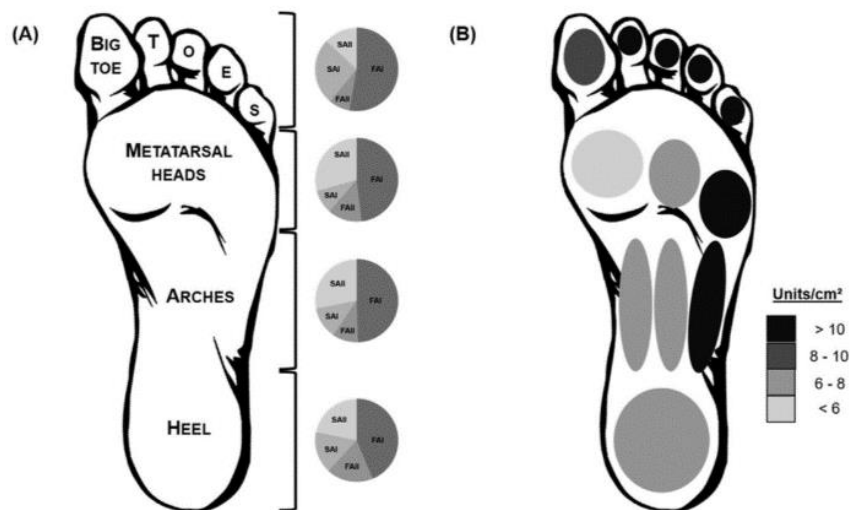


Figure 2: Distribution and innervation density estimate of cutaneous afferents across the foot sole (Adapted with permission from *Strzalkowski et al., 2018*). According to *Strzalkowski et al., (2018)*, the distribution of foot sole cutaneous afferents increases from the heel to the toes, and from the medial to the lateral aspects, driven primarily by type FAI afferents. (A) Pie chart illustrates the percentage distribution of each afferent type at the toes, metatarsal heads, arches, and heel. (B) Representation of proximal-distal gradient and medial-lateral gradient in innervation density, with greater innervation density (black) in the toes and in the lateral region, and lower innervation (Light grey) in the heel and in the medial region, FAI, fast-adapting type I; FAII, fast-adapting type II; SAI, Slowly adapting type I; SAI, Slowly adapting type II.

Since FA receptors are sensitive to dynamic deformation of the skin (*Johansson and Vallbo, 1979*), they are thought to play a dynamic role in balance control and stability. By providing spatial information about the pressure distribution between the feet and the ground (*Kavounoudias et al., 1998; Nardone et al., 2000; Perry et al., 2000*), SA afferents are therefore

particularly sensitive to static mechanical pressure stimuli (*Iggo and Muir, 1969; Johnson, 2001*). They are thought to provide a tonic response in relation to the position of the body over the feet. However, they also provide dynamic cues.

Foot sole innervation characteristics

Recently, Strzalkowski et al (*2018*) combined published (*Fallon et al., 2005; Kennedy and Inglis, 2002; Lowrey et al., 2010; Strzalkowski et al., 2015*) and unpublished microneurography tibial nerve recordings to investigate cutaneous afferent firing threshold and distribution across the foot sole. A total of 364 foot sole cutaneous mechanoreceptors were identified in this study. This sample consisted of 63 slow adapting type I (17%), 74 slow adapting type II (20%), 184 fast adapting type I (51%), and 43 fast adapting type II (12%). Across the foot sole, FA afferents consistently have lower firing thresholds than SA afferents (foot median: FAI 0.69g, FA II 0.5g, SA I 1.74g, and SA II 10.0g) (*Strzalkowski et al., 2017*). Threshold afferents from the foot are higher than those in the hand (hand median: FAI 0.06g, FA II 0.05g, SAI 0.13g, and SA II 0.76g) (*Johansson, 1978; Johansson and Vallbo, 1979*) and may reflect their tuning to the high forces of standing balance. Strzalkowski et al. (*2018*) found the distribution of foot sole cutaneous afferents to increase from the heel to the toes, and from the medial to lateral aspects, driven primarily by type I afferents (Figure 2). The distribution of cutaneous afferents across the foot sole could indicate areas of relative tactile importance (Figure 1). It may be that type I afferent feedback from the toes and lateral border play a particularly important role in the control of standing balance (Figure 2). With high receptor populations, the toes are identified as important sensory locations with populations able to delineate the physical limits of the base of support, evoking appropriate postural responses (*Wright et al., 2012*). The toes dictate the anterior limit of the base of support (*Strzalkowski et al., 2018; Wright et al., 2012*). Through toe muscle activation, it is possible to control the movement of the centre of pressure (CoP) in the sagittal plane within the confines of the base of support (*Okay and Kohn, 2015; Tortolero et al., 2008*). In the same way, the lateral borders of both feet define the boundary of the base of support in the frontal plane. When the centre of mass (CoM) moves beyond the lateral limit of the base of support, a stepping reaction can occur to prevent a fall (*McIlroy and Maki, 1996*). Since FAI afferents have strong synaptic coupling to lower (*Fallon et al., 2005*) and to upper (*Bent and Lowrey, 2013*) limb motor neurons, their relatively large density in the toes and lateral foot sole border (*Strzalkowski et al., 2018*) (figure 2) may help facilitate reflexive loops important in balance control. In fact, increasing cutaneous feedback from the foot sole border

(Perry *et al.*, 2008) or from the toes (Viseux *et al.*, 2018, 2019) has been shown to change balance ability in different categories of people.

Cutaneous reflexes

Cutaneous reflexes in lower limb muscles play an important role in posture (Day and Cole, 2002; Grüneberg *et al.*, 2005). Several studies provide evidence of underlying reflexes arising from cutaneous afferents in humans from the sole of the foot. Afferents from mechanoreceptors in the foot sole have multi-synaptic reflex connections with the neuron pools innervating the muscles that act at the ankle (Aniss *et al.*, 1992; Fallon *et al.*, 2005). Cutaneous afferents from different nerves enter spinal cord through dorsal horn, converge and synapse on a common spinal interneuron to modulate excitability and produce excitation and inhibition in functionally related groups of motoneurons (Nakajima *et al.*, 2014). Non-noxious electrical stimulation of cutaneous afferents from the foot, innervated by the sural or tibial nerve, evoked a sequence of waves with onset latencies as early as 40 ms and lasting up to 200 ms (Aniss *et al.*, 1992) that produced complex excitatory and inhibitory effects of muscles acting about the ankle (Aniss *et al.*, 1992; Fallon *et al.*, 2005; Zehr *et al.*, 2001). For example, a short latency inhibitory pathway from plantar cutaneous afferents to ankle extensors following mild stimulation to the tibial nerve is enabled in subjects when the foot sole makes contact with a surface (Abbruzzese *et al.*, 1996). Excitation of cutaneous afferents arising from the foot sole induces long-lasting facilitation of the ipsilateral extensor motoneurons (Fallon *et al.*, 2005) and induces crossed inhibitory postsynaptic potentials in the knee and ankle extensors (Edgley and Aggelopoulos, 2006). These effects may be related to (i) the action of plantar cutaneous afferents on the presynaptic inhibition acting on Ia afferent terminals (Iles, 1996), (ii) their interaction with the reciprocal innervation (Rossi and Mazzocchio, 1988), and (iii) their actions on Ib inhibitory pathways (Pierrot-Deseiligny *et al.*, 1981, 1982).

In addition, plantar foot reflexes innervating lower leg muscles appear to be organized in a highly location-specific manner in humans (Fallon *et al.*, 2005; Nakajima *et al.*, 2006; Zehr *et al.*, 1997, 1998) and the magnitude of these cutaneous reflexes is strongly altered depending on the posture (Abbruzzese *et al.*, 1996; Burke *et al.*, 1991; Komiyama *et al.*, 2000). Gradual changes in the magnitude and reversal of the reflex sign occurred when the locus of the stimulation systematically moved from the toe to heel. For the soleus and the tibialis anterior, there appears to be a boundary at approximately the mid-lateral plantar region of the foot, in which the sign of the reflex is switched to the opposite direction (Nakajima *et al.*, 2006).

Forefoot stimulation produced inhibitory responses in the soleus and medial gastrocnemius, but excitatory responses in tibialis anterior muscles. Following heel stimulation, an opposite effect was evoked (*Nakajima et al., 2006*). Systemic stimulations from the fifth toe to the heel on the lateral margin of the plantar foot demonstrated that the border of this soleus and tibialis anterior reflex reversal occurred roughly around the middle of the foot sole, providing greater resolution in the fine sculpting of motor output than previously revealed by sural or tibial nerve stimulation. A functional organization of excitatory and inhibitory cutaneous reflexes in the tibialis anterior and soleus by non-painful electrical stimulation to the plantar foot was demonstrated during voluntary contraction (*Sonnenborg et al., 2000*). In addition, the middle latency component of cutaneous reflexes in lower leg muscles was significantly larger when the reflex was recorded during voluntary contraction of the muscle rather than when the muscle was posturally active (*Gibbs et al., 1995*). It was also observed that stimulation at the lateral forefoot and heel evoked excitatory responses in peroneus longus but following medial forefoot stimulation an inhibitory response was evoked (*Nakajima et al., 2006, 2009*). It was suggested that tactile stimulation mimics a destabilization of posture and thus modulates peroneus longus responses to counteract uneven terrain through stabilization of the ankle joint (*Nakajima et al., 2006, 2009*). Finally, when these muscles are active in standing, cutaneous feedback may play a role in modulating motoneuron output and thereby contribute to stabilization of stance (*Aniss et al., 1992*).

Sensory contributions of the foot sole: a proprioceptive and tactile interaction

Sensory feedback from the foot sole is important for perceiving changes to body orientation (*Kavounoudias et al., 2001*), and to regulate postural sway (*McKeon and Hertel, 2007; Nurse and Nigg, 2001; Wu and Ching, 1997; Zhang and Li, 2013*). The spatial coding of body verticality by plantar inputs results from the ever-changing contrast between the pressures exerted on different parts of one foot or between the two feet (*Kavounoudias et al., 1999; Roll et al., 2002*). Cutaneous afferents from the foot are encoded in a pressure scale and decoded as spatially relevant cues about body orientation (*Roll et al., 2002*). Change in skin pressure under the sole could inform how the foot is in contact with the ground and subsequently how far the body position has to be adjusted (*Roll et al., 2002*). Cutaneous mechanoreceptors feedback supply information about surface contact pressure and help sense continuous changes of posture (*Mohapatra et al., 2014*). Cutaneous mechanoreceptors may be functionally involved in

exteroceptive (*Maurer et al., 2001*) and proprioceptive processing by informing the central nervous system (CNS) about body position and support state (*Roll et al., 2002*).

Ankle proprioceptive feedback also provides sensitive means for detecting postural sway while standing (*Fitzpatrick and McCloskey, 1994; Fitzpatrick et al., 1994*), and there is strong evidence supporting the contribution of both cutaneous (*Aimonetti et al., 2007; Lowrey et al., 2010; Mildren and Bent, 2016*) and spindle (*Albert et al., 2006*) cues to the awareness of ankle position and movement. Information from the skin surrounding the ankle is necessary for kinesthetic tasks at the ankle joint, in both dorsi- and plantarflexion angles (*Lowrey et al., 2010*). Furthermore, a transient reduction in skin sensitivity on the foot dorsum and anterior lower leg in healthy young adults has been shown to impair passive joint position sense (*Lowrey et al., 2010*) and alter lower limb kinematics during gait (*Howe et al., 2015*). In the same way, Mildren and Bent (*2016*) showed that cutaneous input from the foot generated by both low and high frequency vibration could influence proprioception at the ankle joint, and that this influence was modulated by ankle joint angle. These results emphasized robust interactions between FA cutaneous input (*Mildren and Bent, 2016*) from the foot sole and proprioceptive signals from the ankle (*Lowrey et al., 2010; Mildren and Bent, 2016*). Although the observed effects were small, they had functional significance, and it has been suggested that this similarity facilitates coprocessing (*Aimonetti et al., 2012*), making it likely that muscle and skin information influence each other. Postural responses of both cutaneous and proprioceptive origin were found to be frequency dependent (*Kavounoudias et al., 2001*).

Finally, proprioceptive and tactile feedback might be differentially involved in human postural control according to body or environmental constraints (*Kavounoudias et al., 2001*) and could subserve complementary functions for postural purposes.

Changes with age and disease

Somatosensory information is important to the control of upright standing, and postural sway is necessary to detect both position and motion of the body in space. The relatively small body movements during quiet standing are sufficient to stimulate the various sensory receptors, especially plantar cutaneous mechanoreceptors, which constitute the direct interface between the body and the ground. Studies have found changes in receptor morphology (reduction in receptor density and elasticity) or physiology (slower nerve conduction) with age or disease. A decline in foot sole skin sensitivity occurs naturally with aging (*Perry et al., 2008; Peters et al., 2016*) and as a result of neurological disorders, including different peripheral neuropathy

(Peters *et al.*, 2016; Prätorius *et al.*, 2003; Uccioli *et al.*, 1995). This decline in sensitivity is associated with poorer postural control (Manor and Li, 2009; Siragy and Nantel, 2018) and an increased risk of falls in these populations (Kerr *et al.*, 2010; Latt *et al.*, 2009; Prätorius *et al.*, 2003; Uccioli *et al.*, 1995).

Aging

Accurate detection and integration of somatosensory information from the feet is important for balance control (Bronstein, 2016), and degeneration of peripheral sensory receptors, can lead to a diminished capacity to detect information from the soles of the feet during interactions with the external environment (Inglis *et al.*, 1994; Perry, 2006). Normal aging leads to changes in mechanical properties of the skin, as well as cutaneous receptor density, morphology and physiology. Age-related sensory deterioration of cutaneous afferents has been hypothesized as contributing to the increased risk of falling (Inglis *et al.*, 1994; Richardson, 2002) as well as gait and balance disorders (Duncan *et al.*, 1992; Lord *et al.*, 1991; Melzer *et al.*, 2004). FA receptors exhibit structural modifications and are reduced in number with aging (Bolton *et al.*, 1966; Cauna and Mannan, 1958; Gescheider *et al.*, 1994; Schimrigk and Rüttinger, 1980; Stevens and Patterson, 1995). Several studies have compared sensory threshold testing in young and elderly groups of healthy subjects. Elderly feet were significantly less sensitive to mechanical stimuli (tactile and vibration) than the young (Kenshalo, 1986; Mildren *et al.*, 2017). Tactile thresholds in the elderly are significantly increased (Thornburry and Mistretta, 1981). This is possibly due to a decrease in the density and distribution of Pacinian and Meissner corpuscles and Merkel's discs in the skin causing decreased spatial acuity (Bolton *et al.*, 1966; Gescheider *et al.*, 1994; Schimrigk and Rüttinger, 1980; Stevens and Patterson, 1995). This decrease in the density and distribution of cutaneous mechanoreceptors has been associated clinically with declines in vibration perception or touch thresholds (Bolton *et al.*, 1966; Mildren *et al.*, 2017), especially in the great toe (Bolton *et al.*, 1966). Meissner's corpuscles of the plantar surface of the big toe of 30 persons were investigated histologically with respect to age (Schimrigk and Rüttinger, 1980). The number of corpuscles decreases exponentially with increasing age. During the first decades of life the corpuscles exhibit a steady lateral and longitudinal growth, whereas at an advanced age an atrophy of Meissner's corpuscles occurs. In spite of considerable individual variations, a distinct dependency on age can be noticed. The deterioration of acuity in the great toe (averaging 400% between youth and advanced age) may adversely affect such diverse activities as maintaining balance (Stevens and

Choo, 1996). This degradation of tactile acuity in the plantar aspect of the toe was significantly greater in fallers than in non-fallers (*Melzer et al., 2004*).

Several studies have highlighted age-related changes in large fiber structure and decline in sensory nerve conduction velocity (*Bouche et al., 1993; Verdu et al., 2000*). There is a decline in sensory nerve conduction velocity and in the amplitude of the sensory action potential with age (*Rivner et al., 2001*). Electrophysiological studies showed that sensory fibers are affected prior to motor fibers with aging (*Bouche et al., 1993*). Sensory nerve conduction velocities and response amplitudes peaked at age 40 years and subsequently declined (*Bouche et al., 1993*). *Rivner et al. (2001)* found strong correlation of ageing with amplitude of the sensory action potential and a small but definite negative relation between age and sensory nerve conduction velocity. For example, the sensory response from the sural nerve was absent in 23% of subjects between the ages of 70 and 79 years and in 40% over the age of 80 years (*Rivner et al., 2001*). It has been speculated that age-related changes in myelination may cause decreased nerved conduction velocity. Thus, the longer conduction distances to the feet would induce greater vibrotactile sense dysfunction and higher thresholds (*Kenshalo, 1986*).

There are well-documented age-related changes in postural stability as measured via quiet standing on a force plate, including increased sway amplitude, centre of pressure velocity, and whole-body acceleration (*Kouzaki and Shinohara, 2010; Masani et al., 2007*). Sensory impairment (i.e., vibration sense, discriminative touch, or sensory nerve conduction velocity) in older adults is associated with functional decline and fall risk (*Kaye et al., 1994*). Peripheral sensation seems to be the single most important factor in maintenance of static postural stability in an older adult population (*Lord et al., 1991*) and reduced foot tactile sense in the elderly contributes to postural instability along with deprivation of feedback (*Tanaka et al., 1996a, 1996b*). *Endo et al. (2002)*, reported a strong correlation between force plate measures of toe plantar flexor strength and the anterior limit of the functional base of support. Toe muscle function may play a particularly important role in the maintenance of balance in older people. *Tanaka et al. (1996a, 1996b)* have shown that when standing, older people exert greater pressure with their toes than younger people, possibly in an attempt to intensify sensory information to maintain balance in the setting of reduced muscle and cutaneous information (*Tanaka et al., 1996a*).

In this context, vibratory perception threshold testing may provide a sensitive measure to detect the onset of age-related plantar insensitivity (*Perry, 2006*). Discriminative touch (i.e., 2-point sensation) of the feet should be considered when screening for distal sensory impairments in older adults (*Perry, 2006; Verrillo et al., 2002*) and could have a clinically relevant role as an

assessment measure in aging. Although peripheral sensory loss is generally irreversible, there is emerging evidence that augmenting tactile sensory information from the sole of the foot using insoles with raised projections (*Maki et al., 1999*) or vibrating pads (*Priplata et al., 2003*) may improve balance in older people. Foot characteristics, particularly tactile sensitivity and toe strength (*Menz et al., 2005*), are important determinants of balance and functional ability in older people. Intervention studies to reduce risk of falling may possibly benefit from augmenting sensory information from the foot.

Peripheral neuropathy

Peripheral neuropathy (PN) is a complex disorder that arises from damage to peripheral nerves. PN can arise due to a variety of conditions, and the most common of which are diabetes mellitus (*Mold et al., 2004*) or effects of chemotherapy (*Chaudhry et al., 1994*). Peripheral nerve damage is characterized by abnormal conduction velocities and amplitudes (*Azhary et al., 2010*) that typically progress in a distal to proximal manner (*Boulton et al., 2004*). Most cases of PN do involve pathology in the smaller sensory fibers such as A β , A δ and unmyelinated C-fibers that transmit cutaneous sensations like touch, vibration and temperature (*Talbot and Couture, 2012*). Patients with PN describe several sensations such burning, tingling, hyperalgesia or allodynia, and loss of tactile sensation, proprioception, and thermal sensitivity (*Azhary et al., 2010*). In this context, PN frequently results in specific functional impairment, such as loss of balance and with marked increase in risk of falling (*Cavanagh et al., 1992; Stolze et al., 2004*).

Diabetes

Peripheral neuropathy is a pathology that affects sensory and / or motor nerves and degrades perception and action abilities (*Richardson and Hurvitz, 1995*). The most common cause of these neuropathies is diabetes (*Vinik and Mehrabyan, 2004*). Diabetic peripheral neuropathy (DPN) is the result of a number of disturbances in the peripheral nervous system as a consequence of hyperglycemia (*Thomas, 1997*). Rapidly reversible abnormalities of nerve conduction may occur in patients with recent transiently poorly controlled diabetes and may be accompanied by uncomfortable distal sensory symptoms (*Boulton and Malik, 1998; Thomas, 1997*). Duration and severity of exposure to hyperglycemia are related to the severity of neuropathy (*Partanen et al., 1995; Sorensen et al., 2002*). The most common clinical presentation of DPN is sensorimotor neuropathy (*Oyibo et al., 2002*). DPN involves either or

both small and large nerve fibers in limbs in a length-dependent pattern (*Vinik and Mehrabyan, 2004*). Small nerve fiber injuries classically occur earlier (*Malik et al., 2005*) than large ones (*Ziegler et al., 1991*). Nevertheless, plantar vibration sense and/or distal tendon reflexes are also altered very early in the course of DPN (*Myers et Peltier, 2013; Ziegler et al., 1991*), but these correspond to dysfunction in large diameter fibers. Although the pathophysiology of DPN remains unclear, peripheral mechanisms have been suggested, such as neural ion channels (Na⁺ and Ca²⁺), abnormal glycemic flux-related damage to the spinal cord, and central mechanisms, such as impaired central pain processing secondary to functional and structural brain remodeling (*Selvarajah et al., 2014*).

Degradation of the somatosensory system occurs with DPN and can be determined by nerve conduction velocity and perception thresholds of different modalities such as pressure or vibration (*Boulton et al., 2004; Richardson and Hurvitz, 1995*). Typical symptoms of DPN are symmetric numbness, paresthesia, or pain in the distal lower limbs involving more than a single nerve distribution, which progresses in a centripetal direction (*Tesfaye et al., 2010*). Symmetrical sensory loss (“stocking or glove sensory loss”) in the feet above the ankles is evident on clinical examination. The ankle and Achilles reflexes are usually reduced or absent, which can result in foot abnormalities. These symptoms collectively result in disturbed proprioception and abnormal muscle sensory function. Increased vibration and thermal thresholds occur early during the course of the disease in both patients with type 1 and type 2 diabetes (*Ziegler et al., 1991*). However, DPN symptoms may develop much earlier in the course of type 1 than in type 2 (*Partanen et al., 1995*), suggesting a difference in the natural history or different mechanisms of nerve injury in DPN between diabetes types: predominant involvement of small nerve fibers in patients with type 2 versus large myelinated fibers in patients with type 1 diabetes, respectively, even in those with a similar severity of neuropathy (*Myers and Peltier, 2013*). Consequently, the degradation of the somatosensory system, including decrease in nerve conduction velocity and sensory threshold, patients with peripheral neuropathy have balance disorders (*Herrera-Rangel et al., 2014*). The pathological findings of DPN are axonal loss, axonal regeneration, and demyelination in some patients (*Dyck et al., 1986*). The nerve conduction study is a reliable and objective diagnostic method to evaluate the DPN (*England et al., 2005*). It is used to measure the speed of both motor and sensory conduction, amplitude, distal latency, distance, F wave latency, and other factors (*Dyck et al., 1997*). More precisely, several studies using electromyography (*Nardone et al., 2000; Nardone and Schieppati, 2004; Nardone et al., 2006*) showed that decreased nerve conduction velocity associated with loss of sensory feedback may delay the onset of postural corrections in response

to environmental disturbances (*Herrera-Rangel et al., 2014; Horak et al., 1990*). In addition, Nardone and Schieppati (*2004*) established correlation between postural oscillations and nerve conduction velocity in diabetic patients with both Ia and II fiber neuropathy. There was a significant relationship between postural instability and type II fiber involvement (*Nardone et al., 2006*). In the same way, a decrease in sensory thresholds (*Bergin et al., 1995*) could induce postural instability (*Bergin et al., 1995; Cavanagh et al., 1992*). It would appear that loss of information from the CoP position is the most important parameter for postural control (*Horak et al., 2002*). From a clinical point of view, quantitative sensory testing (QST) represents a quantitative method usually graded using a continuous numerical scale to detect the threshold of thermal perception (cold or warm), vibration perception, current perception, pressure pain and sudomotor function (*Casellini et al., 2013; Dyck et al., 1986*). Vibration thresholds are particularly sensitive to detect mild or subclinical neuropathy and correlate well with other QST measures (*Boulton et al., 2004*). The QST is probably effective for documenting sensory abnormalities and changes in sensory thresholds during longitudinal evaluation of patients with DPN. This should be complementary to thorough clinical assessment (*Dyck et al., 1997*).

Chemotherapy

Chemotherapy, such as taxanes or oxaliplatin, is often used to treat different types of cancer (*Montfort et al., 2019*). One of the most important side effects of chemotherapy is painful peripheral neuropathy (*Chaudhry et al., 1994; Dougherty et al., 2004; Wampler et al., 2006*) with decreased sensory nerve action potential amplitudes on electrodiagnostic testing (*Chaudhry et al., 1994*), increased vibration thresholds, dysesthesias and paresthesia in a glove and stocking distribution (*Chaudhry et al., 1994; Forsyth et al., 1997*). Peripheral neuropathy following chemotherapy correlates with a loss of proprioception and is associated with postural instability (*Horak et al., 2002; Nardone et al., 2006*) and higher risk of falls (*Richardson and Hurvitz, 1995; Stubblefield et al., 2009; Tofthagen et al., 2012*), and can have a significant impact on physical function. Taxanes among other chemotherapeutic agents are well known to cause selective injuries to the peripheral nervous system, notably inflammation in the dorsal root ganglion and peripheral nerves involved in processing somatosensory information (*Mantyh, 2006*). Large myelinated afferent fibers such as Ia fibers are injured by these neurotoxic agents (*Mantyh, 2006*) and may be responsible for balance disorders (*Wampler et al., 2006*). Neuropathy-induced loss of somatosensory information and processing leads to postural instability (*Bonnet and Ray, 2011*). In this context, CoP parameters were significantly

higher for patients with breast cancer compared with healthy controls (*Taube et al., 2008; Wampler et al., 2006*). These balance disorders tend to progress with cumulative chemotherapy and may be partially explained by somatosensory change, notably on the soles of the feet (*Komatsu et al., 2019*).

The effect of chemotherapy on patient balance appears to be clinically relevant when compared to balance impairments observed in diabetic patients (*Boucher et al., 1995*) or in elderly adults (*Prieto et al., 1996*). The balance measures provide an objective approach to quantify changes in patient function by assessing postural control. These results support the clinical interest of implementing balance measures during routine oncology clinic flow to longitudinally quantify postural instability in breast cancer patients (*Montfort et al., 2016*).

Clinical interest and interventions

Previous research has provided some evidence that experimental modulation cutaneous information can change postural sway. More precisely, artificially reducing somatosensory information by cooling (*Magnusson et al., 1990*), local anesthetics (*Horak et al., 1990*) or standing on a foam surface (*Patel et al., 2011*) can reduce the reliability of somatosensory information and increase postural sway.

In recent years, studies have demonstrated that additional somatosensory input has positive effects on postural control by using various stimulation methods (*Viseux et al., 2019*). These findings confirm that mechanical stimulation of the plantar sole have an impact on the mechanoreceptors of the feet, and this relevant tactile information helps in upright standing. Nevertheless, the effect of mechanical stimulation on postural control in patients with reduced cutaneous sensory acuity remains unclear.

Previous studies have used mechanical noise to improve standing balance (*Hijmans et al., 2008; Lipsitz et al., 2015; Liu et al., 2002; Priplata et al., 2003; Zwaferink et al., 2020*), movement sensation (*Cordo et al., 1996*) and tactile sensation (*Collins et al., 2003; Wells et al., 2005*) in elderly people (*Lipsitz et al., 2015; Liu et al., 2002; Priplata et al., 2003*), in people with peripheral diabetic neuropathy (*Hijmans et al., 2008; Liu et al., 2002; Priplata et al., 2006; Zwaferink et al., 2020*) or stroke (*Liu et al., 2002; Priplata et al., 2006*). Application of mechanical noise to the feet, administered as random vibrations from specific elements, induces stochastic resonance, which can transform previously unfelt subthreshold stimuli into suprathreshold stimuli that do produce action potentials (*Priplata et al., 2006; Wells et al., 2005*). Mechanical noise improves the vibration perception threshold of the plantar side of the

foot in patients with diabetic neuropathy and may be helpful in preventing foot ulceration in patients with diabetic neuropathy (*Khaodhiar et al., 2003; Zwaferink et al., 2020*).

Another potential aid to improve balance in patients with loss of sensation is application of low-level electrical stimulation (*Najafi et al., 2013, 2017*) under the feet. These authors suggested that daily home use of plantar electrical stimulation was effective to enhance balance (*Thakral et al., 2013*) and plantar sensation, as quantified by significant reduction in vibration perception threshold (*Najafi et al., 2013*).

Considering the sensory deficits presented by subjects with Parkinson's disease, several studies have proposed automated mechanical peripheral stimulation applied under the foot, as a potential rehabilitation strategy (*Kleiner et al., 2015, 2018; Pagnussat et al., 2018; Stocchi et al., 2015*). Mechanical pressure applied, in sequence, under the feet has shown positive effects in terms of improving functional mobility and gait parameters (*Kleiner et al., 2015, 2018; Stocchi et al., 2015*), and postural control (*Prusch et al., 2018*). Low pressure-based stimulation (range of 0.3 – 0.9 N/mm²) applied simultaneously in two target areas (head of the great toe and base of the first metatarsal bone) under both feet (*Prusch et al., 2018*) could improve dynamic balance (*Kleiner et al., 2015; Stocchi et al., 2015*) and spatiotemporal parameters of gait (*Kleiner et al., 2015, 2018; Stocchi et al., 2015*). In the same way, autonomic changes were observed following stimulation of the feet, either using low pressure (0.58 kg/mm²) applied to the tip of the hallux and the lower great toe first metatarsal joint plantar surface (*Barbic et al., 2014*), or vibration (*Strzalkowski et al., 2016*). Autonomic changes resulting in diminished resting blood pressure values may help in controlling orthostatic hypertension, which often is present in patients with Parkinson's disease (*Barbic et al., 2014*). In addition, effective stimulation re-established the capacity to increase cardiac and vascular sympathetic modulation in response to the gravity stimulus and widened the functionality of the arterial baroreceptor mechanism (*Barbic et al., 2014*).

Finally, stimulation of the plantar surface of the foot using vibration could represent an interesting and original way to assist the navigation of people with visual impairment (*Velazquez et al., 2015*). Using vibrating motors, inexpensive and practicable devices have been proposed for stimulating the plantar surface and transmitting tactile information to people with visual impairment (*Velazquez et al., 2015*). Results showed that people were capable of navigating environments using the directions provided by tactile interfaces for the foot (*Velazquez et al., 2015*).

Summary and conclusions

The sole of the foot is an important sensory structure in the control of standing balance. Specialized mechanoreceptors transmit tactile and proprioceptive feedback used by the CNS for reflexive and conscious adjustments to posture. This ability results from the coordination between a tactile system that permanently provides information about sway and weight distribution under the feet, and a motor system that initiates corrective postural reaction controlling muscular activity. Cutaneous receptors and associated afferents constitute the fundamental functional units that enables the transduction and transmission of tactile feedback to the CNS. Providing additional sensory information useful for postural control seems relevant to improve postural stability and balance. Plantar cutaneous inputs enhance the detection and transmission of weakened cutaneous signals and this region appears to be a good candidate for improving the postural stability in older adults or subjects with neurological disorders (*Wang et al., 2016*). In this perspective, several interventions have been proposed and studied in the elderly (*Perry, 2006*) and patients with neurological diseases, such as peripheral neuropathy (*Manor et al., 2009*), Parkinson's disease (*Prätorius et al., 2003*) or multiple sclerosis (*Compston and Coles, 2002*).

The increased distribution of cutaneous afferents in the toes (*Strzalkowski et al., 2018*) may reflect the postural significance of feedback from the toes in the control of standing balance. In addition, the toe plantar flexion muscles contribute to controlling posture. Both amplitude and velocity of postural sway could be controlled by toe plantar flexion muscles (*Saeki et al., 2015*). In fact, the toes play a unique and important role in standing balance (*Okay and Kohn, 2015; Tanaka et al., 1996a, 1996b; Tortolero et al., 2008; Viseux et al., 2018, 2019*). In order to maintain balance, the toes can be flexed and extended to apply pressure to the ground and correct for postural disturbance. During quiet standing, we can frequently feel that the movement of the toes helps in maintaining balance. Additionally, links were found between decreased toe sensitivity and increased body sway during quiet standing (*Tanaka et al., 1996a*). Tanaka et al. (*1996b*) proposed the idea that people with less toe sensitivity might use great toe pressure in order to intensify sensory input from the great toe as well as to maintain balance. In the same way, some authors (*Okay and Kohn, 2015; Tortolero et al., 2008*) showed that the toe muscle stimulation was capable of regulating CoP displacement and this approach may be a good candidate for controlling balance. In these studies, forward movement of the CoP was induced by different intensity of electrical stimulation applied to the toe muscles. Furthermore,

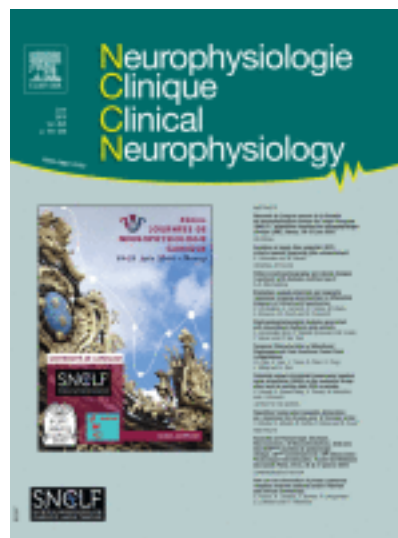
body acceleration could be controlled during quiet standing by regulating the intensity of stimulation applied to the toe muscles (*Tortolero et al., 2008*).

Finally, Viseux et al. (*2018, 2019*) observed that small focal additional thickness placed under the toes has an effect on the CoP measures used to assess postural control during unperturbed stance. A significant change of balance was obtained with the lowest thickness (0.8 mm), even though the contact forces induced by the lowest thickness were probably too small to mechanically stabilize the body. In this context, it was believed that cutaneous mechanoreceptors of the toes were activated by a low focal additional thickness and seem to be consistent with tactile hypothesis of Tortolero et al. (*2008*). Since the foot is the only body part in contact with the surface during quiet standing, it is very likely that toe movements play an important role in balance control (*Saeki et al., 2015; Wright et al., 2012*). The toes provide a stable surface area that remains in contact with the ground and serve to relay relevant sensory information to the central nervous system (*Ku et al., 2012*). It is clear that sensory information from the toes is used to perform postural corrections when balance disturbances occur (*Tortolero et al., 2008*) and their use can improve the feeling of stability (*Abbruzzese et al., 1996; Schieppati et al., 1994; Tortolero et al., 2008*). These findings highlight the important functional role of the foot sole, where tactile feedback from the toes and plantar muscle activity may be more meaningful for the control of standing balance. This comprehensive review advances how the foot sole is viewed as a sensory structure that communicates with the CNS to help us balance and stand up. This brings new clinical perspectives for development of intervention strategies to improve the quality of foot sole cutaneous feedback (i.e. customized postural insoles) and seems to be an interesting and promising approach for the management of patients with balance disorders, with specific chronic pain syndromes, with neurologic diseases or those at risk of falling.

ARTICLE 2

How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary

Viseux F, Lemaire A, Barbier F, Charpentier P, Leteneur S, Villeneuve P



<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30639034/>

Summary

Postural control requires constant and subconscious postural sway to manage balance and achieve postural stability. These movements of regulation are based in particular on cutaneous plantar information. The foot constitutes a functional whole that participates in the mechanisms of postural control and regulation. It represents the direct interface between the body and the ground during quiet standing, and plantar cutaneous information contributes to postural control. Upright balance mechanically depends on the gravitational torque produced by the forces of gravity and reaction of the ground. In this context, the foot behaves like a sensory system for postural regulation whose objective is to maintain a state of stability within a changing and constraining environment. There is a relation between balance improvement and the facilitation of sensory feedback related to the activation of the plantar cutaneous mechanoreceptors. From a clinical point of view, the application of additional tactile cues may have therapeutic benefits in relation to fall prevention, or to improve specific types of chronic pain.

Introduction

Postural control requires constant and subconscious postural sway to manage balance and achieve postural stability. These regulatory movements are based in particular on cutaneous plantar information. Several studies have been devoted to investigating effects of cutaneous plantar stimulation for postural control and balance performance. Specifically, it has been proposed that increased plantar cutaneous information (*Corbin et al., 2007; Kavounoudias et al., 1998; Qiu et al., 2012; Wang et al., 2006, 2016*) could improve balance control by facilitating plantar sensory cues detection and enhancing postural responses (*Hlavackova and Vuillerme, 2012; Ruhe et al., 2011; Sasaki et al., 2002*). The aim of this article was to focus on plantar skin afferents and to examine evidence of their stimulation on postural control and stability.

Plantar cutaneous receptors help us balance and stand upright

The foot constitutes a functional whole that participates in the mechanisms of postural control and regulation. It represents the direct interface between the body and the ground during quiet standing and plantar cutaneous information contributes to postural control (*Kavounoudias et al., 1998*). Plantar skin afferents transmit spatial and temporal information concerning the pressure variations exerted under the foot (*Kavounoudias et al., 1998; Zehr et al., 1998*). This cutaneous feedback is provided by four classes of low- threshold mechanoreceptors that innervate the glabrous skin of the foot (Figure 1) (*Abraira and Ginty, 2013; Inglis et al., 2002; Kennedy et Inglis, 2002*). These mechanoreceptors are highly sensitive to the forces applied to the sole of the foot (*Inglis et al., 2002; Kennedy and Inglis, 2002*). Each afferent class demonstrates adaptive and receptive field properties. They are activated by moderate mechanical stimuli (*Priplata et al., 2003; Zehr et al., 2001*), and encode the reversible deformations of the skin induced by pressure, vibration or stretching (*Kavounoudias et al., 1998, 1999*). For example, fast adapting type I (Meissner) and type II (Pacinian) afferent fibers are sensitive to dynamic stimuli; their activation can evoke the perception of fluttering and vibration (*Macefield et al., 2009*). In contrast, slowly-adapting type I (Merkel discs) and type II (Ruffini endings) afferents respond to sustained indentation and stretching of the skin. Their activation allows for the perception of pressure and movement at the skin (*Macefield et al., 2009*). Cutaneous afferences may thus provide detailed spatial and temporal information about contact pressures from the foot plantar surface (*Vallbo et al., 1984*). In addition to these

myelinated A afferent fibers, mechanoreceptive innervation of the skin also includes unmyelinated C afferents (*Schmidt et al., 1997; Vallbo et al., 1999*). Tactile C fibers are a class of unmyelinated sensory axon in the skin (*Macefield et al., 1990*) which conduct impulses as slowly as 1m/s (*Schmidt et al., 1997; Vallbo et al., 1999*). The sensory terminals of these fibers are free nerve endings. They respond in a slowly- adapting fashion to very small forces applied to the skin such as stimuli that are in the “light touch” range (*Macefield et al., 1990; Vallbo et al., 1999*). In response to this sensory perception, the action of the plantar muscles will allow a corrective postural reaction to be initiated (*Sasaki et al., 2002; Tortolero et al., 2008; Tosovic et al., 2012*).

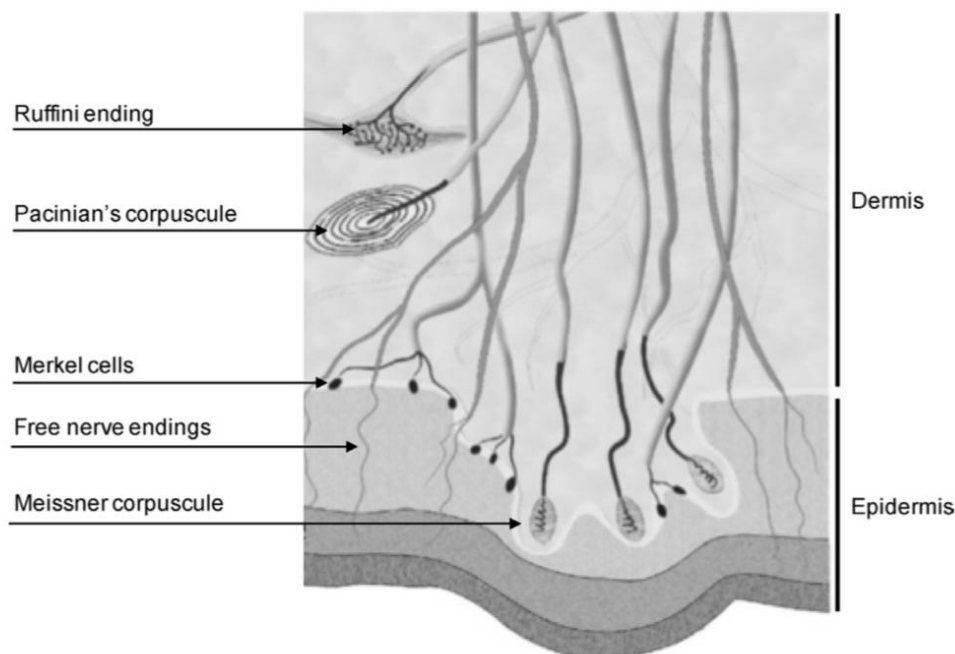


Figure 1: Organisation of cutaneous mechanoreceptors from the foot sole. According to *Abraira and Ginty, 2013* (With permission of Abraira). Four classes of low-threshold mechanoreceptors innervate the glabrous skin of the feet. They inform the central nervous system via large diameter A β myelinated afferents.

What about activating cutaneous receptors of foot sole?

Cutaneous mechanoreceptors in the soles of the feet are at the interface between the body and the ground. Their distribution and density vary according to the cutaneous areas considered (*Inglis et al., 2002*) and they may play an important role in control of balance (*Kavounoudias et al., 1999*). In this context, different conditions can be used to investigate the influence of the

plantar cutaneous inputs on postural control. For example, sensory feedback may be facilitated by specific plantar stimulation or by focal additional thickness.

Activation by specific plantar stimulation

Vibration

Applications of vibration are commonly used to activate low-threshold cutaneous afferents (*Johansson et al., 1982; Kavounoudias et al., 1998; Ribot-Ciscar et al., 1989; Strzalkowski et al., 2016; Vallbo et al., 1984*) More precisely, the use of vibrations has been experimentally associated to microneurography techniques to identify the characteristics of the mechanoreceptors in the hand (*Johansson et al., 1982; Vallbo et al., 1984*) and foot (*Inglis et al., 2002; Kennedy and Inglis, 2002; Ribot-Ciscar et al., 1989*). In addition, these mechanical stimulations of the plantar skin during quiet stance were used to evoke postural sway (*Kavounoudias et al., 1998*) and to investigate the specific role of the cutaneous plantar information in the control of upright balance. For example, Kavounoudias et al., (*1998*) stimulated cutaneous receptors in different plantar areas. They applied superficial low amplitude and high-frequency vibrations to the forefoot and rearfoot zones of both soles. In this way, they induced cutaneous sensory messages simulating variation of pressure usually associated with body displacements. Their results showed spatially oriented whole-body tilts. A posterior displacement of centre of pressure (CoP) was induced by the specific vibration of each forefoot and anterior displacement of CoP was induced by the specific vibration of each rearfoot. Finally, the direction of the tilts depended on the foot areas stimulated and was always opposite to the vibration stimulated pressure increase. Interestingly, the application of subthreshold foot sole vibration has been shown to improve standing balance in healthy people, elderly adults (*Gravelle et al., 2002*) and subjects with diabetic neuropathy (*Hijmans et al., 2008; Priplata et al., 2002, 2003, 2006*), as evidenced by reductions in postural sway (*Lipsitz et al., 2015; Priplata et al., 2006*). Otherwise, supra threshold foot sole vibration has been shown to modulate postural sway, where the magnitude and velocity of sway increases with higher frequencies (*Kavounoudias et al., 1999*). More recently, Strzalkowski et al. (*2016*) hypothesized that low-threshold cutaneous mechanoreceptor feedback from glabrous skin on the foot was able to modulate peripheral sympathetic outflow to skeletal muscle. Indeed, the results of this study showed that applying vibration to the foot produced small but consistent reductions in muscle sympathetic nerve activity burst occurrence. These results provide support

for a link between cutaneous afferent feedback from glabrous skin and autonomic efferent sympathetic outflow involved in cardiovascular regulation. Such tactile feedback from plantar cutaneous afferents could play an important role in modulating efferent autonomic responses during postural challenges or exercise (*Strzalkowski et al., 2016*). Authors suggested a contributory role from cutaneous afferent feedback in the regulation of efferent sympathetic outflow to skeletal muscle. In conclusion, activation of cutaneous receptors by mechanical vibration of localized areas of the foot:

- induces specific and predictable postural reactions (*Kavounoudias et al., 1998, 1999*);
- improves balance control by reducing postural sway (*Hijmans et al., 2008; Priplata et al., 2002*), and;
- modulates efferent autonomic responses during postural challenges (*Strzalkowski et al., 2016*).

Electrical stimulation

Plantar cutaneous reflexes play an important role in maintaining upright stance (*Day and Cole, 2002*). They are obtained by stimulating nerves of afferents from specialized cutaneous mechanoreceptors (*Zehr et al., 1999*). These reflexes are characterized by a stereotyped and distinct neural response evoked by a peripheral stimulus (*Zehr et al., 1999*). They appear to be organized in a highly location specific manner (*Fallon et al., 2005; Fiolkowski et al., 2005; Nakajima et al., 2006; Zehr et al., 1997, 1998*) and depend on intensity of stimulation (*Duysens et al., 1990*). More precisely, activation of plantar cutaneous mechanoreceptors by using electrical stimulation, induced a potent reflex modulation of the electromyographic activity of upper (*Bent and Lowrey, 2013*) and lower (*Aniss et al., 1992; Fallon et al., 2005; Morasso and Schieppati, 1999; Zehr et al., 1997, 1998, 2001; Zehr and Stein, 1999*) limb muscles. The functional muscular organization (excitatory or inhibitory) of cutaneous reflexes also has been demonstrated (*Fiolkowski et al., 2005; Miranda et al., 2016*). For example, Nakajima et al. (2006) showed that electrical cutaneous stimulation to the heel resulted in inhibitory afferents to the tibialis anterior muscle, whereas stimulation to the hallux area induced excitatory afferents. In the same way, electrical cutaneous stimulation of the metatarsal heads promoted the inhibition of the soleus muscle, whereas stimulation of the heel promoted its excitation (*Sayenko et al., 2009*). Furthermore, a change in the magnitude of the reflex followed by an inversion of this reflex was observed when the cutaneous stimulation was moved gradually from the toes to the heel (*Nakajima et al., 2006*). In conclusion, electrical stimulation of plantar

cutaneous afferents produces highly organised topographic reflex effects in the muscular activity of both upper and lower limbs in humans. Localisation (*Fallon et al., 2005; Fiolkowski et al., 2005; Nakajima et al., 2006; Zehr et al., 1997, 1998*) and intensity (*Duysens et al., 1990*) dependences were observed in the muscular responses, and offer additional evidence that non-noxious cutaneous perturbations applied under the foot provide important tactile information for balance.

Non-electrical stimulation

Sensory feedback from the foot may also be facilitated by non-electrical stimulation of plantar mechanoreceptors such skin indentation (*Maurer et al., 2001; Watanabe and Okubo, 1981*), plantar massage (*Tütiin Yümin et al., 2017; Wikstrom et al., 2017*), or use of textured surface (*Corbin et al., 2007; Qiu et al., 2012*). Several studies showed that change of pressure under the supporting points of the soles can modify postural responses (*Maurer et al., 2001*). For example, Watanabe and Okubo (*1981*) used three types of shotgun ball plates to induce delicate pressure changes under the feet. The authors suggested that plantar cutaneous input influenced directly or indirectly muscle rhythm control at the cerebral basal ganglia level. In the same way, a movable plate with pins protruding 1.2mm was driven up and down in order to change the indentation of the pins into the plantar skin without evoking an observable movement of the feet (*Maurer et al., 2001*). Results of this study showed that plantar skin indentation, applied at frequencies within the range of normal body sway and performed locally on forefoot pads, produced small but consistent postural responses. The skin stimulation by indentation induced a sensation of changing pressure under the feet but no sensation of body position change. The authors suggested that the small postural response observed represented a protection response to reduce pressure under the foot when the skin indentation increased. In consequence, information derived from cutaneous receptors of the foot could contribute information about the properties of the support surface and the contact between foot and support (*Maurer et al., 2001*). More recently, some studies investigated the effects of textured insoles on postural stability (*Corbin et al., 2007; Qiu et al., 2012*). It was suggested that the use of textured surface could increase postural stability in both young and elderly people in the eye closed condition (*Corbin et al., 2007; Qiu et al., 2012*) but not in the eye open condition (*Corbin et al., 2007*). Finally, the material (*Robbins et al., 1992*), thickness (*Robbins et al., 1997, 2011*) and hardness (*Robbins et al., 1992, 1997*) of shoe soles could also influence postural control.

Activation by focal additional thickness

Since tactile plantar sensations are important for maintaining upright balance, specific sole stimulation could exert a significant effect on postural control. In addition to specific stimulations, several authors have used focal additional thicknesses to facilitate cutaneous sensory feedback from the foot (*Foisy et al., 2015; Forth and Layne, 2007, 2008; Janin and Dupui, 2009; Janin and Toussaint, 2005; Viseux et al., 2018*) For example, an anterior bar of small thickness (3mm) placed behind the metatarsal heads of the feet induced a significant posterior displacement of the CoP in the sagittal plane (*Foisy et al., 2015; Janin and Toussaint, 2005*). In the same way, a mechanical facilitation of sensation that was produced with a coin-shaped piece of aluminum placed approximately at the junction of the anterior third and posterior two thirds of the plantar sole caused a decrease in the velocity and amplitude of movement of the CoP (*Wang et al., 2016*). More recently, Viseux et al. (*2018*) showed that very small degrees (0.8mm) of additional thickness placed under the toes are sufficient to changes CoP measures widely employed in clinical practice, namely sagittal mean position of CoP and variance of speed of CoP. In addition to these postural reactions induced by additional thicknesses placed under both feet, Janin and Dupui (*2009*) showed that an additional thickness (3mm) placed under the medial part of the right foot induced a shift of the CoP in the sagittal plane towards the left, and conversely when the same additional thickness was placed under the medial part of the left foot. Furthermore, Forth and Layne (*2007, 2008*) stimulated the lateral aspect of the foot sole using a 3mm thick mechanical stimulus. Based on surface electromyography, they showed that the low mechanical stimulus induced increased activation of the plantar flexor musculature. They suggested that their small depression of the lateral aspect of the plantar surface stimulated both type I and II cutaneous mechanoreceptors units (*Inglis et al., 2002; Kavounoudias et al., 1999; Kennedy and Inglis, 2002*). All of these results support that low mechanical stimulation of the plantar surface of the foot can enhance neuromuscular activity (*Bent and Lowrey, 2013; Fallon et al., 2005; Forth and Layne, 2007, 2008; Nakajima et al., 2006; Sayenko et al., 2009*). They also confirm the specific and predictable postural reactions induced by low mechanical stimulation of localized areas of the foot (*Forth and Layne, 2007, 2008; Janin and Dupui, 2009; Janin and Toussaint, 2005*). Their findings are in agreement with those of Kavounoudias et al. (*1998, 1999*), who showed the same results using mechanical vibration.

In addition, and interestingly, Foisy et al. (*2015*), demonstrated a systemic effect related to the activation of cutaneous receptors by focal additional thickness. Indeed, in addition to the

improvement of postural control, the results showed that focal additional thicknesses (3mm) placed under the medial or the lateral part of both feet, induced an effect on ocular vergence, especially modification of amplitude. They also emphasized the fact that the observed modifications are different depending on the stimulated foot zone.

Implications for clinical practice

In different pathological conditions, cutaneous sensitivity can be altered. For instance, patients with diabetic neuropathy present deficit of cutaneous information and perturbation of postural stability (*Simoneau et al., 1995*) compared to healthy people. Plantar electrical stimulation (*Najafi et al., 2017*), textured insoles (*Paton et al., 2016*), or vibration applied under the foot (*Bagherzadeh Cham et al., 2018*), may be practical means to change static balance, enhance motor performance, and possibly decrease the risk of ulceration in patients with diabetes and peripheral neuropathy. In the same way, a decrease in plantar cutaneous sensitivity is observed in older adults (*Menz et al., 2006*). Ageing can lead to a degradation of postural control and contributes to the increased incidence of falls in the elderly (*Menz et al., 2006*). In this context, cutaneous plantar stimulations have been reported as an important therapeutic intervention to improve balance and to increase somatosensory input (*De Morais Barbosa et al., 2018*). Facilitate sensory feedback from the soles can reduce postural sway in elderly, particularly during more challenging tasks (*Qiu et al., 2012*). Interestingly, another study showed that facilitation of plantar sensory feedback by activating cutaneous mechanoreceptors produced significant improvement in gait pattern and stability in patients with Parkinson's disease (*Jenkins et al., 2009*). Finally, athletes could benefit from the use of plantar devices, since cutaneous input from the foot can modulate proprioception at the ankle joint (*Mildren and Bent, 2016*). Additional tactile cues may improve movements that require rapid changes in direction (*Miranda et al., 2016*), or increase the awareness of ankle positioning and decrease the chance of ankle injury (*Steinberg et al., 2016*). In addition, cutaneous plantar stimulation has been shown to have a positive effect on balance in subjects with functional ankle instability (*Richie, 2007*).

Conclusion

Cutaneous information arising from the feet plays an important role in controlling posture. This review showed that several possibilities can be used to facilitate sensory feedback from the

soles. Indeed, specific plantar stimulations (electrical and non-electrical) or local use of additional thickness can induce predictable and specific postural reactions. The results of these different studies highlight the relationship between improvements of balance and facilitation of sensory feedback related to the activation of plantar cutaneous mechanoreceptors. The application of additional tactile cues may therefore have therapeutic benefits in relation to the development of novel clinical practice to improve balance. In particular, the use of additional focal thickness seems to be an interesting way of facilitating the sensory feedback of plantar receptors. Indeed, from a clinical point of view, it is quite simple and inexpensive to insert a low plantar thickness on a customized sole. This provides interesting perspectives in the context of management of patients with risk of falling, with balance disorders or with specific chronic pain syndromes, complementing validated therapeutic strategies.

Résumé de l'apport de ces articles

Les pieds constituent une importante structure sensorielle utile aux mécanismes du contrôle postural. Les résultats des deux études présentées mettent en évidence le rôle fonctionnel important de la plante du pied, où la rétroaction tactile des orteils et l'activité des muscles plantaires jouent un rôle important pour le contrôle de l'équilibre orthostatique.

Points Clés :

Article 1 :

- Interface direct et souvent unique entre le corps et le support, les pieds nous permettent de « sentir » et d'interagir avec notre environnement.
- Coordination entre un système moteur et un système somesthésique constitué de mécanorécepteurs cutanés et musculaires.
- Les afférences cutanées transmettent des informations temporelles et spatiales concernant les variations de pression et d'étirement exercées sous la plante des pieds.
- En réponse à ce feedback sensoriel, des réactions de corrections ou d'ajustements posturaux peuvent être initiées par les muscles posturaux.
- La répartition élevée des afférences cutanées au niveau des orteils peut refléter l'importance posturale de leur rétroaction sensorielle dans le contrôle de l'équilibre orthostatique.

Article 2 :

- Des stimulations plantaires spécifiques (électriques ou non électriques) ou l'application d'épaisseur additionnelle focale peuvent induire des réactions posturales spécifiques et prédictibles.
- Il existe une relation entre l'amélioration du contrôle de l'équilibre et la facilitation du feedback sensoriel plantaire.
- L'utilisation d'une épaisseur additionnelle focale apparaît être une façon pertinente de faciliter le feedback sensoriel.

Conclusion

L'objectif poursuivi à travers ces deux articles de revue visait à (i) résumer les évidences de la fonction sensorielle de la plante du pied, et son rôle dans les mécanismes de contrôle et de régulation posturale, et (ii) identifier les différentes possibilités de facilitation de ce feedback sensoriel. Les études utilisant la microneurographie (*Kennedy and Inglis, 2002 ; Strzalkowski et al., 2018*) ont permis de caractériser les différentes catégories d'afférences sensorielles cutanées et musculaires, et d'en comprendre leur mode de fonctionnement ainsi que leur contribution au contrôle de l'équilibre. Les résultats de ces études soulignent l'importance des orteils et des afférences de type FAI dans le contrôle postural. Par ailleurs, l'apport d'une information cutanée plantaire supplémentaire pourrait contribuer à améliorer le contrôle de l'équilibre en facilitant la détection des indices sensoriels plantaires et en améliorant les réponses posturales. En effet, la facilitation du feedback sensoriel permet une réduction des oscillations posturales, induit des réactions posturales spécifiques et prédictibles, et module l'activité musculaire réflexe au niveau des membres inférieurs et des membres supérieurs. Ces effets posturaux induits dépendent de la localisation et/ou de l'intensité de stimulation.

L'application d'une information tactile supplémentaire au niveau de la plante du pied présente un intérêt thérapeutique en relation avec le développement de nouvelle pratique clinique visant à améliorer l'équilibre et la stabilité. En particulier, l'utilisation d'une faible épaisseur additionnelle insérée au sein d'une orthèse plantaire réalisée sur mesure apporte des perspectives intéressantes dans l'aide à la prise en charge thérapeutique de sujets présentant des troubles de l'équilibre, un risque accru de chute, ou souffrant d'un syndrome douloureux chronique. Les orteils apparaissent être des unités sensorielles pertinentes pour recevoir cette information tactile supplémentaire.

Dans la continuité de ces premiers résultats et dans un contexte de perspectives cliniques, il convient maintenant (i) d'examiner les effets de la mise en place d'une épaisseur additionnelle sous les orteils sur les paramètres stabilométriques du contrôle postural, et (ii) de déterminer l'épaisseur optimale requise pour maximiser les effets sur la performance posturale. Pour poursuivre dans cette idée et valider nos hypothèses de travail, il est désormais nécessaire de mesurer les effets de différentes épaisseurs additionnelles positionnées sous les orteils sur les paramètres stabilométriques du contrôle postural. Le chapitre suivant présente ce travail.

Chapitre 3

Stimulations plantaires et contrôle postural

Introduction

La plante du pied constitue une interface directe entre le corps et la surface du support, et les informations cutanées plantaires participent au contrôle postural (*Pour revue : Viseux, 2020*). Ce feedback sensoriel est apporté par quatre classes de mécanorécepteurs à bas seuil qui innervent la peau glabre du pied (*Kennedy et Inglis, 2002*). Ces mécanorécepteurs sont hautement sensibles aux variations de pression (*Janin et Toussaint, 2005; Foisy et al., 2015*) exercée au niveau de la plante du pied, et peuvent être à l'origine des déplacements du CP (*Janin et Toussaint, 2005; Kavounoudias et al., 2001; Foisy et al., 2015*). Plusieurs auteurs ont utilisé des épaisseurs additionnelles focales pour faciliter la rétroaction sensorielle cutanée du pied (*Pour revue : Viseux et al., 2019a*). Par exemple, une barre antérieure de faible épaisseur (3 mm) positionnée derrière les têtes métatarsiennes induit un déplacement postérieur significatif du CP dans le plan sagittal (*Janin et Toussaint, 2005*). De même, une facilitation du feedback sensoriel par un morceau d'aluminium de 3mm d'épaisseur en forme de pièce de monnaie positionnée approximativement à la jonction du tiers antérieurs et des deux tiers postérieurs de la plante du pied a provoqué une diminution de la vitesse et de l'amplitude de déplacement du CP lors du maintien de la posture orthostatique (*Wang et al., 2016*). En complément de ces résultats, Janin et Dupui (*2009*) ont montré qu'une épaisseur additionnelle de 3 mm placée sous la partie médiale du pied droit induisait un déplacement du CP dans le plan frontal vers la gauche, et inversement lorsque cette même épaisseur additionnelle était placée sous la partie médiale du pied gauche.

Sur la base d'enregistrements électromyographiques, Forth et Layne (*2007, 2008*) ont montré que la faible stimulation mécanique apportée par une épaisseur additionnelle de 3 mm a induit une augmentation de l'activation des muscles fléchisseurs plantaires par stimulation des mécanorécepteurs cutanés plantaires. Enfin, de manière intéressante, Foisy et al. (*2015*) ont montré un effet systémique de l'activation des récepteurs cutanés. La mise en place d'une épaisseur additionnelle de 3 mm sous la partie médiale ou latérale des deux pieds a induit un effet sur l'amplitude de vergence oculaire. Ces auteurs ont également souligné le fait que les modifications observées différaient selon la zone du pied stimulé. Tous ces résultats confirment qu'une faible épaisseur additionnelle positionnée sous la plante du pied peut moduler l'activité musculaire et induire des réactions posturales caractérisées par des déplacements du CP.

L'augmentation de la distribution des afférences cutanées au niveau des orteils par rapport au talon (*Strzalkowski et al., 2018; Viseux, 2020*), peut refléter l'importance fonctionnelle du feedback sensoriel de cette région dans les mécanismes de régulation et de contrôle de la posture

(Wright et al., 2012; Strzalkowski et al., 2018; Viseux, 2020). En fait, les orteils jouent un rôle unique et capital dans le maintien de la station debout (Okay et Kohn, 2015 ; Tortolero et al., 2008; Tanaka et al., 1996a, 1996b), et la forte densité d'afférences mécanosensibles de type FAI leur offrent une grande sensibilité aux faibles pressions ainsi qu'aux variations de contact léger avec la peau (Johansson et Valbo, 1978; Johnson, 2001).

Les objectifs de ce chapitre sont doubles :

- i. Examiner les effets de la mise en place d'une épaisseur additionnelle sous les orteils sur le contrôle postural et déterminer l'épaisseur optimale requise pour maximiser les effets sur la performance posturale.
- ii. Evaluer si une faible épaisseur additionnelle positionnée seulement sous la pulpe des gros orteils des deux pieds est suffisant pour modifier les paramètres stabilométriques liés au déplacement du centre de pression.

Afin de répondre à ces objectifs, deux études ont été réalisées et sont présentées successivement sous la forme de deux articles tels qu'ils ont été acceptés pour publications.

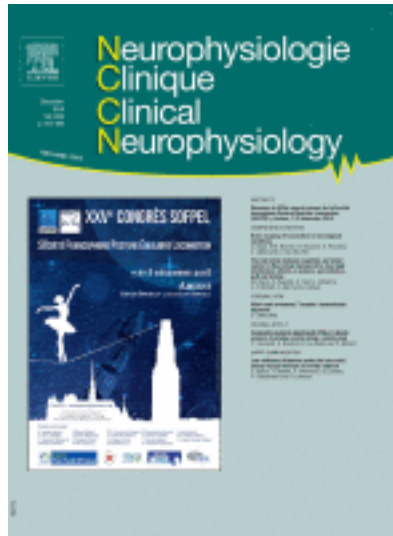
Article 3: Viseux F, Barbier F, Villeneuve P, Lemaire A, Charpentier P, Leteneur S. *Low additional thickness under the toes could change upright balance of healthy subjects. Neurophysiol Clin. 2018; 48(6): 397-400*

Article 4: Viseux F, Barbier F, Parreira R, Lemaire A, Villeneuve P, Leteneur S. *Less than one millimeter under the great toe is enough to change balance ability in elite women handball players. J Hum Kinet. 2019; 69: 69-77*

ARTICLE 3

Low additional thickness under the toes could change upright balance of healthy subjects

Viseux F, Barbier F, Villeneuve P, Lemaire A, Charpentier P, Leteneur S



<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30195962/>

Summary

The purpose of the study was to evaluate the effect of an additional thickness placed under the toes (TUT) on the CoP measures and to determine the optimum thickness required to maximize the postural control performance. Four conditions were compared: TUT 0 (control), 0.8, 3, and 6mm and four variables were computed from the CoP displacements. These results suggest that the lowest TUT could contribute to changing balance control, and may have clinical interest. This brings perspectives in the management of patients with risk of falling or with chronic pain syndromes, complementing validated therapeutic strategies.

Introduction

The foot is the direct interface between the body and the ground during quiet standing, and plantar cutaneous information contributes to postural control (*Kavounoudias et al., 2001*). This cutaneous feedback is provided by four classes of low-threshold mechanoreceptors that innervate the glabrous skin of the feet (*Kennedy and Inglis, 2002*). These mechanoreceptors are highly sensitive to pressure (*Janin and Toussaint, 2005*) or vibration (*Kavounoudias et al., 2001*) applied to the sole of the foot and could induce displacement of the centre of pressure (CoP) (*Janin and Toussaint, 2005; Kavounoudias et al., 2001*). Given the repartition of the mechanoreceptors across the sole of the foot shown by Inglis et al. (*2002*), the distal phalangeal region of the toes was chosen to apply variation of pressure with an additional thickness.

The purpose of the present study was thus:

- to evaluate the effect of an additional thickness placed under the toes on the CoP measures and;
- to determine the optimum thickness required to maximize the postural control performance.

On the assumption that mechanoreceptors are activated by moderate mechanical stimuli (*Priplata et al., 2002*), it was hypothesized that upright balance would alter with the lowest additional thickness used to compute these measures.

Methods

Subjects

Twenty-two healthy adults (age = 40 ± 6 years, height = 1.73 ± 0.09 m, weight = 70 ± 14 kg) voluntarily participated in this study. They gave their informed consent to the experimental procedure as required by the Helsinki declaration (1964) and the local institutional review board. Toe deformity and orthopaedic or neurological disorders which could influence postural control were exclusion criteria. Skin sensitivity to pressure was evaluated on the toes using a monofilament Semmens-Weinstein 5.07 (*Apelqvist et al., 2000*).

Test protocol

Postural oscillations were recorded for each participant using a force plate (AFP/APE85, 40 Hz/16-bit, Win-posturo®, Médicapteurs©, France) and analyzed with the software (V. 1.8, Win-posturo®) coupled to the force plate. Participants stood upright on the platform, lowered

arms, barefoot, with heels 2 cm apart and feet angled outwards at 30°. Data were collected with a sampling frequency of 40 Hz over 51.2 s. Foot position was marked on the platform and repeated across trials. The subject's task was to stand as still as possible during the trial. Four randomized conditions were compared: additional thickness under the toes (TUT) 0 (control), 0.8, 3, and 6mm. TUT were made of a rigid polyester resin, with an ovular form. They had a width of 38mm and a length of 145mm. The hardness was 60 Shore A, and the density was 250 kg/m³. TUT were placed under the plantar surface of each toe of both feet.

There was no time to adapt to different conditions. In order to avoid phenomenon of habituation of the sole cutaneous mechanoreceptors, a two-minute period of seated rest separated each recording (Forth and Layne, 2007).

Postural recordings

In each condition, four parameters were computed from the CoP displacements:

- the surface of CoP excursions;
- the frontal (X) mean position of CoP;
- the sagittal (Y) mean position of the CoP and;
- the variance of speed of CoP.

The average of three consecutive measurements was performed.

Note that these CoP measures are widely employed in clinical practice to assess individual's postural control capacities during unperturbed stance.

Table 1: Postural results and P-value of Friedman's Anova

Postural parameters	Control	TUT 0.8	TUT 3	TUT 6	P-value
Surface of CoP (mm ²)	130.3 ± 68	127.9 ± 57	128 ± 61	129.1 ± 76.9	0.818
Y (Mean Y position of CoP, mm)	-40.5 ± 12.6	-35.5 ± 11.5	-35.8 ± 14.8	-39.9 ± 11.2	0.002
X (Mean X position of CoP, mm)	-1.4 ± 7.3	-1.2 ± 7	-0.5 ± 6.8	-1.7 ± 7.1	0.585
Variance of speed (mm/s)	13.38 ± 3.48	11.71 ± 2.99	12.07 ± 3.53	12.99 ± 3.13	0.01

Means and standard deviations of postural parameters for each condition. The bold characters represent the postural parameters showing significant differences between conditions (P-value < 0.05, Friedman's Anova).

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using the SPSS statistics software. First a Friedman's Anova was performed for each variable (Table 1) since the test of Shapiro-Wilk revealed that some of the distributions were not normal and proved impossible to normalize. Then, in the case of significance, Wilcoxon post-hoc tests and Benjamini adjustments were performed to compare

data recorded in the three experimental TUT conditions to the control condition. For all analyses, the threshold of significance was $P < 0.05$.

Results

As shown in Figure 1, a difference between conditions (Friedman's Anova) was observed for two of the four variables: the sagittal (Y) mean position of CoP and the variance of speed of CoP. Post-hoc tests showed a difference in TUT 0.8 and TUT 3 conditions (but not TUT 6) compared to control condition.

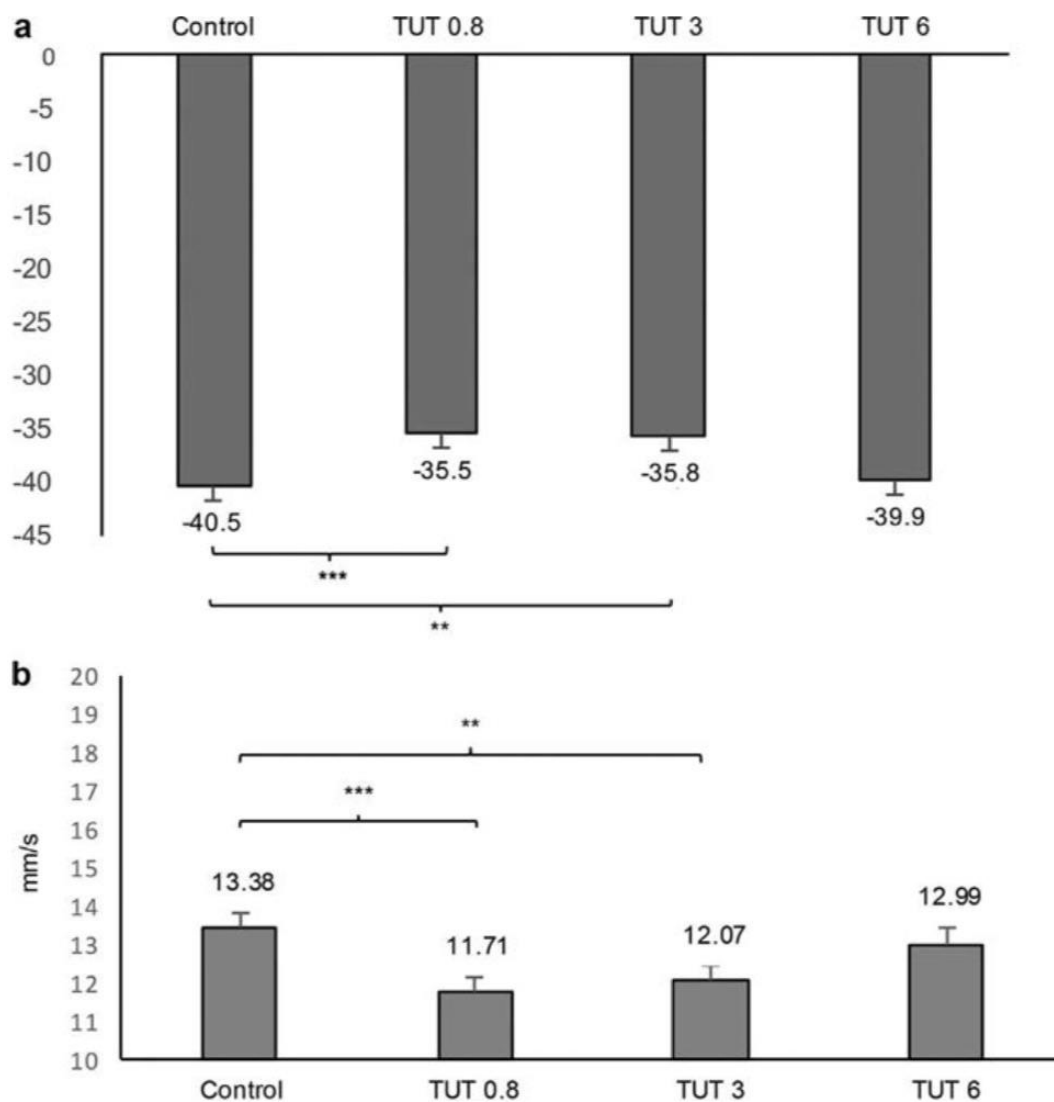


Figure 1: a: sagittal (Y) mean position of CoP (mm) for all conditions. The negative value indicates a posterior position. Error bars represent the standard error. The ** denotes a statistically significant difference with $P=0.004$ and *** with $P=0.0002$. CoP: Centre of Pressure, Control: Control condition (0mm), TUT: Thickness Under Toes (0.8, 3 and 6 mm); b variance of speed of CoP (mm/s) for all conditions. Error bars represent the standard error. The ** denotes a statistically significant difference with $P=0.009$ and *** with $P=0.0001$. CoP: Centre of Pressure, Control: Control condition (0mm), TUT: Thickness Under Toes (0.8, 3 and 6 mm)

Discussion

This study evidences that different additional thickness placed under the toes has an effect on the CoP measures used to assess postural control during unperturbed stance.

Our results suggest that very small degrees of additional thickness are sufficient to change CoP measures widely employed in clinical practice, namely sagittal (Y) mean position of CoP and variance of speed of CoP. These postural reactions are consistent with previous reports that used mechanical stimulation of the plantar sole. For instance, standing on textured surfaces up to 3 millimeters (*Corbin et al., 2007*) facilitated the tactile cutaneous sensation and reduced the subject's postural sway. Electrical (*Nakajima et al., 2006*) or mechanical (*Janin and Toussaint, 2005; Kavounoudias et al., 2001*) stimulation of localized areas of the foot induced specific postural reactions. Consequently, feet tactile afferents play a role in stabilizing the feet and controlling small-amplitude body sways (*Kavounoudias et al., 1999*). This finding suggests that the tactile stimulus provides an additional source of sensory input that enhances the detection of movement. More largely, a significant change of balance was obtained with the lowest additional thickness (0.8 mm), even though the contact forces induced by the lowest TUT were probably too small to mechanically stabilize the body. This result is consistent with earliest reports using light-touch, which showed an improvement in postural performance (*Baldan et al., 2014; Holden et al., 1994*). For example, it was shown that additional tactile cues via active light-touch of the fingertip reduces CoP fluctuation in healthy subjects (*Holden et al., 1994; Jeka and Lackner, 1994*) and individuals with balance problems (*Baldan et al., 2014*). These authors showed that light-touch from the fingertip with forces less than 1 N provided significant somatosensory cues but not mechanical support and induce attenuated postural sway (*Baldan et al., 2014; Holden et al., 1994; Jeka and Lackner, 1994*). In this context, Jeka and Lackner (1994) proposed a sensory hypothesis, according to which the responses of postural sway depend on available sensory stimuli. For these authors, inputs from cutaneous receptors of the index finger provide feedback about orientating references, which are automatically used to reduce postural sway. Compared to the no-touch condition, an additional sensory stimulus stemming from light-touch would lead to a stabilizing effect on postural sway. This hypothesis has been extensively accepted as a mechanism of the effect of a light touch on postural control (*Baldan et al., 2014*). Our results suggested that cutaneous mechanoreceptors of the toes were activated by the lowest additional thickness and seem to be consistent with the sensory hypothesis of Jeka and Lackner (1994).

In addition, other neurophysiological studies showed that potentials from cutaneous receptors have been obtained by low intensity mechanical stimuli (*Bolanowski et al., 1984*) such as displacements of the order of 0.001 m. These results are supported by microneurography studies that showed very low perceptual thresholds for all skin mechanoreceptors, less than 0.5mN (*Kennedy and Inglis, 2002*). The mechanoreceptors are distributed across the different layers of the skin. Inglis et al. (2002) showed that the concentration of type I receptors was in the distal phalangeal region of the toes. Among these type I receptors, Merkel discs respond particularly to sustained indentation (*Macefield et al., 1990*).

In this context, the results of the present study suggest that both TUT 0.8 and 3 induced a low indentation of the skin which allowed the activation of mechanoreceptors, especially the most superficial ones (Merkel discs) (*Inglis et al., 2002; Kennedy and Inglis, 2002; Macefield et al., 1990*).

In conclusion, cutaneous information arising from the toes plays an important role in controlling posture. The assumption that low additional thickness under the toes may change balance is supported by the results of the present study. However, future investigations will have to be considered to understand the neurophysiological mechanisms underlying these postural reactions. A small additional thickness under the toes could contribute to changing balance control, even if these modifications are transient. It would be interesting to consider a longitudinal assessment of these effects. So, the application of additional tactile cues may have therapeutic benefits in relation to the development of novel clinical practice to improve balance. From a clinical point of view, this way of facilitating the sensory feedback of plantar receptors is quite simple and inexpensive and it is possible to insert a low plantar thickness on a customized sole. In this context, this brings perspectives in the management of patients with risk of falling or with specific chronic pain syndromes, complementing validated therapeutic strategies.

Introduction de l'article 4

L'aire somesthésique primaire S1 constitue une cartographie somatotopique de la correspondance point par point entre la peau et le cortex (*Penfield et Boldrey, 1937 ; Rasmussen et Penfield, 1947*). Elle est située dans le gyrus postcentral et contient trois régions cytoarchitectoniques différentes impliquées dans le traitement de l'information tactile : les aires de Brodmann 3b, 1 et 2 (*Jones et al., 1978*). Dans une étude d'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle, Akselrod et al. (*2017*) ont montré de manière intéressante que (i) les représentations du gros orteil avaient un volume beaucoup plus important que celles des autres orteils, et que (ii) la stimulation du gros orteil était associée à des activations plus fortes et plus étendues par rapport aux autres structures du pied et de la jambe. La surreprésentation du gros orteil peut être liée à sa sollicitation plus importante par rapport aux autres orteils, en raison notamment de sa plus grande mobilité et de son contrôle. Cette augmentation peut également refléter son importance plus grande pour la posture, l'équilibre et la locomotion (*Hughes et al., 1990 ; Chou et al., 2009*). Ces résultats soutiennent un lien possible entre les propriétés fonctionnelles des représentations S1 et le degré de stimulation sensorielle reçue par les différentes régions du pied et de la jambe en raison de leurs fonctions spécifiques (*Akselrod et al., 2017*). Par conséquent, l'étape suivante envisage l'étude de l'effet d'une faible épaisseur additionnelle de 0.8mm (*Viseux et al., 2018*), appliquée uniquement sous la pulpe du gros orteil (*Akselrod et al., 2017*) des 2 pieds, sur le contrôle postural.

ARTICLE 4

**Less than one millimeter under the great toe is enough to change balance
ability in elite women handball players**

Viseux F, Barbier F, Parreira R, Lemaire A, Villeneuve P, Leteneur S



<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31666890/>

Summary

Team handball is a complex intermittent sport game, which requires several motor abilities and effective postural control. Objective evaluation of stabilometric variables may be interesting to assess and improve functional parameters by postural control management. The purpose of the study was to evaluate the effects of a small additional thickness placed under the great toe (TUGT) on the Centre of Pressure (CoP) parameters in elite women handball players. Fourteen elite women handball players voluntarily participated in this study. Two conditions were compared: TUGT 0 (control) and TUGT 0.8 mm; four variables were computed from the CoP displacements. A paired T- test was performed for each variable. This study concludes that a low focal additional thickness placed under both great toes has an effect on the CoP measures used to assess postural control during an unperturbed stance. These results suggest that a low TUGT could contribute to a change in balance ability, and may be of clinical interest. This brings new perspectives in the management of athletes to prevent injury risk and optimize performance.

Introduction

Balance performance has a fundamental role in many athletic activities, and skill in postural control may determine a successful performance (*Adlerton et al., 2003; Maszczyk et al., 2018*). The ability to minimize postural sway can be defined as postural performance (*Paillard et al., 2006*), and may be evaluated in a stable state or following a specific perturbation (*Gerbino et al., 2007*). Athletes usually have superior balance ability compared to non-athletes (*Davlin, 2004*) and athletes at the highest level of competition have more stable posture than those at the lower level (*Paillard and Noe, 2006*). Even if the importance of balance to sport activities may appear apparent, its relationship with performance and motor abilities has not been proven (*Hrysomallis, 2011*). On the other hand, deficits in static and dynamic balance have been discussed as important intrinsic risk factors of sustaining lower extremity injuries (*Dallinga et al., 2012; Witchalls et al., 2012*). Handball is a complex intermittent sport game, which requires several motor abilities such as sprinting or jumping, to drive physical actions based on flexibility and throwing velocity (*Gorostiaga et al., 2006*). These abilities contribute to the high performance of a team (*Granados et al., 2007; Marques and Gonzalez-Badillo, 2006*) and require static and dynamic control of balance. It is important to note that maintenance of good postural control depends upon continual integration of sensory inputs from visual, vestibular, and somatosensory receptors (i.e., proprioceptors and mechanoreceptors) by the central nervous system which will assess the body position and the movement (*Patel et al., 2009*). It refers to stances and being in the correct position for each technique executed and demands on strength, flexibility and sensory motor awareness (*Vijayaragavan and Perumal, 2016*). For instance, in the game of handball, a player has to either pass or receive the ball, which could occur while a player is static or in motion. In this circumstance, the player needs to maintain their posture over the base of the support without swaying. Several clinical and laboratory methods have been developed to assess different dimensions of balance in order to assist clinical decision-making with respect to interventions for balance-related deficits. The most prevalent test for static balance consists of recording the Centre of Pressure (CoP) displacements (*Palmieri et al., 2002; Raymackers et al., 2005*). These recordings can be made according to specified duration as subject attempts to stand motionless on a force plate, in a unipedal or a bipedal stance, with eyes open or closed (*Asseman et al., 2008; Paillard et al., 2002*). Minimal CoP displacements are indicative of good balance and the CoP measured from a force plate is generally considered the gold standard measure of balance (*Clark et al., 2010*). Although there is some evidence on

an association between greater postural sway and increased risk of injuries (*McGuine et al., 2000; Soderman et al., 2001; Wang et al., 2006*), many questions remain in relation to the negative influence of impaired balance on sport performance (*Zemkova, 2014*). Though this may be true for shooting (*Ball et al., 2003; Mononen et al., 2007*) or archery (*Balasubramaniam et al., 2000*), findings have shown that in many other sports, highly skilled athletes are able to perform successfully in spite of increased postural sway (*Zemkova, 2014*). Objective evaluation of stabilometric variables may be interesting to assess and consider functional parameters by the management of postural control according to the characteristics of sport activities.

The human foot is the direct interface between the body and the ground during practice, and could be considered as a sensory structure that provides somatosensory feedback and contributes to balance control (*Kavounoudias et al., 1998, 2001*) and posture awareness (*Roll et al., 2002*). The increased distribution of cutaneous afferents in the toes compared with the heel (*Inglis et al., 2002; Stzralkowski et al., 2018*) may reflect the postural significance of feedback from the toes in regard to the control of standing balance (*Inglis et al., 2002; Stzralkowski et al., 2018; Wright et al., 2012; Viseux et al., 2018*). In fact, the toes play a unique and important role in standing balance (*Okay and Kohn, 2015; Tortolero et al., 2008; Tanaka et al., 1996a, 1996b; Viseux et al., 2018*). For example, a low focal additional thickness placed under the toes showed a change in stabilometric parameters of the CoP (*Viseux et al., 2018*). Therefore, the purpose of the present study was to evaluate the effects of a low additional thickness placed only under the great toe on the CoP measures in elite women handball players. On the assumption that mechanoreceptors are activated by moderate mechanical stimuli (*Viseux et al., 2019*), it was hypothesized that static balance ability would change with the low focal additional thickness used to compute these measures.

Methods

Participants

Fourteen elite women handball players voluntarily participated in this study. They gave their informed consent to the experimental procedure as required by the Declaration of Helsinki and the university (UPHF) review board. Toe deformity and orthopedic or neurological disorders which could influence postural control were exclusion criteria. Skin sensitivity to pressure was evaluated on the toes using a monofilament Semmens- Weinstein 5.07 (*Apelqvist et al., 2000*). The monofilament was applied perpendicularly under each toe until they were bent for approximately 2 s. Participants were instructed to provide confirmation each time they felt the

monofilament under their toes. When participants failed to sense the monofilament after its bending, they were excluded from this study.

Design and procedures

Postural oscillations were recorded for each participant using a force plate (AFP / APE85, 40 Hz/16-bit, Win-posturo®, Médicaptureurs®, France) and analyzed with software (v; 1.8, Winposturo®) coupled to the force plate. Participants stood upright on the platform, with lowered arms, barefoot, with heels 2 cm apart and feet away at 30°. Data were collected with a sampling frequency of 40 Hz over 51.2 s. The foot position was marked on the platform and repeated for both conditions.

The average of three consecutive measurements was recorded. The participant's task was to stand as still as possible during the trial. Two randomized conditions were compared: additional thicknesses under the great toe (TUGT), 0 mm (control) and 0.8 mm. TUGT were made of rigid polyester resin and with an ovular form. They had a width of 28 mm and a length of 35 mm. The hardness was 60 Shore A, and the density was 250 kg/m³. TUGT were placed under the plantar surface of the great toe of both feet. There was no time to adapt to different conditions. In order to avoid the phenomenon of habituation of the plantar cutaneous mechanoreceptors, a two-minute period of seated rest separated each recording (*Forth and Layne, 2007*). Under each condition, four variables were computed from the CoP displacements: (i) the surface of CoP excursions; (ii) the frontal (X) mean position of the CoP; (iii) the sagittal (Y) mean position of the CoP, and; (iv) the mean speed of the CoP. Note that these CoP measures are widely employed in clinical practice to assess individual's postural control capacities during an unperturbed stance (*Raymakers et al., 2005*).

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using SPSS statistics software. A paired T-test was performed for each variable (Table 1) since the Shapiro-Wilk test revealed a normal distribution of the data. For all analyses, the threshold of significance was set at $p < 0.05$.

Results

As shown in Figure 1, a difference with TUGT 0.8 compared to control condition was observed for two of the four variables: the surface of CoP excursions and the average speed of the CoP. No difference was observed for the sagittal (Y) and the frontal (X) mean position of the CoP.

Table 1: Postural results and P-value of the paired T-test.

Postural parameters	Control	TUGT 0.8	<i>p</i>
Surface of CoP (mm ²)	174 ± 58	149 ± 65	0.04
Y (Mean Y position of CoP, mm)	-40 ± 12	-35 ± 11	0.54
X (Mean X position of CoP, mm)	-4 ± 6	-4 ± 5	0.857
Mean of speed of CoP (mm/s)	8 ± 1.9	7 ± 1.8	0.01

*Means and standard deviations of postural parameters for both condition.
p values of the paired T-test for the postural parameters, the significant ones are in bold letters.*

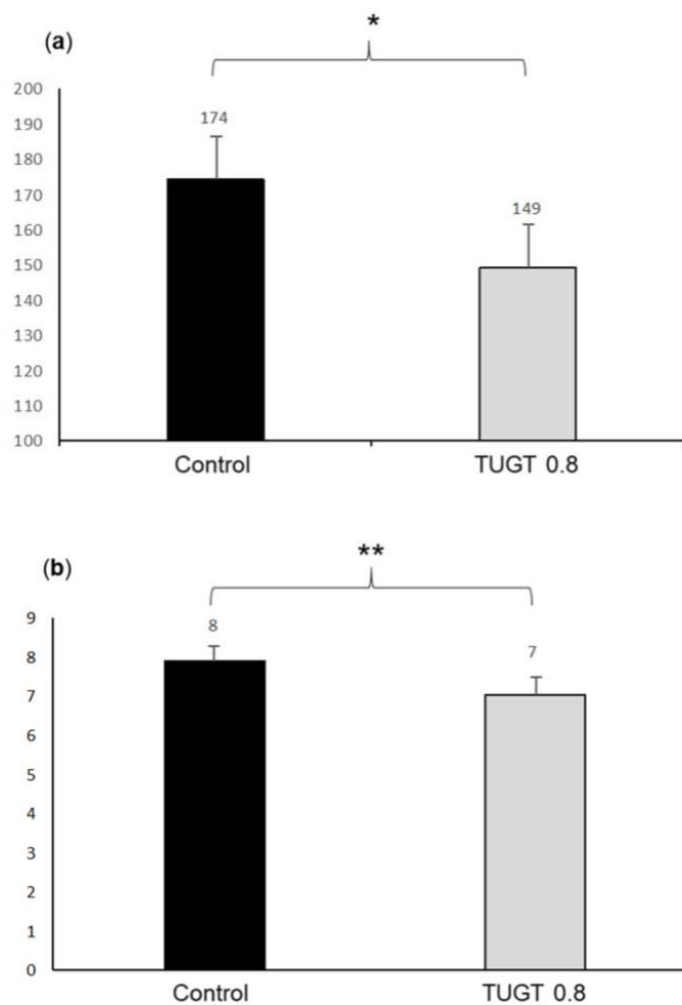


Figure 1: (a) Area of the CoP (mm²) for all conditions. Error bars represent the standard error. The * denotes a statistically significant difference with P<0.05. CoP: Centre of Pressure, Control: Control condition (0 mm), TUGT: Thickness Under Great Toes (0.8 mm). (b) Average speed of the CoP (mm/s) for all conditions. Error bars represent the standard error. The ** denotes a statistically significant difference with P=0.01. Centre of Pressure, Control: Control condition (0 mm), TUGT: Thickness Under Great Toes (0.8 mm).

Discussion

This study provides evidence that a low focal additional thickness placed under both great toes has an effect on the CoP measures used to assess static balance ability during an unperturbed stance. Our results suggest that a very small additional thickness is sufficient to change CoP measures. These postural reactions are consistent with previous reports that used mechanical stimulation of the plantar sole (*Viseux et al., 2018, 2019*), and could assist in changing the balance ability in athletes. Balance can be defined statically as the ability to maintain a base of support with minimal movement, and dynamically as the ability to perform a task while maintaining a stable position (*Winter et al., 1990*). Athletes generally have superior balance ability compared to non-athletes (*Davlin, 2004*). The ability to maintain static or dynamic balance is likely to be linked to a specific task and possibly not a general trait (*Hrysomallis, 2011*). For instance, gymnasts have superior dynamic balance to soccer players and swimmers (*Davlin, 2004*), and superior static balance to basketball players (*Bressel et al., 2007*). This ability is influenced by a complexity of factors, which include sensory information, joint range of motion and strength (*Palmieri et al., 2002, 2003*), stature and body mass (*Davlin, 2004*), playing positions (*Wagner et al., 2014*), training experience (*Balter et al., 2004*) or levels of performance (*Paillard et al., 2006; Paillard and Noe, 2006*). Since balance ability is fundamental for the correct execution of complex sport movements, as well as for protection against injuries, it seems interesting to be able to optimize it. Some authors have carried out prospective assessments of athletes in order to determine how stabilometric changes can be a causal factor for injuries (*Mc Guine et al., 2000; Soderman et al., 2001; Wang et al., 2006*). *McGuine et al. (2000)* assessed the first two weeks of the season for basketball players, and correctly described balance as a predictor of injuries, showing that those with higher postural sway values at the start of the season were the ones most injured in the long term. Similar results were found by *Wang et al. (2006)* who established a correlation between poor mediolateral stability and suffering from ankle injuries later on. Also, *Soderman et al. (2001)* correlated all lower extremity injuries with increases in postural sway in female soccer players. Furthermore, at shooting practice during handball, static balance is important and postural sway needs to be controlled (*Karadenizli et al., 2014*). Studies showed that bipedal static balance while throwing was associated with shooting accuracy for elite and novice rifle shooters (*Ball et al., 2003; Mononen et al., 2007*). Therefore, improving static balance could optimize performance during handball practice, especially when throwing. Research therefore suggests that changes in both sensory and motor systems influence balance performance (*Ricotti, 2011*). Inappropriate or

defective information from any of the sensory systems (i.e., visual, vestibular, and somatosensory receptors) can result in instability due to a mismatch between incoming sensory signals (Bloem *et al.*, 2002). Thus, the CNS has to compensate this mismatched information from sensory receptors to correctly functioning receptors where, according to Pyykko *et al.* (1990), the most important source of somatosensory information comes from plantar mechanoreceptors, being the most important site when balance is perturbed (Stal *et al.*, 2003). In this way, the addition of a small thickness under the toes facilitated the tactile cutaneous sensation and reduced the individual's postural sway (Viseux *et al.*, 2018). In fact, plantar cutaneous afferents play a role in stabilizing the feet, providing an additional source of sensory input that enhances the detection of movement and controlling small amplitude body sway (Kavounoudias *et al.*, 1998, 1999). More particularly, some studies have suggested the role of toes in postural control (Okay and Kohn, 2015; Tanaka *et al.*, 1996a, 1996b; Tortolero *et al.*, 2008; Viseux *et al.*, 2018). In order to maintain balance, toes are used to correct for postural disturbance. The toes provide a stable surface area that remains in contact with the ground and serve to relay relevant sensory information to the central nervous system (Ku *et al.*, 2012). Some authors (Okay and Kohn, 2015; Tortolero *et al.*, 2008) showed that the toe muscle stimulation was capable of regulating CoP displacements, and may be a good candidate for controlling balance. In those studies, forward movement of the CoP was induced by different intensity of electrical stimulation applied to the toe muscles. Furthermore, body acceleration could be controlled during quiet standing by regulating the intensity of stimulation applied to the toe muscles (Tortolero *et al.*, 2008). One of the explanations given by the authors was that the contracted toe muscles increased the tactile sensation at the toe, which indirectly induced the cutaneous afferent activity (Tortolero *et al.*, 2008). This hypothesis agrees with Kavounoudias *et al.* (1999) who showed that vibration to the sole of the foot behind the toes induced a soleus activity at the latency of 0.119 ± 0.028 s, which generated a small forward movement of the CoP at the latency of 0.251 ± 0.111 s followed by the CoP backward movement with the latency of 0.9 ± 0.4 s. Recently, Viseux *et al.* (2018) showed evidence that a small focal additional thickness placed under the toes had an effect on the CoP measures used to assess postural control during an unperturbed stance. More largely, a significant change of balance was obtained with the lowest thickness (0.8 mm), even though the contact forces induced by the lowest thickness were probably too small to mechanically stabilize the body.

In this context, our results suggest that cutaneous mechanoreceptors of the great toe were activated by a low focal additional thickness and seem to be consistent with a tactile hypothesis of Tortolero *et al.* (2008). These sensory signals are used to perform postural corrections when

balance disturbances occur (*Tortolero et al., 2008*). Their use can improve balance ability (*Abbruzzese et al., 1996; Schieppati et al., 1994; Tortolero et al., 2008*) and could play an interesting role in optimizing performance and preventing injury in sports. As a clinical application, inclusion of specific plantar cutaneous feedback facilitation of athletes could be recommended in order to improve stabilometric parameters and decrease and/or eliminate their role as risk factors.

There are potential limitations when interpreting the observations reported in this paper. First, although this study showed significant effects of low cutaneous mechanical stimulation placed under both great toes on static balance, it would be necessary to consider these effects on dynamic balance. Indeed, dynamic balance is considered more challenging because it requires the ability to maintain equilibrium during a transition from a dynamic to a static state (*Ross and Guskiewicz, 2004*). Effective dynamic balance is necessary in the fundamental technical movements of handball such as dribbling. Handball players require consistent balance as they run at high speeds, change direction and powerfully throw the ball to pass or shoot (*Rannou et al., 2001*). Second, different factors that affect static and dynamic balance such as anthropometric characteristics and motor abilities (*Salehzadeh et al., 2011*), proprioceptive balance and visual clues (*Gioftsidou et al., 2012*), strengthening programs (*Martins et al., 2019*), or training experience (*Paillard et al., 2006*) should be considered. Third, since the relationship between balance ability and sport injury risk has been established (*Hrysomallis, 2011*), it would be interesting to consider a longitudinal evaluation of these parameters and to correlate them with the occurrence of injuries during the season.

Finally, because the study was conducted with such a specialized group of athletes, sample size was relatively small. A multicenter trial involving elite handball women players from different teams may be a good alternative.

In conclusion, cutaneous information arising from the great toes plays an important role in controlling posture. The assumption that a low focal additional thickness under the great toe may change static balance is supported by the results of the present study. However, future investigations will have to be considered in order to understand the neurophysiological mechanisms underlying these postural reactions. A small additional thickness (less than 1 mm) under the great toe could change balance control, even if these modifications are transient. It would be interesting to carry out a longitudinal assessment of these effects. Objective evaluation of stabilometric variables is interesting to improve functional parameters by postural rehabilitation according to the characteristics of sport activities. Thus, the application of focal additional tactile cues may have therapeutic benefits in relation to the development of novel

clinical practice to improve balance. This way of facilitating the sensory feedback of plantar receptors is quite simple and it is possible to insert a low additional thickness into a customized sole. In this context, this brings perspectives in the management of athletes to prevent injury risk and optimize performance.

Résumé de l'apport de ces articles

Les résultats de ces études confirment le rôle fonctionnel des orteils dans les mécanismes de régulation du contrôle postural nécessaire au maintien de la station orthostatique.

Points clefs :

Article 3 :

- Une stimulation mécanique appliquée sous la pulpe des cinq orteils de chaque pied, apportée par la mise en place d'une épaisseur additionnelle focale induit des réactions posturales caractérisées par une modification des déplacements du CP.
- L'épaisseur additionnelle la plus faible (0.8mm) comparativement à la plus forte (6mm) est suffisante pour activer les mécanorécepteurs cutanés plantaires.

Article 4 :

- Une faible épaisseur additionnelle (0.8mm) uniquement sous la pulpe des gros orteils est suffisante pour induire une modification des paramètres stabilométriques.
- Confirmation du rôle fonctionnel des afférences cutanées plantaires issues du gros orteil dans les mécanismes de modulation du contrôle postural.

Chapitre 4

Perspectives cliniques

Introduction

Les résultats des études réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ont montré que l'application d'indices tactiles supplémentaires pouvait avoir des intérêts thérapeutiques en relation avec le développement de nouvelles pratiques cliniques contribuant à améliorer l'équilibre et le contrôle postural. D'un point de vue pratique, cette manière de faciliter la rétroaction sensorielle des récepteurs plantaires est assez simple et peu coûteuse, et il est possible d'insérer une faible épaisseur plantaire sur une semelle personnalisée. Dans ce contexte, cela apporte des perspectives dans la prise en charge des patients à risque de chute ou présentant des syndromes de douleur chronique spécifiques, en complément des stratégies thérapeutiques classiques, qu'elles soient médicamenteuses ou non.

L'évaluation et la prise en charge de la douleur constituent un véritable enjeu de santé publique. La loi relative aux droits des malades et à la qualité du système de santé du 4 mars 2002 reconnaît le soulagement de la douleur comme un droit fondamental de toute personne (*Article L1110-5 du code de la santé publique*). La lutte contre la douleur est également une priorité de santé publique inscrite dans la loi de santé publique depuis 2004.

Le Centre d'Évaluation et de Traitement de la Douleur (CETD) de Valenciennes est une structure labellisée par l'Agence Régionale de Santé (ARS) des Hauts-de-France sous la coordination de la Direction Générale de l'Offre de soins (DGOS), et hébergé au sein du Centre Hospitalier de Valenciennes (CHV). Le CETD a pour mission d'assurer l'évaluation et la prise en charge des patients présentant des douleurs chroniques – enfants et adultes –, de développer les activités d'enseignement sur la douleur et de contribuer au développement de la recherche clinique et fondamentale dans ces domaines (*HAS, 2008*). Parmi l'ensemble de ces syndromes douloureux chroniques hors cancer, la maladie fibromyalgique, avec une prévalence de 1,6% dans la population générale (*Perrot et al., 2011*), est la pathologie douloureuse chronique diffuse la plus fréquente en France. Elle constitue l'un des premiers motifs de consultation (*Cemka-Eval, 2004*) et représente une part non négligeable des dépenses de santé publique (*Knight et al., 2013*).

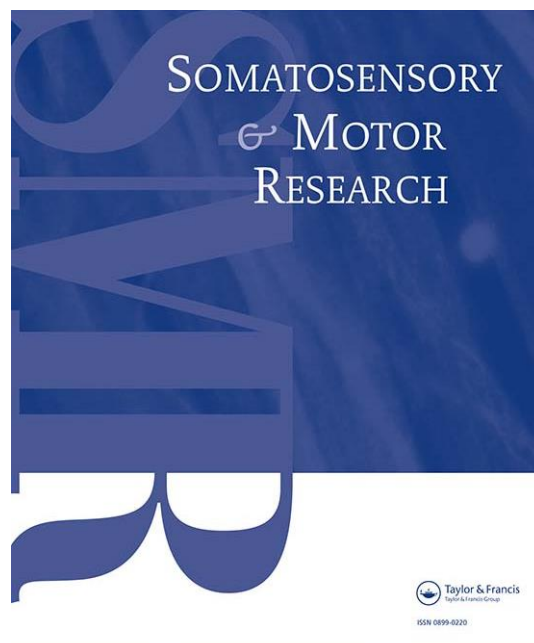
La fibromyalgie est une maladie chronique à multiples facettes et d'étiologie encore indéterminée. Les symptômes cliniques associent notamment des douleurs, des hypertonies musculaires généralisées, une fatigue, des troubles du sommeil, une déficience cognitive et une

mauvaise condition physique. L'ensemble de ces symptômes compromettent l'autonomie, la fonction et l'indépendance des patients (Bellato et al., 2012). Le contrôle postural est affecté, l'équilibre est altéré, le risque et la fréquence des chutes sont augmentés (Jones et al., 2009). La principale prise en charge thérapeutique de la maladie fibromyalgique repose sur l'activité physique (HAS, 2010 ; Macfarlane et al., 2017) dont les bénéfices sont multiples : diminution des douleurs, de la fatigue, du stress, et amélioration des capacités fonctionnelles. Cette reprise d'activité physique nécessite un système de contrôle postural fonctionnel et efficace. La compréhension neurophysiologique et biomécanique du rôle des afférences plantaires dans l'équilibre et la stabilité (Viseux, 2020) montre que la modulation des informations sensorielles cutanées plantaires peut induire une réponse posturale corrective intéressante (Viseux et al., 2019a). Notamment la facilitation de la rétroaction sensorielle cutanée, par la mise en place d'une faible épaisseur additionnelle (0.8mm) sous la pulpe des orteils (Viseux et al., 2018) et plus particulièrement sous la pulpe des gros orteils (Viseux et al., 2019b), a induit une modification des paramètres stabilométriques en lien avec les déplacements du CP. Dans ce contexte, il paraissait intéressant d'évaluer les effets de la facilitation des entrées sensorielles cutanées plantaires, apportée par la mise en place d'une faible épaisseur additionnelle (0.8mm), positionnée sous la pulpe des gros orteils, sur les paramètres stabilométriques de patients souffrant de fibromyalgie. Les résultats de cette étude sont présentés sous la forme d'un article tel qu'il a été accepté pour publication, et intitulé : « *Effect of sensory stimulation applied under the great toe on postural ability in women with fibromyalgia* ».

ARTICLE 5

**Effect of sensory stimulation applied under the great toe on postural ability
in women with fibromyalgia**

Viseux FJF, Martins DF, Villeneuve P, Charpentier P, de Sant'Anna e Silva L,
Salgado ASI, Lemaire A



<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32419591/>

Abstract

Fibromyalgia (FM) is a chronic pain syndrome, characterized by several symptoms. One of the most prevalent symptoms in FM is balance impairment that compromise the autonomy, function and performance status of patients.

Purpose: The main objective of the present study was to evaluate the effect of sensory stimulation provided by the use of a low additional thickness of 0.8mm placed under the great toes bilaterally on the centre of pressure (CoP) measures in patients with FM. It was hypothesized that postural ability would change with a low focal additional thickness used to compute these measures.

Materials and Method: Twenty-four patients with FM voluntarily participated in this study. Postural performance during quiet standing was investigated through the CoP displacements recorded using a force-plate. Sensory stimulation was provided by a small additional thickness of 0.8mm placed under the great toe bilaterally and two conditions were compared: additional thickness 0 (control) and 0.8mm.

Results: An improvement of body balance through spatial parameters with sensory cutaneous stimulation applied under the great toe bilaterally were observed in patients with FM. Our results showed a significant decrease of surface area and mean speed of CoP, associated to a significant decrease of variance of speed. An additional observation is that sagittal (Y) mean position of the CoP gets more anterior (+ 5mm) relative to control condition.

Conclusion: These findings brings new clinical perspectives in the development of intervention strategies in the management of patients with FM and balance disorders, completing validated therapeutic strategies.

Introduction

Fibromyalgia (FM) is a chronic pain syndrome with an unknown aetiology. FM is characterized by widespread pain, tender points, fatigue, sleep disturbance and mood problems (*Wolfe et al. 2010*). The most prevalent symptoms in FM are low back pain, headaches, arthritis diseases, muscle spasms and balance impairment (*Bellato et al. 2012*). All these clinical symptoms compromise the autonomy, function and performance status of patients with FM. Some evidence has supported central nervous system (CNS) dysfunction as a possible aetiology of FM. These patients suffer from chronic pain conditions characterized by altered nociceptive processing. These alterations manifest as altered descending pain inhibition (*Arendt-Nielsen et al. 2010*) with extended hypersensitivity (*Kosek and Ordeberg 2000*). In this context, these patients would then be considered to have a combination of nociceptive and nociplastic contributors to their pain (*Kosek et al. 2016*). Systemic hypertonia is frequently associated with these neuro-functional pathologies, which are characterized by a lowering of pain thresholds (*Banic et al. 2004*) and muscular response (*Kleinrensink et al. 1994*).

Balance or postural stability is a complex task that involves the rapid and dynamic integration of multiple sensory, motor and cognitive inputs to execute appropriate neuromuscular activity needed to maintain balance (*Horak 2006*). Peripheral and/or central mechanisms of postural control may be affected in patients with FM (*Jones et al. 2009*), leading to a greater risk and frequency of falls (*Jones et al. 2009*). Alteration of postural control has a negative impact on endurance, muscle strength, flexibility, and coordination (*Muto et al. 2015*). Indeed, patients with FM showed higher postural oscillation than those exhibited by healthy control group (*Trevisan et al., 2017*). They presented some difficulties in the goal of maintaining centre of pressure (CoP) inside base of support, and it was proposed that motor behavior adapts to chronic painful conditions with changes in the mechanical behavior such as modified movement and stiffness, in order to protect from further pain (*Hodges and Tucker, 2011*). Pain, possibly causes a pre-synaptic inhibition of muscle afferents, also disturbs the central modulation of proprioceptive spindles of muscles, causes prolonged latencies by decreasing muscle spindle feedback. It leads to changes in the timing of postural adjustments, increase postural sway and decrease the control of muscles (*Ruhe et al., 2012; Moseley and Hodges, 2005*). These changes seem beneficial in the short-term, but holds potential long-term consequences due to factors such as increased load, decreased movement and decreased variability (*Hodges and Tucker, 2011*). Consequently, patients with FM exhibit higher levels of sedentary lifestyles with higher

levels of inactivity (*Giannotti et al. 2014*). Some authors (*Galli et al., 2011*) suggested that therapeutic remediation of balance problems should focus on assisting people in the facilitating of somesthetic system and strengthening the muscles in order to improve the processes responsible for standing, avoiding risks of falling (*Galli et al., 2011*).

The human foot is the direct interface between the body and the ground, and could be considered as a sensory structure (*Viseux et al., 2020*) that provides somatosensory feedback and contributes to balance control (*Kavounoudias et al., 1998, 2001*). The increased distribution of cutaneous afferents in the toes compared with the heel (*Viseux et al., 2020*) may reflect the postural significance of feedback from the toes in regard to the control of standing balance (*Viseux et al., 2020*). Since tactile plantar sensations are important for maintaining upright balance, specific sole stimulation could exert a significant effect on postural control. Some authors have used focal additional thicknesses to facilitate cutaneous sensory feedback from the foot (*Viseux et al., 2019a; Wang et al., 2016; Janin and Dupui, 2009*). For example, an anterior bar of small thickness (3mm) placed behind the metatarsal heads of the feet induced a significant displacement of the CoP in the sagittal plane (*Janin and Toussaint, 2005*). In the same way, a mechanical facilitation of sensation that was produced with a coin-shaped piece of aluminum placed approximately at the junction of the anterior third and posterior two thirds of the plantar sole caused a decrease in the velocity and amplitude of movement of the CoP (*Wang et al., 2016*). In addition to these postural reactions induced by additional thicknesses placed under both feet, *Janin and Dupui (2009)* showed that an additional thickness (3mm) placed under the medial part of the right foot induced a shift of the CoP in the sagittal plane towards the left, and conversely when the same additional thickness was placed under the medial part of the left foot. Furthermore, *Forth and Layne (2007)* stimulated the lateral aspect of the foot sole using a 3mm thick mechanical stimulus. Based on surface electromyography, they showed that the low mechanical stimulus induced increased activation of the plantar flexor musculature and suggested that their small depression of the lateral aspect of the plantar surface stimulated both type I and II cutaneous mechanoreceptors units. Recently, an interaction between CoP parameters and different additional thickness placed under all the toes (*Viseux et al., 2018*) or under the great toe (*Viseux et al., 2019b*) was described and allowed to determine an optimal thickness of 0.8mm. A significant change of balance was obtained with the lowest additional thickness of 0.8mm even through the contact forces induced by this small thickness were probably too small to mechanically stabilize the body. Less than one millimeter placed under the great toe bilaterally provided significant neurosensory cues but not mechanical support and

was enough to improve postural ability in healthy subjects. All of these results support that low mechanical stimulation of the plantar surface of the foot can enhance neuromuscular activity (*Fallon et al., 2005; Forth and Layne, 2007; Nakajima et al., 2006*) and induce specific and predictable postural reactions (*Forth and Layne, 2007; Janin and Toussaint, 2005; Janin and Dupui, 2009*). They underline the importance of rehabilitation treatments based on a bottom-up approach in which the role of cutaneous sensory facilitation of the feet is of great importance.

Given the above, the main objective of the present study was to evaluate the effect of sensory stimulation provided by the use of a low additional thickness of 0.8mm placed under the great toe bilaterally on the CoP measures in patients with FM. It was hypothesized that postural ability would change with a low focal additional thickness of 0.8mm used to compute these measures.

Material and methods

Population

Twenty-four patients with FM (age = 50 years \pm 10 years, height = 1.63m \pm 0.07m, weight = 70kg \pm 16kg) voluntarily participated in this study and gave their informed consent to the experimental procedure. All patients were examined at the Pain Management Unit at the General Hospital. Only women were included in this study as more than 80% of patients with FM are females (*Wolfe et al., 1995*). A diagnosis of fibromyalgia was confirmed by a doctor using the screening criteria established by the American College of Rheumatology (ACR) in 2010 (*Wolfe et al., 2010*). The ACR 2010 criteria are pooled to give a 0-31 fibromyalgia symptoms score, and only patients with a score of ≥ 13 were included. Exclusion criteria for all participants were: diagnosed psychiatric disorder, neurological, musculoskeletal or vestibular pathology, injury, or uncorrected reduced vision.

Ethics

The study was approved by the local ethical board and conducted according to the declaration of Helsinki.

Material

Postural oscillations were recorded for each participant using a force plate (AFP / APE85, 40 Hz/16-bit, Win-posturo®, Médicapteurs©, France) and analyzed with the software (v; 1.8,

Win-posturo®) coupled to the force plate. The force plate measured 530mm x 460mm x 35mm and was equipped with three pressure gauges (hysteresis <0.2%).

Balance condition

Static conditions are used when testing postural control, and postural tests are done in a bipedal stance. Participants stood upright on the platform, lowered arms, barefoot, with heels 2 cm apart and feet angled apart at 30°. Foot position was marked on the platform and repeated between both conditions. So, in this normalized position, the centre of sustentation polygon was located on the sagittal axis of the platform at a known distance to the rear from the electrical centre of the platform. According to the International Society for Posture and Gait Research (Bologna, Italy 2009), data was collected over 30s with a sampling frequency of 40 Hz (*Scoppa et al., 2013*). Platform calibration coefficients were reset before each participant, then an average of three consecutive measurements were performed (*Pinsault and Vuillerme 2009*). Subject's task was to stand as still as possible during the trial (*Zok et al., 2008*). Two randomized conditions were compared: additional thicknesses under the great toe (TUGT) 0 (control) and 0.8 mm. TUGT were made of a rigid polyester resin and with an ovular form. They had a width of 28 mm and a length of 35 mm (Fig. 1). The hardness was 60 Shore A, and the density was 250 kg/m³. TUGT were placed under the plantar surface of great toe of both feet. There was no time to adapt to different conditions. In order to avoid phenomenon of habituation of the plantar cutaneous mechanoreceptors, a two-minute period of seated rest separated each recording (*Forth and Layne, 2007*).

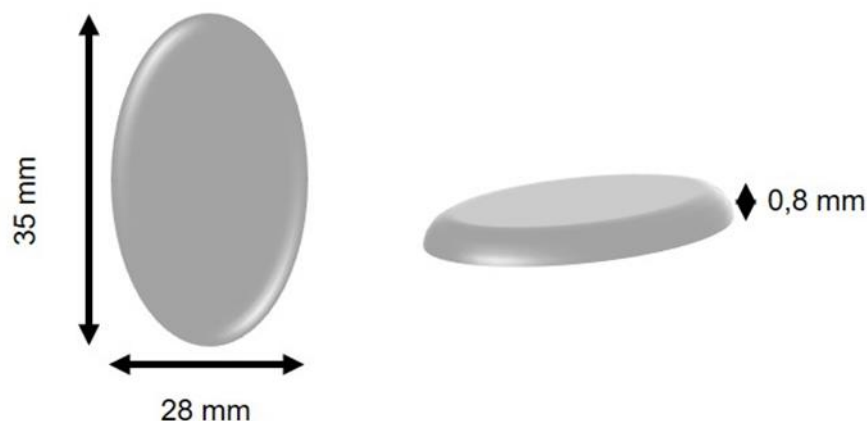


Figure 1: TUGT were made of a rigid polyester resin and with an ovular form. The hardness was 60 Shore A, and the density was 250 kg/m³. They had a width of 28 mm, a length of 35 mm and a thick of 0.8 mm. TUGT were placed under the plantar surface of great toe of both feet. TUGT: Thickness under Great Toe.

Postural parameters

Postural performance during quiet standing was investigated through the CoP displacements recorded using a force-plate. Under each condition, five variables were computed from the CoP displacements: (i) the surface area of CoP excursions; (ii) the frontal (X) mean position of the CoP, (iii) the sagittal (Y) mean position of the CoP, (iv) the mean speed, and (v) the variance of speed of the CoP.

Surface area of CoP

The surface area (in mm²) represents 90% of the instantaneous positions of the CoP included within the confidence ellipse, eliminating the extreme points (*Ruhe et al., 2013*). It is an index of the effectiveness of the tonic postural system in keeping the CoM closer to the intermediate position of balance (*Cultrera et al., 2010*). This variable measures the accuracy with which the postural system locates the subject in its environment, and represents a global measure that allows it to estimate overall postural performance: the smaller the surface, the better the performance (*Asseman et al., 2004*).

Mean speed of CoP

The mean speed (in mm.s⁻¹) represents the total distance covered by CoP divided by the duration of the sampled period. It reflects the efficiency of the postural control system (the smaller the velocity, the better the postural control) (*Paillard and Noé, 2015*) while characterizing the neuromuscular activity required to maintain balance (*Paillard and Noé, 2006*). It has been considered as the measurement with the greatest reliability among trials (*Duarte and De Freitas, 2010*) and constitutes a good index of the amount of activity required to maintain stability (*Geurts et al., 1993*). CoP speed are considered as the most sensitive parameter in comparing individuals from different age groups and with different neurological diseases (*Prieto et al., 1996; Masani et al., 2014*) and play a major role in the feedforward mechanisms of the postural control system during quiet stance (*Vseteckova and Drey, 2013*).

Variance of speed

The variance of speed (in mm/s) indicates the standard deviation of speed of the CoP and was calculated according to the following formula:

$$Var\ Speed = \sqrt{\left(\frac{\sum((\sqrt{(Dx)^2+(Dy)^2} * f - v_{(mean)})^2)}{f * t}\right)}$$

Dx and Dy represent the difference of x and y between two successive points of the statokinesigram; f is the sampling frequency; $v_{(\text{mean})}$ is the mean of speed; t is the duration of acquisition. Noted that the statokinesigram records the successive sampled positions of the CoP in relation to a frame of reference whose origin is located at the barycenter of sustentation polygon.

It expresses the relationship between accelerations and decelerations during oscillations: the higher the variance, the greater is the discomfort and the energetic loss to the patient (*Cultrera et al., 2010*). It was believed that variance of speed of CoP displacement is related to the energy used to achieve postural stabilization, namely leg muscle activity (*Wang et al., 2006*). The link between the shift of CoP and leg muscle activity has been shown by several authors (*Wang et al., 2006; Amiridis et al., 2003; Jonsson et al., 2005*): decrease in variance of speed indicated less energy needed to maintain postural stability.

Note that these CoP measures are widely employed in clinical practice to assess individual's postural control capacities during an unperturbed stance (*Paillard and Noé, 2015*).

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using SPSS statistics software. A Wilcoxon signed-rank test was performed for each dependent variable (Table 1) since the Shapiro-Wilk test revealed that some of the distributions were not normal and proved impossible to normalize. For all analyses, the threshold of significance was $p < 0.05$.

Results

As shown in Figure 2, a difference with TUGT 0.8mm compared to control condition was observed for four of the five dependent variables: the surface of CoP excursions, the mean speed of the CoP, the variance of speed of CoP, and the sagittal (Y) mean position of the CoP. The area of CoP showed a significative ($p=0.003$) decrease of about 30% (from 218 to 155mm²) with TUGT 0.8mm. The mean speed of CoP showed a significative ($p=0.0005$) decrease of about 15% (from 13 to 11 mm/s). The mean sagittal (Y) CoP position corresponds to the relative position of the CoP relative to the centre of support polygon on the anteroposterior axis. The results showed a significative ($p=0.0005$) more anterior mean position, approximately 5mm, of the CoP with TUGT compared to the control condition.

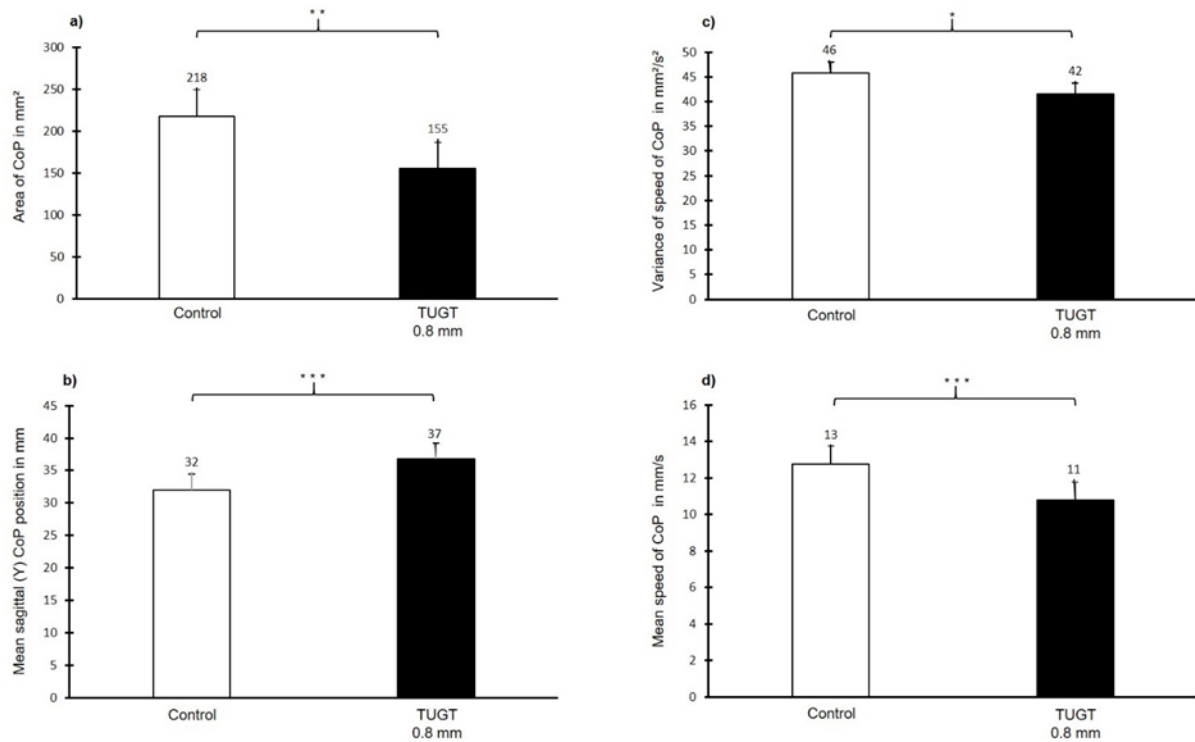


Figure 2: (a) Area of CoP (mm²) for all conditions. Error bars represent the standard error. The ** denotes a statistically difference with $p = 0.003$. CoP: Centre of Pressure, Control: Control condition (0 mm), TUGT: Thickness under Great Toes (0.8 mm). (b) Mean sagittal (Y) CoP position (mm) for all conditions. Error bars represent the standard error. The *** denotes a statistically difference with $p = 0.0005$. CoP: Centre of Pressure, Control: Control condition (0 mm), TUGT: Thickness under Great Toes (0.8 mm). (c) Variance of speed of CoP (mm²/s²) for all conditions. Error bars represent the standard error. The * denotes a statistically difference with $p = 0.02$. CoP: Centre of Pressure, Control: Control condition (0 mm), TUGT: Thickness under Great Toes (0.8 mm). (d) Mean speed of CoP (mm/s) for all conditions. Error bars represent the standard error. The *** denotes a statistically difference with $p = 0.0005$. CoP: Centre of Pressure, Control: Control condition (0 mm), TUGT: Thickness under Great Toes (0.8 mm).

Discussion

This study provides evidence that a low local additional thickness of 0.8mm placed under the great toe bilaterally has an effect on the CoP measures used to assess static balance ability during unperturbed stance. Our results suggest that a very small additional thickness is sufficient to change CoP measures. These postural reactions are consistent with previous reports that used mechanical stimulation of the plantar sole (*Viseux et al., 2018, 2019b*) to promote cutaneous sensory facilitation, and could assist in changing the balance ability in patients with FM.

Effects on postural control

The major finding concerning postural control is an improvement of body balance through spatial parameters with plantar mechanical stimulation, which confirms our hypothesis. A very small additional thickness of 0.8mm, placed under the great toe bilaterally, are sufficient to change CoP measures, and to improve postural performance during quiet upright stance with higher stability (decrease of surface area and mean speed of CoP) (*Asseman et al., 2004; Paillard and Noé, 2015*) and lower energy cost (decrease of variance of speed) (*Cultrera et al., 2010*). An additional observation is that sagittal (Y) mean position of the CoP gets more anterior (+ 5mm) relative to control condition.

Area of CoP

Studies showed an area of CoP around 130mm² in healthy subjects (*Trevisan et al., 2017; Viseux et al., 2018*). In patients with FM, area of CoP was about 228mm² (*Trevisan et al., 2017*), which represents an increase of about 75 percent. According to Trevisan et al. (*2017*), our results showed a similar increase with a value of 218mm².

The large area of postural sway in the control condition could reflect the ineffectiveness of postural control and deficits in fine tuning movements that may be related to poor use of somatosensory information (*Wang et al., 2016*). This speculation is consistent with previous findings that demonstrate CoP shifts larger than the normal ellipse area when somatosensory feedback is delayed peripherally (*Horak and McPherson, 1996*). The activation of plantar cutaneous receptors largely depends on the speed and amplitude of the body sway during standing (*Mouchnino et al., 2019*). Large sways during standing correspond to a self-generated functional behavior to release skin compression. Cortical source and EMG analyses showed that large sways were preceded by (i) activation of cortical areas known to be engaged in motor planning (i.e. supplementary motor area and dorsolateral prefrontal cortex) and (ii) by ankle muscle activations (*Mouchnino et al., 2019*). Large body sways could play a sensory function for balance control, especially in subjects with impaired plantar cutaneous feedback. By contrast, one could assume that reduced postural sway area in the stimulation condition may reflect increased somatosensory feedback in the postural control loop and accurate detection of the spatial representation of body posture in this condition.

Mean speed of CoP

In terms of the mean speed of CoP, significant differences between the stimulation and control condition were observed. The mean speed was significantly decreased in the stimulation condition. These results are consistent with previous studies (*Maurer et al., 2001; Horak and McPherson, 1996*). Postural control systems rely notably on velocity information (*Morasso and Schieppati, 1999; Masani et al., 2003*). During quiet stance, the postural control systems might adopt a control strategy relying significantly on body sway velocity information, and modulating the muscle activity in an anticipatory manner (*Masani et al., 2003*). Worsening of postural stability with FM happens due to increasing body sway velocity, which is, most probably, reflecting decline in the neural processing (*Wilder et al., 1996*), and impaired muscle function (*Klaver-Krol, 2017*), especially to postural muscles (*Elert et al., 2001*). Body sway velocity increase, represent a substantial danger to overall postural stability. Therefore, the decrease in the body sway velocity, characterized by a decrease in the speed of CoP, could be a good indicator of better postural stability (*Paillard and Noé, 2015*), and might further serve as an indicator of progressive changes in physical functioning (*Vseteckova and Drey, 2013*).

Sagittal (y) mean position

The contraction of agonist muscles as well as the co-contraction of antagonistic muscle pairs is employed by the CNS in voluntary motor tasks. Anticipatory strategies often govern muscle contraction and co-contraction of the lower extremities when postural stability is threatened. Ankle muscle contractions produce counteracting forces through plantar flexion and dorsiflexion in response to balance challenges (*Borg et al., 2007*). Muscle activities at the ankle joint correlate with the behavior of CoP (*Borg et al., 2007*). The CoP is a widely-used indicator of neuromuscular control while standing (*Winter et al., 1990*), and is closely proportional to the moment about the ankle joint that is generated by the musculoskeletal system governing the ankle (*Winter et al., 1990; Borg et al., 2007*). Our findings indicate a forward displacement (+5mm) of the mean position of the CoP, induced by TUGT. Therefore, we can suggest that this modification of the mean position of the CoP, in particular in the sagittal plane induces a modulation of the muscular activities and could promote an increase in stiffness at the ankle by co-contraction of sufficient amplitude and thus neutralize destabilizing disturbances and minimizing body sway (*Kim and Hwang, 2018*).

Variance of speed

Variance of speed allows to evaluate if the corrective intervention is more or less effective. A subject in balance moves slowly and has low variance of speed, while patient with altered posture has a non-fluid movement and a higher variance. The return of CoP parameters to normal values after correction indicates the effectiveness of the correction on condition that variance of speed remains low, otherwise the compensation leads to higher energetic expenditure which is of no benefit to the patient. Our results indicate a significant decrease in the surface of CoP associated with a significative decrease in the speed of CoP with TUGT 0.8mm. This goes in the direction of improving postural stability (*Asseman et al., 2004; Paillard and Noé, 2015*). This improvement could be induced by an adapted modulation of the stiffness of the ankle in relation with the change in the mean position of the CoP. In addition, the significative decrease in the variance of the speed which indicates a reduction in the energetic cost (*Cultrera et al., 2010*), underlines the effectiveness of cutaneous sensory facilitation by the use of TUGT in the improvement of postural control.

Clinical interest

Since patients displaying larger CoP area and sway speed are identified as having greater balance impairment (*Phu et al., 2019*), decrease of surface area, mean speed and variance of speed of CoP may reflect a better postural control system efficiency (*Asseman et al., 2004; Paillard and Noé, 2015*) with a reduced energy cost (*Wang et al., 2006*). During the great toe stimulation condition, participants showed a general tendency to move the CoP at a lower velocity over a smaller area. Inappropriate or defective information from any of the sensory systems (i.e., visual, vestibular, and somatosensory receptors) can result in instability due to a mismatch between incoming sensory signals (*Bloem et al., 2002*). Thus, the CNS has to compensate this mismatched information from sensory receptors to correctly functioning receptors where, according to Pyykko et al. (1990), the most important source of somatosensory information comes from plantar mechanoreceptors, being the most important site when balance is perturbed (*Stal et al., 2003*). In this way, the addition of a small thickness under the toes facilitated the tactile cutaneous sensation and reduced the individual's postural sway (*Viseux et al., 2018, 2019b*). In fact, plantar cutaneous afferents play a role in stabilizing the feet, providing an additional source of sensory input that enhances the detection of movement and controlling small amplitude body sway (*Kavounoudias et al., 1998, 1999*). Because integration

of information from all sensory systems appears to be impaired in FM population, it is relevant for clinicians such as podiatrist to include sensory stimulation. FM patients exhibited a generalized non-modality-specific increase in pain sensitivity and a further increase in sensitivity to pressure pain (*Kosek et al., 1996*). In this context, this study brings interesting clinical perspectives to improve balance in patients with FM. Neurophysiological studies showed a very low perceptual threshold (less than 0.5 mN) (*Inglis et al., 2002*) for all cutaneous mechanoreceptors and that potentials from this skin receptors have been obtained by low intensity mechanical stimuli such as displacements of the order of 0.001 μm (*Bolanowski and Zwislocki, 1984*). Light-touch from the great toe allowed the activation of this cutaneous mechanoreceptors, and induced by low additional thickness, (i) provided significant no painfully somatosensory cues and (ii) induce attenuated postural sway. Compared to the no touch condition, an additional sensory stimulus stemming from light-touch would lead to a stabilizing effect on postural sway (*Viseux et al., 2018, 2019b*). Our results suggested that cutaneous mechanoreceptors of the great toe, especially the most superficial ones (*Inglis et al., 2002; Macefield et al., 1990*) were activated by the lowest additional thickness and seem to be consistent with sensory hypothesis and earliest reports using light-touch, which showed an improvement in postural performance (*Jeka and Lackner, 1994*).

Limitations

There are potential limitations when interpreting the observations reported in this paper. First, although this study showed significant effects of low cutaneous mechanical stimulation placed under the great toe bilaterally on static balance, it would be necessary to consider these effects on dynamic balance. Both static and dynamic conditions are often used to test postural control (*Paillard and Noé, 2015*). Indeed, dynamic balance is considered more challenging because it requires the ability to maintain equilibrium during a transition from a dynamic to a static state (*Ross and Guskiewicz, 2004*). For patients with FM, it seemed more prudent to realize postural tests in static conditions even if dynamic conditions are more discriminating in terms of postural control (*Tomomitsu et al., 2013*).

Secondly, given the linear relationship between pain intensity and postural sway speed (*Ruhe et al., 2011; Lihavainen et al., 2010*), it will be interesting to investigate whether COP excursions of FM patients are also influenced by pain severity and pain duration. Previous research has already demonstrated a linear relationship between the magnitude of CoP excursions and the perceived pain intensity in patients suffering from chronic low back pain

(*Ruhe et al., 2011*) or neck pain (*Ruhe et al., 2013*). However, we do not know if this relationship is also observed in patients with FM.

Finally, even though there is some evidence that higher CoP sway parameters are associated with a higher risk of falling, especially in the elderly (*Horak et al., 1989; Maki et al., 1991*), our results did not include elderly participants and therefore cannot be generalized to that population.

Conclusion

Postural ability has been assessed using CoP parameters in patients with FM, and our results showed an improvement of body balance through spatial parameters with sensory cutaneous stimulation applied under the great toe bilaterally. These findings emphasize that cutaneous information arising from the great toe plays an important role in balance and postural control. A very small additional thickness of 0.8mm, placed under the great toe bilaterally, are sufficient to change CoP measures, and to improve postural performance during quiet upright stance with higher stability in patients with FM. It would be interesting to consider in future investigations to understand the complex neurophysiological mechanisms underlying these postural reactions. Taken together, these results bring new clinical perspectives in the development of intervention strategies to improve the quality of plantar cutaneous feedback (i.e. customized postural insoles) and seems to be an interesting and promising way in the management of patients with FM and balance disorders, completing validated therapeutic strategies.

Conclusion

Dans cette étude, les aptitudes posturales de patients souffrant de fibromyalgie ont été évaluées selon des critères stabilométriques, relatifs au déplacement du CP en condition statique. Nos résultats ont montré une modification des paramètres du CP vraisemblablement en faveur d'une amélioration des aptitudes posturales induit par la mise en place d'une faible épaisseur additionnelle sous la pulpe des gros orteils.

Chapitre 5

Discussion générale, limites et perspectives, et
conclusion générale

Discussion générale

Un certain nombre d'observations cliniques ont suggéré une possible influence de stimulations mécaniques plantaires de faible intensité sur les mécanismes de régulation du système de contrôle postural. Dans ce contexte, les objectifs principaux de ce travail de thèse étaient :

- d'envisager le rôle des afférences cutanées plantaires dans les mécanismes de contrôle et de régulation de la posture,
- d'examiner, chez le sujet en bonne santé, les effets de stimulations mécaniques de faible intensité appliquées sous la pulpe des orteils sur le contrôle postural lors du maintien de la posture orthostatique,
- et de proposer de nouvelles perspectives cliniques d'aide à la prise en charge thérapeutique de patients présentant une altération de leurs performances posturales dans un contexte de syndrome douloureux chronique.

Cette discussion générale propose une synthèse des résultats et informations obtenus au travers d'une démarche articulée autour de ces trois axes. Les limites de ce travail ainsi que les perspectives cliniques sont également exposées.

Le premier chapitre a consisté en une présentation des concepts biomécaniques et neurophysiologiques nécessaires à la compréhension des processus qui permettent à l'homme de se mettre debout et de réguler sa posture. Le contrôle postural définit une habileté motrice, qui dérive de l'interaction entre des processus sensorimoteurs complexes nécessaires à la perception et à l'action. Il répond à deux fonctions majeures de stabilisation et d'orientation, nécessaires à l'organisation et la réalisation du mouvement. Situé à l'interface entre l'homme et son environnement, le système podal occupe une place privilégiée, utile au contrôle postural.

Le deuxième chapitre s'est intéressé, au travers de deux revues de littérature, à la compréhension du rôle des afférences plantaires dans la régulation de l'équilibre orthostatique ainsi qu'aux différentes modalités de modulation de cette information sensorielle permettant d'induire des réactions posturales correctives. Les informations sensorielles sont importantes pour le contrôle de la position debout. Les oscillations posturales sont nécessaires à la détection de la position et du mouvement du corps dans l'espace. Bien que relativement faibles en posture orthostatique, ces oscillations sont suffisantes pour stimuler les différentes afférences

sensorielles, en particulier les mécanorécepteurs cutanés plantaires situés à l'interface directe entre le pied et le sol.

Une première étude a envisagé le pied comme une structure sensorielle jouant un rôle important dans le contrôle de l'équilibre orthostatique (*Viseux, 2020*). La fonction sensorielle du pied est assurée par une interaction réciproque entre les afférences cutanées et musculaires (*Macefield et al., 1989 ; Kavounoudias et al., 2001*) qui transmettent une rétroaction tactile et proprioceptive utilisée par le SNC pour des ajustements réflexes et conscients de la posture. Cette capacité résulte de la coordination entre un système cutané qui fournit en permanence des informations sur la détection des oscillations posturales (*Fitzpatrick et McCloskey, 1994 ; Fitzpatrick et al., 1994*) ainsi que sur la répartition du poids du corps sous les pieds (*Kavounoudias et al., 2001*), et un système moteur capable d'initier, de manière réflexe, une réaction posturale corrective en modulant l'activité musculaire (*Aniss et al., 1992 ; Zehr et al., 2001 ; Fallon et al., 2005*). La modulation de cette activité musculaire réflexe dépend de l'intensité de la localisation de la stimulation cutanée (*Nakajima et al., 2006*). L'observation de la répartition des différentes afférences cutanées au travers de la plante du pied indique une plus grande distribution des afférences mécanosensibles de type FAI au niveau des orteils, et souligne ainsi l'importance fonctionnelle de la rétroaction des orteils dans le contrôle de l'équilibre debout (*Strzalkowski et al., 2018*).

Une deuxième étude a consisté à passer en revue les différentes modalités utilisées pour faciliter la rétroaction sensorielle de la plante du pied (*Viseux et al., 2019a*). L'activation des mécanorécepteurs cutanés a été obtenue par l'application de vibrations, de stimulations électriques, ou de stimulations non électriques à type d'épaisseur additionnelle positionnée sous la plante du pied au niveau de zones spécifiques. Toutes ces stimulations ont induit (i) des réactions posturales spécifiques et prédictibles (*Kavounoudias et al., 1998, 1999*), (ii) une modulation des paramètres stabilométriques en lien avec les déplacements du CP (*Janin et Toussaint, 2005 ; Janin et Dupui, 2009 ; Forth et Layne, 2007, 2008 ; Foisy et al., 2015*) et (iii) une amélioration de l'équilibre en réduisant les oscillations posturales (*Hijmans et al., 2008 ; Priplata et al., 2002*).

L'apport d'informations sensorielles supplémentaires par l'utilisation d'une épaisseur additionnelle positionnée sous le pied, en particulier sous les orteils, semble pertinent pour améliorer la stabilité posturale et l'équilibre. Sur la base d'une activation des mécanorécepteurs plantaires par des stimulations mécaniques de faible intensité, nous avons émis l'hypothèse que le contrôle postural serait modifié par la mise en place d'une épaisseur additionnelle positionnée sous la pulpe des orteils.

Dans le chapitre trois, deux études scientifiques ont permis de confirmer notre hypothèse selon laquelle la mise en place d'une épaisseur additionnelle sous les orteils induisait une modulation du contrôle postural. Une épaisseur de 0.8mm a été suffisante pour obtenir des effets significatifs concernant les paramètres biomécaniques liés au déplacement du CP (*Viseux et al., 2018, 2019b*), comparativement à une épaisseur plus importante de 6mm. Les pressions exercées par la plus petite épaisseur sont insuffisantes pour stabiliser mécaniquement le corps du sujet, et nos résultats semblent être en accord avec l'hypothèse sensorielle de Jeka et Lackner (*1994*) selon laquelle les oscillations posturales ont été améliorées par l'utilisation d'un toucher léger « *light touch* » avec des forces inférieures à 1 Newton (*Baldan et al., 2014; Holden et al., 1994; Jeka et Lackner, 1994*). Par ailleurs, une modification des paramètres stabilométriques a également été obtenue par la mise en place unique d'une faible épaisseur additionnelle de 0,8mm sous la pulpe des gros orteils (*Viseux et al., 2019b*). Ces résultats soulignent le rôle des orteils dans les mécanismes du contrôle postural, et confirment les données neurophysiologiques (*Strzalkowski et al., 2018*) et neuroanatomiques (*Akselrod et al., 2017*) de l'importance sensorielle du gros orteil.

Enfin, le chapitre quatre a confirmé nos hypothèses d'un point de vue clinique, en envisageant l'étude de l'effet d'une stimulation sensorielle des gros orteils, apportée par une faible épaisseur additionnelle de 0,8mm, sur les aptitudes posturales de patients présentant une fibromyalgie (*Viseux et al., 2020*). Cette étude a montré, chez ces patients présentant des troubles de l'équilibre et du contrôle postural, une modification des paramètres stabilométriques. Nos résultats indiquent une diminution significative de la surface et de la vitesse moyenne de déplacement du CP. Ces modifications vont dans le sens d'une amélioration de la stabilité posturale (*Asseman et al., 2004 ; Paillard et Noé, 2015*). Cette amélioration pourrait être induite par l'antériorisation du CP qui induit mécaniquement une augmentation du couple en flexion généré au niveau de l'articulation de la cheville. Enfin, la diminution significative de la variance de la vitesse indique une réduction du coût énergétique (*Cultrera et al., 2010*), et souligne l'efficacité de la facilitation sensorielle cutanée apportée par l'utilisation de la faible épaisseur additionnelle, positionnée sous le gros orteil, dans l'amélioration du contrôle postural.

Limites et perspectives

Nos résultats soulignent l'importance du rôle des informations cutanées plantaires et plus particulièrement celles en provenance du gros orteil, sur la modulation du contrôle postural en condition orthostatique. Cependant, il demeure nécessaire d'envisager de futures investigations afin de comprendre les mécanismes neurophysiologiques sous-jacents à ces réactions posturales.

Ces résultats apportent de nouvelles perspectives cliniques dans le développement de stratégies d'intervention (ex : semelles de posture) pour améliorer la qualité de la rétroaction cutanée plantaire ; ils semblent être une voie intéressante et prometteuse dans la prise en charge des troubles du contrôle postural de patients atteints de fibromyalgie. Cependant, ces données résultent d'évaluation stabilométrique du contrôle postural en condition orthostatique, et ne sont pas automatiquement transférables au contrôle postural en condition dynamique comme lors de l'initiation du pas ou de la marche. Par ailleurs, il aurait été intéressant d'étudier les bénéfices de nos conclusions d'une part sur d'autres populations de sujets en condition pathologique, et d'autre part dans le cadre de la mise en place d'un suivi longitudinal afin de quantifier l'impact direct sur la modulation du contrôle postural et sur la symptomatologie associée. Néanmoins, ces données restent essentielles à la compréhension scientifique et clinique, et doivent être considérées en tant que telles avec les limites qui leurs sont associées.

Considérant ces limites, quelques perspectives de recherche pertinentes peuvent être proposées.

Sur le plan clinique, nos résultats ne concernant que l'évaluation de patients fibromyalgiques en condition orthostatique, il nous semble maintenant nécessaire d'envisager l'étude des aptitudes posturales de ces patients en condition dynamique. L'évaluation, en condition dynamique, des effets de la stimulation des afférences cutanées plantaires en provenance du gros orteil sur les paramètres stabilométriques et cinématiques de patients souffrant de fibromyalgie, est en cours d'étude. Le maintien de la station debout en appui uni-podal ainsi que l'initiation du pas sont en cours d'évaluation chez un groupe de patients fibromyalgiques comparativement à un groupe de sujets contrôle. Le groupe test est constitué d'un ensemble de patients issues du Centre d'Evaluation et de Traitement de la Douleur du Centre Hospitalier de Valenciennes et qui ont reçu un diagnostic de fibromyalgie, établi par un médecin algologue selon les critères de l'American College of Rheumatology (*Wolfe et al., 2010*). Le groupe contrôle est constitué par un ensemble de sujets témoins, appariés selon l'âge et le sexe, ne

présentant ni douleur, ni fatigue chronique, et recrutés parmi le personnel du Centre Hospitalier et de l'Université Polytechnique des Hauts-de-France de Valenciennes. A ce jour, cette étude a été réalisée chez 10 sujets patients et 6 sujets témoins avant d'être interrompu en raison de la crise sanitaire liée à la COVID-19. Nous reprendrons nos investigations dès que les conditions sanitaires nous y autoriserons.

Enfin, il nous semble également intéressant d'envisager l'apport d'une information sensorielle additionnelle dans la prise en charge des perturbations du contrôle postural présentes dans d'autres conditions pathologiques comme la maladie de Parkinson. La maladie de Parkinson représente une des maladies neurodégénératives les plus courantes, caractérisée par des troubles neurologiques et musculo-squelettiques. L'instabilité posturale est considérée comme l'une des principales caractéristiques de cette maladie (*Kim et al., 2013*), affectant directement la qualité de vie des patients (*Mirelman et al., 2019*).

La réadaptation fonctionnelle joue un rôle important dans la gestion de la maladie de Parkinson, et le traitement conventionnel comprend des exercices de renforcement et d'étirements, la rééducation de l'équilibre et du contrôle moteur, et l'entraînement à la marche. Néanmoins, il persiste des insuffisances dans l'efficacité de cette prise en charge réadaptative de ces dysfonctions motrices multi-factorielles. Il paraît donc nécessaire de rechercher de nouvelles approches pouvant produire des résultats significatifs d'amélioration fonctionnelle des patients souffrant de la maladie de Parkinson.

Dans ce contexte, plusieurs auteurs ont suggéré qu'en présence de déficits sensitifs, l'apport d'une rétroaction sensorielle supplémentaire au système nerveux central pouvait améliorer la stabilité posturale (*Wall et al., 2011; Dozza et al., 2005; Danilov et al., 2007; Sienko et al., 2012; Viseux et al., 2019a*), et pouvait jouer un rôle crucial pour les patients présentant des déficits sensoriels causés par des maladies neurodégénératives telles que la maladie de Parkinson (*Mancini et al., 2011, 2012; Marchesi et al., 2019*). Plusieurs traitements basés sur la mise en place de stimulations sensorielles périphériques, ont ainsi inspiré de nouvelles approches rééducatives dans cette maladie. Plus particulièrement, la stimulation périphérique facilitant la rétroaction sensorielle en provenance de la plante des pieds semble optimiser le contrôle moteur en permettant une meilleure intégration des entrées sensorielles périphériques (*Brognara et Cauli., 2020; Brognara et al., 2020*). Différentes stimulations sensorielles, vibratoires (*Sienko et al., 2012; Ballardini et Cauli, 2020*), électriques (*Tyler et al., 2003*) ou mécaniques (*Jenkins et al., 2009; Brognara et Cauli, 2020; Brognara et al., 2020*) ont été utilisées en vue d'améliorer le contrôle postural de ces patients. Récemment, Brognara et al.

(2020) ont plus particulièrement évalué les effets positifs d'une stimulation plantaire appliquée sous la phalange distale du gros orteil et sous la tête de la première articulation métatarsienne des deux pieds, sur plusieurs paramètres spatio-temporels de la marche de patients Parkinsoniens. Dans la continuité de ces travaux de recherche, nous envisageons d'étudier les effets d'une stimulation sensorielle périphérique appliquée au niveau de la pulpe des gros orteils, et apportée par la mise en place d'une faible épaisseur additionnelle sur l'équilibre, la stabilité et la marche de patients souffrant de la maladie de Parkinson. La réalisation de ce projet de recherche s'inscrira sous la forme d'un projet post-doctoral.

Conclusion générale

L'équilibre orthostatique est contrôlé par un ensemble de boucles de régulation mises en place par le système postural, en particulier au travers des informations cutanées plantaires. La répartition élevée des afférences cutanées au niveau des orteils reflète l'importance posturale de leur rétroaction sensorielle dans le contrôle de l'équilibre orthostatique. Une faible épaisseur additionnelle (0.8 mm) sous la pulpe des gros orteils est suffisante pour induire une modification des paramètres stabilométriques, et confirme le rôle fonctionnel des afférences cutanées plantaires dans les mécanismes de modulation du contrôle postural.

Les résultats des études réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ont montré que l'application d'indices tactiles supplémentaires pouvait avoir des intérêts thérapeutiques en relation avec le développement de nouvelles pratiques cliniques contribuant à améliorer l'équilibre et le contrôle postural. Cela apporte des perspectives dans la prise en charge des patients à risque de chute ou présentant des syndromes de douleur chronique spécifiques, en complément des stratégies thérapeutiques classiques, qu'elles soient médicamenteuses ou non.

Références bibliographiques

-A-

Abbruzzese M, Rubino V, Schieppati M. Task-dependent effects evoked by foot muscle afferents on leg muscle activity in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996; 101: 339-48.

Abraira VE, Ginty DD. The sensory neurons of touch. *Neuron*. 2013; 79(4): 618-39

Adkin AL, Frank JS, Carpenter MG, Peysar GW. Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Exp Brain Res*. 2002; 143(2): 160-70

Adlerton AK, Moritz U, Moe-Nilssen R. Force plate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiother Res Int*, 2003; 8: 187-99

Aimonetti JM, Hospod V, Roll JP, Ribot-Ciscar E. Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. *J Physiol*. 2007; 580 (Pt 2): 649-58

Aimonetti JM, Roll JP, Hospod V, Ribot-Ciscar E. Ankle joint movements are encoded by both cutaneous and muscle afferents in humans. *Exp Brain Res* 2012; 221: 167-76.

Akselrod M, Martuzzi R, Serino A, van der Zwaag W, Gassert R, Blanke O. Anatomical and functional properties of the foot and leg representation in areas 3b, 1 and 2 of primary somatosensory cortex in humans: A 7T fMRI study. *Neuroimage*. 2017; 159: 473-487

Albert F, Bergenheim M, Ribot-Ciscar E, Roll JP. The Ia afferent feedback of a given movement evokes the illusion of the same movement when returned to the subject via muscle tendon vibration. *Exp Brain Res* 2006; 172: 163-74.

Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern*. 2005; 93(5): 309-22

Ali AS, Rowen KA, Iles JF. Vestibular actions on back and lower limb muscles during postural tasks in man. *J Physiol*. 2003; 546 (Pt 2): 615-24

Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neurosci Lett.* 2003; 350(3): 137–140.

Aniss AM, Gandevia SC, Burke D. Reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. *J Neurophysiol.* 1992; 67(5): 1375-84

Apelqvist J, Bakker K, Van Houtum WH, Nabuurs-Franssen MH, Schaper NC. International consensus and practical guidelines on the management and the prevention of the diabetic foot. International working group on the diabetic foot. *Diabetes Metab Res Rev.* 2000; 16: S84-92

Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res.* 2001; 136(4): 463-73

Arendt-Nielsen L, Nie H, Laursen MB, Laursen BS, Madeleine P, Simonsen OH, Graven-Nielsen T. Sensitization in patients with painful knee osteoarthritis. *Pain.* 2010; 149(3): 573-581

Aruin A, Mayka M, Shiratori T. Could a motor action that has no direct relation to expected perturbation be associated with anticipatory postural adjustments in humans? *Neurosci Lett.* 2003; 34(1): 21-4

Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1998; 109(4): 350-9

Aruin AS, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standar motor action. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996; 101(6): 497-503

Aruin AS, Latash ML. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Exp Brain Res.* 1995; 106(2): 291-300

Aruin AS. The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. *Motor control.* 2003; 7(3): 264-77

Asseman F, Caron O, Crémieux J. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neurosci Lett.* 2004; 358(2): 83-86.

Asseman FB, Caron O, Crémieux J. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait Posture*, 2008; 27: 76-81

Azhary H, Farooq MU, Bhanushali M, Majid A, Kassab MY. Peripheral neuropathy: differential diagnosis and management. *Am Fam Physician* 2010; 81: 887-92.

-B-

Bagherzadeh Cham M, Mohseni-Bandpei MA, Bahramizadeh M, Kalbasi S, Biglarian A. The effects of vibro-medical insole on vibrotactile sensation in diabetic patients with mild-to-moderate peripheral neuropathy. *NeuroSci* 2018; 39:1079-84.

Balasubramaniam R, Riley MA, Turvey MT. specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait Posture*, 2000; 11: 12-24

Baldan AM, Alouche SR, Araujo IM, Freitas SM. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. *Gait Posture* 2014; 40:1-10.

Ball KA, Best RJ, Wrigley TV. Body sway, aim point fluctuation and performance in rifle shooters: inter and intra-individuals analysis. *J Sports Sci*, 2003; 21: 559-66

Ballardini G, Florio V, Canessa A, Carlini G, Morasso P, Casadio M. Vibrotactile feedback for improving standing balance. *Front Bioeng Biotechnol.* 2020; 8: 94

Balter SGT, Stokroos RJ, Akkermans E, Kingma H. Habituation to galvanic vestibular stimulation for analysis of postural control abilities in gymnasts. *Neurosci Lett*, 2004; 366 : 71-75

Banic B, Petersen-Felix S, Andersen OK, Radanov BP, Villiger PM, Arendt-Nielsen L, Curatolo M. Evidence for spinal cord hypersensitivity in chronic pain after whiplash injury and in fibromyalgia. *Pain.* 2004; 107(1-2): 7-15.

Barbic F, Galli M, Dalla Vecchia L, Canesi M, Cimolin V, Porta A, Bari V, Cerri G, Dipaola F, Bassani T, Cozzolino D, Pezzoli G, Furlan R. Effects of mechanical stimulation of the feet on gait and cardiovascular autonomic control in Parkinson's disease. *J Appl Physiol* 2014; 116(5): 495-503.

Barbier, F., Allard, P., Guelton, K., Colobert, B., Godillon-Maquinghen A.P., Lepoutre F.X., Estimation of the 3D center of mass excursion from force plate data during standing, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2003; 11(1):31-37

Barbier F, Pudlo P. Evaluation de la coordination mortice. Analyse du mouvement humain par la biomécanique. Allard P, Dalleau G, Begon M, Blanchi JP. Fides Education, 3^{ème} édition. 2011: 169-88

Bardy BG, Marin L, Stoffregen TA, Bootsma RJ. Postural coordination modes considered as emergent phenomena. J Exp Psychol Hum Percept Perform. 1999; 25(5): 1284-301

Barnett-Cowan M, Harris LR. Perceived timing of vestibular stimulation relative to touch, light and sound. Exp Brain Res. 2009; 198(2-3): 221-31

Bateni H, Zecevic A, McIlroy WE, Maki BE. Resolving conflicts in task demands during balance recovery: does holding an object inhibit compensatory grasping? Exp Brain Res. 2004; 157(1): 49-58

Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. J Biomech 2000; 33: 1433-40.

Belenki VY, Gurfinkel VS, Paltsev Y. Elements of control of voluntary movements. Biofizika. 1967; 12: 135-41

Bell J, Bolanowski S, Holmes MH. The structure and function of Pacinian corpuscles: a review. Prog Neurobiol. 1994; 42(1): 79-128

Bell J, Holmes MH. A note on modelling mechano-chemical transduction with an application to a skin receptor. J Math Biol. 1994; 32(3): 275-85

Bellato E, Marini E, Castoldi F, Barbasetti N, Mattei L, Bonasia DE, Blonna D. Fibromyalgia syndrome: etiology, pathogenesis, diagnosis, and treatment. Pain Res Treat. 2012; 2012,426130.

Bent LR, Lowrey CR. Single low-threshold afferents innervating the skin of the human foot modulate ongoing muscle activity in the upper limbs. J Neurophysiol 2013; 109: 1614-25.

Berencsi A, Ishihara M, Imanaka K. The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci.* 2005; 24(5-6) : 689-709

Bergenheim M, Ribo-Ciscar E, Roll JP. Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: I. Muscle spindle feedback during spatially oriented movements. *Exp Brain Res.* 2000; 134(3): 301-10

Bergin PS, Bronstein AM, Murray NM, Sancovic S, Zeppenfeld DK. Body sway and vibration perception thresholds in normal aging and in patients with polyneuropathy. *J neurol Neurosurg Psychiatry* 1995; 58: 335-40.

Bernstein N. The coordination and regulation of movement. Pergamon Press, London. 1967

Berthoz A. *Le sens du mouvement.* Odile Jacob. 1997: 348

Bisley JW, Goodwin AW, Wheat HE. Slowly adapting type I afferents from the sides and end of the finger respond to stimuli on the center of the fingerpad. *J Neurophysiol.* 2000; 84(1): 57-64

Black FO, Wall C 3rd, Nashner LM. Effects of visual and support surface orientation references upon postural control in vestibular deficient subjects. *Acta Otolaryngo* 1983; 95: 199-201.

Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Verschuur JJ, Honegger F. Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. *Exp Brain Res,* 2002; 142: 91-107

Bolanowski SJ, Zwislocki JJ. Intensity and frequency characteristics of Pacinian corpuscles II. Receptor potentials. *J Neurophysiol* 1984; 51:812-30.

Bolton CF, Winkelmann RK, Dyck PJ. A quantitative study of Meissner's corpuscles in man. *Neurology* 1966; 16: 1-9.

Bolton DAE, Patel R, Staines WR, McIlroy WE. Transient inhibition of primary motor cortex suppresses hand muscle responses during a reactive reach to grasp. *Neurosci Lett* 2011; 504: 83-7

Bonnet CT, Ray C. Peripheral neuropathy may not be the only fundamental reason explaining increased sway in diabetic individuals. *Clin Biomech* 2011; 26: 699-706.

- Boonstra TA, Schouten AC, van der Kooij H. Identification of the contribution of the ankle and hip joints to multi-segmental balance control. *J Neuroeng Rehabil.* 2013; 10:23
- Borg F, Finell M, Hakala I, Herrala M. Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007; 17(5): 622-634
- Bottaro A, Casadio M, Morasso PG, Sanguineti V. Body sway during quiet standing: is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? *Hum Mov sci.* 2005; 24(4): 588-615
- Bouche P, Cattelin F, Saint-Jean O, Leger JM, Queslati S, Guez D, et al. Clinical and electrophysiological study of the peripheral nervous system in the elderly. *J Neurol* 1993; 240: 263-8.
- Boucher P, Teasdale N, Courtemanche R, Bard C, Fleury M. Postural stability in diabetic polyneuropathy. *Diabetes Care* 1995; 18: 638-45.
- Bouisset S, Richardson J, Zattara M. Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? *Exp Brain Res.* 2000; 132(1): 79-86
- Bouisset S. *Biomécanique et physiologie du mouvement.* Masson, Paris. 2002
- Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech.* 1987; 20(8): 735-42
- Boulton AJ, Malik RA, Arezzo JC, Sosenko JM. Diabetic somatic neuropathies. *Diabetes Care* 2004; 27: 1458-86.
- Boulton AJ, Malik RA. Diabetic neuropathy. *Med Clin North Am* 1998; 82: 909-29.
- Brandt T, Paulus W, Straube A. Vision and posture. In: Bles W, Brandt T, eds. *Disorders of posture.* Amsterdam, New York, Oxford. Elsevier Science Publishers BV. 1986: 157-175
- Bressel E, Yonker JC, Kras J, Health EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *J Athl Train,* 2007; 42: 42-6
- Brisben AJ, Hsiao SS, Johnson KO. Detection of vibration transmitted through an object grasped in the hand. *J Neurophysiol.* 1999; 81(4): 1548-58

Brognara L, Cauli O. Mechanical plantar foot stimulation in Parkinson's disease: A scoping Review. *Diseases*. 2020; 8(2): E12

Brognara L, Navarro-Flores E, Lachemet L, Serra-Català N, Cauli O. Beneficial effect of foot plantar stimulation in gait parameters in individuals with Parkinson's disease. *Brain Sci*. 2020; 10(2): 69

Bronstein AM. Multiensory integration in balance control. *Handb Clin Neurol* 2016; 137: 57-66.

Brown AG, Iggo A. A quantitative study of cutaneous receptors and afferent fibres in the cat and rabbit. *J Physiol*. 1967; 193(3): 707-33

Burgess PR, Wei JY, Clark FL, Simon J. signalling of kinaesthetic information by peripheral sensory receptors. *Annu Rev Neurosci*. 1982; 5: 171-87

Burke D, Dickson HG, Skuse NF. Task-dependent changes in the responses to low-threshold cutaneous afferent volleys in the human lower limb. *J Physiol* 1991; 432: 445-58.

Burke D. The activity of human muscle spindle endings in normal motor behaviour. *Int Rev Physiol*. 1981; 25: 91-126

Burleigh A, Horak F. Influence of instruction, prediction and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. *J Neurophysiol*. 1996; 75(4): 1619-28

-C-

Casadio M, Morasso PG, Sanguineti V. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application. *Gait Posture*. 2005; 21(4): 410-24

Casellini CM, Parson HK, Richardson MS, Nevoret ML, Vinik AL. Sudoscan, a noninvasive tool for detecting diabetic small fiber neuropathy and autonomic dysfunction. *Diabetes Technol Ther* 2013; 15: 948-53.

Cauna N, Mannan G. The structure of human digital Pacinian corpuscles (Corpus Cula Lamellosa) and its functional significance. *J Anat*. 1958; 92(1): 1-20

Cavanagh PR, Derr JA, Ulbrecht JS, Maser RE, Orchard TJ. Problems with gait and posture in neuropathic patients with insulin-dependent diabetes mellitus. *Diabet Med* 1992; 5: 469-74.

Cemka-Eval. Etude sur la situation des structures de prise en charge de la douleur chronique rebelle en 2004. Etude pour la Direction de l'hospitalisation et de l'organisation des soins (Dhos). Paris. 2004

Chaudhry V, Rowinsky EK, Sartorius SE, Donehower RC, Cornblath DR. Peripheral neuropathy from taxol and cisplatin combination chemotherapy: clinical and electrophysiological studies. *Ann Neurol* 1994; 35: 304-11.

Chou SW, Cheng HY, Chen JH, Ju YY, Lin YC, Wong MK. The role of the great toe in balance performance. *J Orthop Res*, 2009; 27: 549-54

Chow JY, Davids K, Button C, Koh M. Coordination changes in a discrete multi-articular action as a function of practice. *Acta Psychol.* 2008; 127(1): 163-176

Clark RA, Bryant AL, Pua Y, McCrory P, Bennell K, Hunt M. Validity and reliability of the Nintendo Wii board for assessment of standing balance. *Gait Posture*, 2010; 31: 307-10

Colins JJ, De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res.* 1993; 95(2): 308-18

Collins DF, Refshauge KM, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *J Neurophysiol.* 2005; 94(3): 1699-706

Collins JJ, De Luca CJ. Random walking during quiet standing. *Phys Rev Lett.* 1994; 73(5): 764-767

Collins JJ, De Luca CJ. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res.* 1995; 103(1): 151-63

Compston A, Coles A. multiple sclerosis. *Lancet* 2002; 359: 1221-31.

Corbin DM, Hart JM, McKeon PO, Palmieri-Smith R, Ingersoll CD, Hertel J. The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. *J Sport Rehabil* 2007; 16: 363-72.

Cordo P, Inglis JT, Verschueren S, Collins JJ, Merfeld DM, Rosenblum S, et al. Noise in human muscle spindles. *Nature* 1996; 383: 769-70.

Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol.* 1982; 47(2): 287-302

Creath R, Kiemel T, Horak F, Peterka R, Jeka J. a unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett.* 2005; 377(2): 75-80

Cultrera P, Pratelli E, Petrai V, Postiglione M, Zambelan G, Pasquetti P. Evaluation with stabilometric platform of balance disorders in osteoporosis patients. A proposal for a diagnostic protocol. *Clin Cases Miner Bone Metab*2010; 7(2): 123-125.

-D-

Dallinga JM, Benjaminse A, Lemmink KA. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports? A systematic review. *Sports Med*, 2012; 42: 791-815

Danilov YP, Tyler ME, Hogle RA, Bach-y-Rita P. Efficacy of electrotactile vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss. *J Vestib Res.* 2007; 17(2-3): 119-30

Davlin CD. Dynamic balance in high level athletes. *Percept Mot Skills*, 2004; 98: 1171-6

Day BL, Cole J. vestibular-evoked postural responses in the absence of somatosensory information. *Brain.* 2002; 125 (Pt 9): 2081-8

De Moraes Barbosa C, Bertolo MB, Gaino JZ, Davitt M, Sachetto Z, De Paiva Magalhaes E. The effect of flat and textured insoles on the balance of primary care elderly people: a randomized controlled clinical trial. *Clin Interv Aging* 2018; 13: 277-84.

Diamond J, Mills LR, Mearow KM. Evidence that the Merkel cell is not the transducer in the mechanosensory Merkel cell-neurite complex. *Prog Brain Res.* 1988; 74: 51-6

Dimitrova D, Horak FB, Nutt JG. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. *J Neurophysiol.* 2004; 91(1): 489-501

Dodson MJ, Goodwin AW, Browing AS, Gehring HM. Peripheral neural mechanisms determining the orientation of cylinders grasped by the digits. *J Neurosci*. 1998; 18(1): 521-30

Dougherty PM, Cata JP, Cordella JV, Burton A, Weng HR. Taxol-induced sensory disturbance is characterized by preferential impairment of myelinated fiber function in cancer patients. *Pain* 2004; 109:132-42

Dozza M, Chiari L, Chan B, Rocchi L, Horak FB, Cappello A. Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. *J Neuroeng Rehabil*. 2005; 2: 13

Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter*. 2010; 14(3): 183-192.

Duncan G, Wilson JA, MacLennan WJ, Lewis S. Clinical correlates of sway in elderly people living at home. *Gerontology*. 1992; 38: 160-6.

Duysens J, Trippel M, Horstmann GA, Dietz V. Gating and reversal of reflexes in ankle muscles during human walking. *Exp Brain Res*. 1990; 82: 351-8.

Dyck PJ, Davies JL, Litchy WJ, O'Brien PC. Longitudinal assessment of diabetic polyneuropathy using a composite score in the Rochester Diabetic Neuropathy Study cohort. *Neurology*. 1997; 49: 229-39.

Dyck PJ, Dyck PJ, Larson TS, O'Brien PC, Velosa JA. Patterns of quantitative sensation testing of hypoesthesia and hyperalgesia are predictive of diabetic polyneuropathy: a study of three cohorts. Nerve growth factor study group. *Diabetes Care*. 2000; 23: 510-7.

Dyck PJ, Karnes JL, O'Brien P, Okazaki H, Lais A, Engelstad J. The spatial distribution of fiber loss in diabetic polyneuropathy suggests ischemia. *Ann Neurol*. 1986; 19: 440-9.

-E-

Edgley SA, Aggelopoulos NC. Short latency crossed inhibitory reflex actions evoked from cutaneous afferents. *Exp Brain Res*. 2006; 171(4): 541-50

Edin B. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. *J Physiol*. 2001; 531: 289-97.

Edin BB, Abbs JH. Finger movement responses of cutaneous mechanoreceptors in the dorsal skin of the human hand. *J Neurophysiol.* 1991; 65: 657-70.

Edin BB. Quantitative analysis of static strain sensitivity in human mechanoreceptors from hairy skin. *J Neurophysiol.* 1992; 67(5): 1105-13.

Elert J, Kendall SA, Larsson B, Mansson B, Gerdle B. Chronic pain and difficulty in relaxing postural muscles in patients with fibromyalgia and chronic whiplash associated disorders. *J Rheumatol.* 2001; 28(6): 1361-1368

Endo M, Ashton-Miller JA, Alexander NB. Effects of age and gender on toe flexor muscle strength. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002; 57: 392-7.

England JD, Gronseth GS, Franklin G, Miller RG, Asbury AK, Carter GT, et al. Distal symmetric polyneuropathy: a definition for clinical research: report of the American Academy of Neurology, the American Association of electrodiagnostic Medicine, and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. *Neurology.* 2005; 64: 199-207.

-F-

Fallon JB, Bent LR, McNulty PA, Macefield VG. Evidence for strong synaptic coupling between single tactile afferents from the sole of the foot and motoneurons supplying leg muscles. *J Neurophysiol.* 2005; 94(6): 3795-804

Ferrari E, Cooper G, Reeves ND, Hodson-Tole EF. Surface electromyography can quantify temporal and spatial patterns of activation of intrinsic human foot muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018; 39: 149-55.

Fiolkowski P, Bishop M, Brunt D, Williams B. Plantar feedback contributes to the regulation of leg stiffness. *Clin Biomech.* 2005; 20: 952-8.

Fitzgerald MJT, Gruener G, Mtui E. *Clinical neuroanatomy and neuroscience.* Saunders Elsevier Sixth edition. 2012. P131

Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. *J Neurophysiol.* 1996; 76(6): 3994-4008

Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol*. 1994a; 478(Pt 1): 173-86

Fitzpatrick R, Rogers DK, McCloskey DI. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J Physiol* 1994b; 480: 395-403.

Foisy A, Gaertner C, Matheron E, Kapoula Z. Controlling posture and vergence eye movements in quiet stance. Effects of thin plantar inserts. *PlosOne*2015; 10: e0143693.

Forbes PA, Siegmund GP, Schouten AC, Blouin JS. Task, muscle and frequency dependent vestibular control of posture. *Front Integr Neurosci*. 2015; 8: 94

Forsyth PA, Balmaceda C, Peterson K, Seidman AD, Brasher P, DeAngelis LM. Prospective study of paclitaxel-induced peripheral neuropathy with quantitative sensory testing. *J Neurooncol*. 1997; 35:47-53.

Forth KE, Layne CS. Background muscle activity enhances the neuromuscular response to mechanical foot stimulation. *Am J Phys Med Rehabil*. 2007; 86:50-66.

Forth KE, Layne CS. Neuromuscular responses to mechanical foot stimulation: the influence of loading and postural context. *Aviat Space Environ Med*. 2008; 79:844-51.

-G-

Gagey PM, Weber B. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. Massion Paris. 1995

Gagey B, Bourdeaux O, Gagey PM. From the center of pressure to the center of gravity, a new algorithm for a step forward in stabilometry. *MTP & Rehab Journal*. 2015.13.264

Gandevia SC, Refshauge KM, Collins DF. Proprioception: peripheral inputs and perceptual interactions. *Adv Exp Med Biol*. 2002; 508: 61-8

Galli M, Rigoldi C, Celletti C, Mainardi L, Tenore N, Albertini G, Camerota F. Postural analysis in time and frequency domains in patients with Ehlers-Danlos syndrome. *Res Dev Disabil*. 2011; 32(1): 322-325

Gerbino PG, Griffin ED, Zurakowski D. Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait Posture*. 2007; 26: 501-7

Gescheider GA, Bolanowski SJ, Hall KL, Hoffman KE, Verrillo RT. The effects of aging on information-processing channels in the sense of touch: I. Absolute sensitivity. *Somatosens Mot res*. 1994; 11: 345-57.

Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected forceplatform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993; 74(11): 1144-1150.

Giannotti E, Koutsikos K, Pigatto M, Rampudda ME, Doria A, Masiero S. Medium-/long-term effects of a specific exercise protocol combined with patient education on spine mobility, chronic fatigue, pain, aerobic fitness and level of disability in fibromyalgia. *Biomed Res Int*. 2014; 474029.

Gibbs J, Harrison LM, Stephens JA. Cutaneo muscular reflexes recorded from the lower limb in man during different tasks. *J Physiol*. 1995; 487: 237-42.

Gibson JJ. The ecological approach to the visual perception of pictures. *Leonardo*. 1978; 11: 227-235

Gioftsidou A, Malliou P, Sofokleous P, Pafis G, Beneka A, Godolias G. The effects of balance training on balance ability in handball players. *Exe Qual life*. 2012; 4: 15-22

Gorostiaga EM, Granados C, Ibanez J, Gonzalez-Badillo JJ, Izquierdo M. Effects of an entire season on physical fitness changes in elite male handball players. *Med Sci Sports Exerc*. 2006; 38: 357-66

Granados C, Izquierdo M, Ibanez J, Bonnabau H, Gorostiaga EM. Differences in physical fitness and throwing velocity among elite and amateur female handball players. *Int J Sports Med*. 2007 ; 28 : 860-7

Gravelle DC, Laughton CA, Dhruv NT, Katdare KD, Niemi JB, Lipsitz LA, et al. Noise enhanced balance control in olde radults. *Neuroreport* 2002. 13:1853-6.

Grüneberg C, Duysens J, Honegger F, Allum JH. Spatio-temporal separation of roll and pitch balance-correcting commands in humans. *J Neurophysiol*. 2005; 94(5): 3143-58

Gurfinkel VS, Ivanenko YuP, Levik YuS, Babakova IA. Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*. 1995; 68(1): 229-43

-H-

Haerberle H, Lumpkin EA. Merkel cells in somatosensation. *Chemosens Percept*. 2008; 1(2) : 110-118

Halata Z. The ultrastructure of the sensory nerve endings in the articular capsule of the knee joint of the domestic cat (Ruffini corpuscles and Pacinian corpuscles). *J Anat*. 1977; 124 (Pt 3): 717-29

Hamann W. Mammalian cutaneous mechanoreceptors. *Prog Biophys Mol Biol*. 1995; 64(1): 81-104

Hansson EE, Beckman A, Hakansson A. Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *Acta Otolaryngol*. 2010. 130(12): 1358-63

Haute Autorité de Santé (HAS). Douleur chronique : reconnaître le syndrome douloureux chronique, l'évaluer et orienter le patient. Recommandation HAS de bonne pratique. 2008

Haute Autorité de Santé (HAS). Syndrome fibromyalgique de l'adulte. Recommandation HAS de bonne pratique. 2010

Hellebrandt FA. Standing as a geotropic reflex. The mechanism of the asynchronous rotation of motor units. *J Physiol*. 1938; 121: 471-474

Herrera-Rangel A, Aranda-Moreno C, Mantilla-Ochoa T, Zainos-Saucedo L, Jauregui-Renaud K. The influence of peripheral neuropathy, gender, and obesity on the postural stability of patients with type 2 diabetes mellitus. *J Diabetes Res*. 2014; 787202.

Hijmans JM, Geertzen JH, Zijlstra W, Hof AL, Postema K. Effects of vibrating insoles on standing balance in diabetic neuropathy. *J Rehabil Res Dev*. 2008; 45: 1441-9.

Hlavackova P, Vuillerme N. Do somatosensory conditions from the foot and ankle affect postural responses to plantar-flexor muscles fatigue during bipedal quiet stance? *Gait Posture*. 2012; 36:16-9.

Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*. 2011; 152 (3): S90-S98

Holden M, Ventura JR, Lackner JR. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *J Vestibul Res*. 1994; 4:285-301.

Horak FB, Buchanan J, Creath R, Jeka J. Vestibulospinal control of posture. *Adv Exp Med Biol*. 2002; 508: 139-45

Horak FB, Dickstein R, Peterka RJ. Diabetic neuropathy and surface sway-referencing disrupt somatosensory information for postural stability in stance. *Somatosens Mot Res*. 2002; 19: 316-26.

Horak FB, Hlavacka F. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol*. 2001; 86(2): 575-85

Horak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*. 1990; 82: 167-77.

Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*. 1986; 55(6): 1369-81

Horak FB. Postural compensation for loss of vestibular function. *Equilibrium Research*. 2008; 67(5): 459-461

Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006; 35 Supl 2:7-11

Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: *handbook of Physiology Exercises: Regulation and integration of Multiple Systems*. New York: Oxford. 1996: 255- 292.

Horlings CG, Küng UM, Honegger F, Van Engelen BG, Van Alfen N, Bloen BR, Allum JH. Vestibular and proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. *Neuroscience*. 2009; 161(3): 904-14

Howe EE, Toth AJ, Vallis LA, Bent LR. Baseline skin information from the foot dorsum is used to control lower limb kinematics during level walking. *Exp Brain Res*. 2015; 233: 2477-87.

Hrysomallis C. Balance ability and athletic performance. *Sport Med.* 2011; 41: 221-32

Hsu WL, Scholz JP, Schöner G, Jeka JJ, Kiemel T. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *J Neurophysiol.* 2007; 97(4): 3024-35

Hubbard SJ. A study of rapid mechanical events in a mechanoreceptor. *J Physiol.* 1958; 141(2): 198-218

Hughes J, Clark P, Klenerman L. The importance of the toes in walking. 1990. *J Bone Jt Surg Br.* 1990; 72 : 245-251

-I-

Iggo A, Andres KH. Morphology of cutaneous receptors. *Annu Rev Neurosci.* 1982; 5: 1-31

Iggo A, Muir AR. The structure and function of a slowly adapting touch corpuscle in hairy skin. *J Physiol.* 1969; 200(3): 763-96

Iggo A, Ogawa H. Correlative physiological and morphological studies of rapidly adapting mechanoreceptors in cat's glabrous skin. *J Physiol.* 1977; 266(2): 275-96

Iggo A. Cutaneous and subcutaneous sense organs. *Br Med Bull.* 1977. 33(2); 97-102

Iles JF. Evidence for cutaneous and corticospinal modulation of presynaptic inhibition Ia afferents from the human lower limb. *J Physiol.* 1996; 491 (Pt 1): 197-207

Inglis JT, Horak FB, Shupert CL, Jones-Rycewicz C. The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. *Exp Brain Res.* 1994; 101: 159-64.

Inglis JT, Kennedy PM, Wells C, Chua R. The role of cutaneous receptors in the foot. *Adv Exp Med Biol.* 2002; 508: 111-7.

-J-

Janin M, Dupui P. The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neurosci Lett.* 2009; 461:245-8.

Janin M, Toussaint L. Changes in center of pressure with stimulations via anterior orthotic devices. *Gait Posture*. 2005; 21:879.

Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R. Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol*. 2004; 92(4): 2368-79

Jeka JJ, Lackner JR. Finger contact influences human postural control. *Exp Brain Res*. 1994; 100:495-502.

Jenkins ME, Almeida QJ, Spaulding SJ, van Oostveen RB, Holmes JD, Johnson AM, Perry SD. Plantar cutaneous sensory stimulation improves single-limb support time, and EMG activation patterns among individuals with Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2009; 15(9): 697-702

Johansson RS, Landström U, Lundström R. Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to sinusoidal skin displacements. *Brain Res*. 1982; 244(1): 17-25

Johansson RS, Vallbo AB. Spatial properties of the population of mechanoreceptive units in the glabrous skin of the human hand. *Brain res*. 1980; 184(2): 353-66

Johansson RS, Vallbo AB. Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *J Physiol*. 1979; 286: 283-300.

Johansson RS, Vallbo AB. Tactile sensory innervation of the glabrous skin of the human hand. In *Active touch: the mechanism of recognition of objects by manipulation*. Ed Gordon, G Oxford: Pergamon. 1978

Johansson RS. Tactile sensibility in the human hand: receptive field characteristics of mechanoreceptive units in the glabrous skin area. *J Physiol*. 1978; 281: 101-25

Johnson KO, Yoshioka T, Vega-Bermudez F. Tactile functions of mechanoreceptive afferents innervating the hand. *J Clin Neurophysiol*. 2000; 17(6): 539-58

Johnson KO. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Curr Opin Neurobiol*. 2001; 11(4): 455-61

Jones KD, Horak FB, Winters-Stone K, Irvine JM, Bennett RM. Fibromyalgia is associated with impaired balance and falls. *J Clin Rheumatol*. 2009; 15(1): 16-21.

Jones EG, Coulter JD, Hendry SH. Intracortical connectivity of architectonic fields in the somatic sensory, motor and parietal cortex of monkeys. *J Comp Neurol*. 1978; 181(2) : 291-347

Jonsson E, Seiger A, Hirschfeld H. Postural steadiness and weight distribution during tandem stance in healthy young and elderly adults. *Clin Biomech*. 2005; 20(2): 202–208.

-K-

Kapoula Z, Lê TT. Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Exp Brain Res*. 2006; 173(3): 438-45

Karadenizli ZI, Erkut O, Ramazanoglu N, Uzun S, Camliguney AF, Bozkurt S, Tiryaki C, Kucuk V, Sirmen B. Comparison of dynamic and static balance in adolescent handball and soccer players. *Turk J Sport Exe*. 2014; 16: 47-54

Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol*. 2001; 532(Pt 3): 869-78

Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neurosci Lett*. 1999; 266(3): 181-4

Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a “dynamometric map” for human balance control. *Neuroreport*. 1998. 9(14): 3247-52

Kaye JA, Oken BS, Howieson DB, Howieson J, Holm LA, Dennison K. neurologic evaluation of the optimally healthy oldest old. *Arch Neurol*. 1994; 51: 1205-11.

Kelly LA, Kuitunen S, Racinais S, Cresswell AG. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clin Biomech*. 2012; 27: 46-51.

Kelso JA, Southard DL, Goodman D. On the nature of human interlimb coordination. *Science*. 1979; 203(4384): 1029-31

Kennedy PM, Inglis JT. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol.* 2002; 538 (Pt 3): 995-1002

Kenshalo DR. Somesthetic sensitivity in young and elderly humans. *J gerontol.* 1986; 41: 732-42.

Kerr GK, Worringham CJ, Cole MH, Lacherez PF, Wood JM, Silburn PA. Predictors of future falls in Parkinson disease. *Neurology.* 2010; 75: 116-24.

Khaodhiar L, Niemi JB, Earnest R, Lima C, Harry JD, Veves A. Enhancing sensation in diabetic neuropathic foot with mechanical noise. *Diabetes Care.* 2003; 26: 3280-3.

Kiemel T, Elahi AJ, Jeka JJ. Identification of the plant for upright stance in humans: multiple movement patterns from a single neural strategy. *J Neurophysiol.* 2008; 100(6): 3394-406

Kim SD, Allen NE, Canning CG, Fung VS. Postural instability in patients with Parkinson's disease. *Epidemiology, pathophysiology and management. CNS Drugs.* 2013; 27(2): 97-112

Kim D, Hwang JM. The center of pressure and ankle muscle co-contraction in response to anterior-posterior perturbations. *Plos One.* 2018; 13(11): e0207667

Klaver Krol EG. What is known about ElectrophysiologicalMuscle functions of patients with fibromyalgia syndrome? *Fibrom Open Access.* 2017; 2: 125

Kleiner A, Galli M, Gaglione M, Hildebrand D, Sale P, Albertini G, Stocchi F, De Pandis MF. The Parkinsonian gait spatiotemporal parameters quantified by a single inertial sensor before and after automated mechanical peripheral stimulation treatment. *Parkinsons Dis.* 2015; 2015:390512.

Kleiner AFR, Souza Pagnussat A, Pinto C, Redivo Marchese R, Salazar AP, Galli M. Automated mechanical peripheral stimulation effects on gait variability in individuals with Parkinson disease and freezing of gait: a double-blind, randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2018; 99: 2420-29.

Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Meulstee J, Kaulesar Sukul DM, Vleeming A, Snijders CJ, van Noort A. Lowered motor conduction velocity of the peroneal nerve after inversion trauma. *Med Sci Sports Exerc.* 1994; 26(7): 877-883.

Klous M, Mikulic P, Latash ML. Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22(1): 110-6

Knellwolf TP, Burton AR, Hammam E, Macefield VG. Firing properties of muscle spindles supplying the intrinsic foot muscles of humans in unloaded and freestanding conditions. *J neurophysiol* 2019; 121: 74-84.

Knellwolf TP, Burton AR, Hammam E, Macefield VG. Microneurography from the posterior tibial nerve: a novel method of recording activity from the foot in freely standing humans. *J Neurophysiol.* 2018; 120: 953-9.

Knibestöl M, Vallbo AB. Single unit analysis of mechanoreceptor activity from the human glabrous skin. *Acta Physiol Scand.* 1970; 80 (2): 178-95.

Knibestöl M. Stimulus-response functions of rapidly adapting mechanoreceptors in human glabrous skin area. *J Physiol.* 1973; 232(3): 427-52

Knight T, Schaefer C, Chandran A, Zlateva G, Winkelmann A, Perrot S. Health-resource use and costs associated with fibromyalgia in France, Germany, and the United-States. *Clicoecon Outcomes Res.* 2013; 5: 171-80

Komatsu H, Yagasaki K, Hirata K, Hamamoto Y. Unmet needs of cancer patients with chemotherapy-related hand-foot syndrome and targeted therapy-related hand-foot skin reaction: A qualitative study. *Eur J Oncol Nurs.* 2019 ; 38 : 65-9.

Komiyama T, Zehr EP, Stein RB. Absence of nerve specificity in human cutaneous reflexes during standing. *Exp Brain Res.* 2000; 133: 267-72.

Kosek E, Ordeberg G. Abnormalities of somatosensory perception in patients with painful osteoarthritis normalize following successful treatment. *Eur J Pain.* 2000; 4(3): 229-238.

Kosek E, Cohen M, Baron R, Gebhart GF, Mico JA, Rice AS, Rief W, Sluka AK. Do we need a third mechanistic descriptor for chronic pain states? *Pain.* 2016; 157(7): 1382-1386.

Kosek E, Ekholm J, Hansson P. Modulation of pressure pain thresholds during and following isometric contraction in patients with fibromyalgia and in healthy controls. *Pain.* 1996; 64(3): 415-423.

Kouzaki M, Shinohara M. steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. *Muscle Nerve*. 2010; 42: 78-87.

Krasovsky T, Levin MF. Review: Toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010; 24(3): 213-24

Krishnan V, Aruin AS. Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. *Exp Brain res*. 2011; 212(3): 385-97

Ku PX, Abu Osman NA, Yusof A, Wan Abas WA. The effect on human balance of standing with toe-extension. *Plos One*. 2012; 7: e41539.

-L-

Lakie M, Loram ID. Manually controlled human balancing using visual, vestibular and proprioceptive senses involves a common, low frequency neural process. *J Physiol*. 2006; 577 (PT 1): 403-16

Lakie M, Caplan N, Loram ID. Human balancing of an inverted pendulum with a compliant linkage: neural control by anticipatory intermittent bias. *J Physiol*. 2003; 551 (Pt 1): 357-370

Latt MD, Lord SR, Morris JG, Fung VS. Clinical and physiological assessments for elucidating falls risk in Parkinson's disease. *Mov Disord* 2009; 24: 1280-9.

Lavoie BA, Cody FW, Capaday C. Cortical control of human soleus muscle during volitional and postural activities studied using focal magnetic stimulation. *Exp Brain Res* 1995; 103: 97-107

Leteneur S, Gillet C, Sadeghi H, Allard P, Barbier F. Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clin Biomech*. 2009; 24(2): 190-5

Lihavainen K, Sipilä S, Rantanen T, Sihvonen S, Sulkava R, Hartikainen S. Contribution of musculoskeletal pain to postural balance in community-dwelling people aged 75 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2010; 65(9): 990-996.

Lipsitz LA, Lough M, Niemi J, Trivison T, Howlett H, Manor B. A shoe insole delivering subsensory vibratory noise improves balance and gait in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015; 96: 432-9.

Liu W, Lipsitz LA, Montero-Odasso M, Bean J, Kerrigan DC, Collins JJ. Noise-enhanced vibrotactile sensitivity in older adults, patients with stroke, and patients with diabetic neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 171-6.

Loewenstein WR, Mendelson M. Components of receptor adaptation in a Pacinian corpuscle. *J Physiol.* 1965; 177(3): 377-97

Loewenstein WR, Skalak R. Mechanical transmission in a Pacinian corpuscle. An analysis and a theory. *J Physiol.* 1966; 182(2): 346-78

Loram ID, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J Physiol.* 2002a; 540(3): 1111-24

Loram ID, Lakie M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol.* 2002b; 545(3): 1041-53

Loram ID, Maganaris CN, Lakie M. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *J Physiol.* 2005; 564(Pt 1): 295-311

Lord SR, Clark RD, Webster IW. Visual acuity and contrast sensitivity in relation to falls in an elderly population. *Age Ageing.* 1991; 20: 175-81.

Lowrey CR, Strzalkowski ND, Bent LR. Cooling reduces the cutaneous afferent firing response to vibratory stimuli in glabrous skin of the human foot sole. *J neurophysiol.* 2013; 109: 839-50.

Lowrey CR, Strzalkowski ND, Bent LR. Skin sensory information from the dorsum of the foot and ankle is necessary for kinesthesia at the ankle joint. *Neurosci Lett.* 2010; 485(1): 6-10

Lundberg A. Multisensory control of spinal reflex pathways. *Prog Brain Res.* 1979; 50: 11-28

-M-

Macefield G, Burke D, Gandevia SC. The cortical distribution of muscle and cutaneous afferent projections from the human foot. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1989; 72: 518-28.

Macefield G, Gandevia SC, Burke D. Perceptual responses to microstimulation of single afferents innervating joints, muscles and skin of the human hand. *J Physiol*. 1990; 429:113-29.

Macefield VG, Binder MD, Hirokawa N, Windhorst U. Tactile C fibres. *Encyclopedia of neuroscience*. Germany: Springer; 2009. p. 3995-7.

Macefield VG, Birznieks I. Cutaneous mechanoreceptors, functional behaviour. In: *Encyclopedia of neuroscience*, edited by Binder MD, Hirokawa N, Windhorst U. Berlin: Springer. 2009; 914-922

Macefield VG, Knellwolf TP. Functional properties of human muscle spindles. *J Neurophysiol*. 2018; 120: 452-67.

Macefield VG. Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2005; 32(1-2): 135-44

Macfarlane GJ, Kronisch C, Dean LE, Atzeni F, Häuser W, Flub E, Choy E, Kosek E, Amris K, Branco J, Dincer F, Leino-Arjas P, Longley K, McCarthy GM, Makri S, Perrot S, Sarzi-Puttini P, Taylor A, Jones GT. EULAR revised recommendations for the management of fibromyalgia. *Ann Rheum Dis*. 2017; 76(2): 318-328

Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Wiklund J. Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway. *Acta Otolaryngol*. 1990; 110: 321-7.

Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1999; 54: 281-7.

Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. Fear of falling and postural performance in the elderly. *J Gerontol*. 1991; 46(4): M123-131.

Malik RA, Tesfaye S, Newrick PG, Walker D, Rajbhandari SM, Siddique I, Sharma AK, Boulton AJ, King RH, Thomas PK, Ward JD. Sural nerve pathology in diabetic patients with minimal but progressive neuropathy. *Diabetologia*. 2005; 48(3): 578-85.

Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, Marin O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J gerontol*. 1989; 44: 118-27.

Mancini M, Carlson-Kuhta P, Zampieri C, Nutt JG, Chiari L, Horak FB. Postural sway as a marker of progression in Parkinson's disease: a pilot longitudinal study. *Gait posture*. 2012; 36(3): 471-6

Mancini M, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Chiari L. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2011; 17(7): 557-62

Manor B, Li L. Characteristics of functional gait among people with and without peripheral neuropathy. *Gait Posture*. 2009; 30: 253-6.

Mantyh PW. Cancer pain and its impact on diagnosis, survival and quality of life. *Nat Rev Neurosci*. 2006; 7: 797-809.

Marchesi G, Casadio M, Ballardini G, Luca A, Squeri V, Vallone F, Giorgini C, Crea P, Pilotto A, Sanfilippo C, Saglia J, Canessa A. Robot-based assessment of sitting and standing balance: preliminary results in Parkinson's disease. *IEEE Int Conf Rehabil Robot*. 2019; 2019: 570-576

Marin L, Bardy BG. Les coordinations posturales : approches neuromusculaire et dynamique. *Mov & Sport Sci*. 2011; 74: 39-52

Marques MC, Gonzalez-Badillo JJ. In-season resistance training and detraining in professional team handball players. *J Strength Cond Res*. 2006; 20: 563-71

Martins HS, Lüdtke DD, Araújo JC, Cidral-Filho FJ, Salgado ASI, Viseux F, Martins DF. Effects of core strengthening on balance in university judo athletes. *J Bodyw Mov Ther*. 2019; 23(4): 758-765

Masani K, Vette AH, Kouzaki M, Kanehisa H, Fukunaga T, Popovic MR. Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neurosci Lett*. 2007; 422: 202-6.

Masani K, Vette AH, Abe MO, Nakazawa K. Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait Posture*. 2014; 39(3): 946-952.

Massion J, Popov K, Fabre JC, Rage P, Gurfinkel V. Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? *Exp Brain Res.* 1997; 114(2): 384-9

Massion J, Woollacott MH. Posture and equilibrium. *Clinical disorders of balance, posture and gait.* London, United Kingdom. 1996: 1-18

Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol.* 1992; 38(1): 35-56

Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol.* 1994; 4(6): 877-887.

Maszczyk A, Gołaś A, Pietraszewski P, Kowalczyk M, Ciężczyk P, Kochanowicz A, Smółka W, Zając A. Neurofeedback for the enhancement of dynamic balance of judokas. *Biol. Sport.* 2018; 35: 99-102

Matthews PB, Stein RB. The sensitivity of muscle spindle afferents to small sinusoidal changes of length. *J Physiol.* 1969; 200(3): 723-43

Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F. Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neurosci Lett.* 2001; 302: 45-8.

Maurer C, Mergner T, Peterka RJ. Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res.* 2006; 171(2): 231-50

McGlone, Reilly D. The cutaneous sensory system. *Neurosci Biobehav Rev.* 2010; 34(2): 148-59

McGuine Ta, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med.* 2000; 10: 239-44

McIlroy WE, Maki BE. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1996; 51: 289-96.

McIlroy WE, Maki BE. Task constraints on foot movement and the incidence of compensatory stepping following perturbation of upright stance. *Brain Res.* 1993; 616(1-2): 30-8

McKeon PO, Hertel J. Diminished plantar cutaneous sensation and postural control. *Percept Mot Skills.* 2007; 104: 56-66.

Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*. 2004; 33: 602-7.

Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005; 60: 1546-52.

Mergner T, Rosemeier T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions – A conceptual model. *Brain Res Brain Res Rev*. 1998; 28(1-2): 118-35

Mildren RL, Bent LR. Vibrotactile stimulation of fast-adapting cutaneous afferents from the foot modulates proprioception at the ankle joint. *J Appl Physiol*. 2016; 120: 855-64.

Mildren RL, Yip MC, Lowrey CR, Harpur C, Brown SHM, Bent LR. Ageing reduces light touch and vibrotactile sensitivity on the anterior lower leg and foot dorsum. *Exp gerontol*. 2017 ; 99 : 1-6.

Miranda DL, Hsu WH, Gravelle DC, Petersen K, Ryzman R, Niemi J, et al. Sensory enhancing insoles improve athletic performance during hexagonal agility task. *J Biomech*. 2016; 49:1058-63.

Mirelman A, Bonato P, Camicioli R, Ellis TD, Giladi N, Hamilton JL, Hass CJ, Hausdorff JM, Pelosin E, Almeida QJ. Gait impairments in Parkinson's disease. *Lancet Neurol*. 2019; 18(7): 697-708

Moberg E. The role of cutaneous afferents in position sense, kinaesthesia and motor function of the hand. *Brain*. 1983; 106 (Pt 1): 1-19

Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. The effect of decreased visual acuity on control of posture. *Clin Neurophysiol*. 2012; 123(1): 173-82

Mohapatra S, Kukkar KK, Aruin AS. Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *J electromyogr Kinesiol*. 2014; 24(1): 144-52

Mold JW, Vesely SK, Keyl BA, Schenk JB, Roberts M. The prevalence, predictors, and consequences of peripheral sensory neuropathy in older patients. *J am Board Fam Pract*. 2004; 17: 309-18.

Mononen K, Kontinen N, Viitasalo J, Era P. relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. *Scand J Med Sci Sports*. 2007; 17: 180-5

Montfort SM, Pan X, Loprinzi CL, Lustberg MB, Chaudhari AMW. Impaired Postural Control and Altered Sensory Organization During Quiet Stance Following Neurotoxic Chemotherapy: A Preliminary Study. *Integr Cancer Ther*. 2019; 18: 1534735419828823.

Montfort SM, Pan X, Patrick R, Singaravelu J, Loprinzi CL, Lustberg MB, et al. Natural history of postural instability in breast cancer patients treated with taxane-based chemotherapy: a pilot study. *Gait Posture*. 2016; 48: 237-42.

Morasso P, Cherif A, zenzeri J. Quiet standing: The single inverted pendulum model is not so bad after all. *Plos One*. 2019; 14(3): e0213870

Morasso PG, Sanguineti V. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *J Neurophysiol*. 2002; 88(4): 2157-62

Morasso PG, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol*. 1999; 82(3): 1622-6

MoseleyGL, Hodges PW. Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? *Clin J Pain*. 2005; 21(4): 323-329

Mouchnino L, Fontan A, Tandonnet C, Perrier J, Saradjian AH, Blouin J, Simoneau M. Facilitation of cutaneous inputs during the planning phase of gait initiation. *J Neurophysiol*. 2015; 114: 301-8

Mouchnino L, Fabre M, Ribot-Ciscar E, Ackerley R, Aimonetti JM, Chavet P, Blouin J, Simoneau M. Large body sways help maintaining balance by increasing the transmission of cutaneous input following prolonged periods of reduced body oscillations: EEG, microneurography and behavioural evidence. *Neurophysiol Clin*. 2019 ; 49(6) : 434.

Muto LH, Sauer JF, Yuan SL, Sousa A, Mango PC, Marques A. Postural control and balance self-efficacy in women with fibromyalgia: are there differences? *Eur J Phys Rehabil Med*. 2015; 51(2): 149-154.

Myers MI, Peltier AC, Li J. Evaluating dermal myelinated nerve fibers in skin biopsy. *Muscle nerve*. 2013; 47: 1-11.

-N-

Najafi B, Crews RT, Wrobel JS. A novel plantar stimulation technology for improving protective sensation and postural control in patients with diabetic peripheral neuropathy: a double-blinded, randomized study. *Gerontology*. 2013; 59: 473-80.

Najafi B, Talal TK, Grewal GS, Menzies R, Armstrong DG, Lavery LA. Using plantar electrical stimulation to improve postural balance and plantar sensation among patients with diabetic peripheral neuropathy: a randomized double blinded study. *J Diabetes Sci Technol*. 2017 ; 11 :693-701.

Nakajima T, Mezzarane RA, Hundza SR, Komiyama T, Zehr EP. Convergence in reflex pathways from multiple cutaneous nerves innervating the foot depends upon the number of rhythmically active limbs during locomotion. *Plos One*. 2014; 9(8): e104910

Nakajima T, Sakamoto M, Tazoe T, Endoh T, Komiyama T. Location specificity of plantar cutaneous reflexes involving lower limb muscles in humans. *Exp Brain Res*. 2006; 175: 514-25.

Nakajima T, Sakamoto M, Tazoe T, endoh T, Komiyama T. Location-specific modulations of plantar cutaneous reflexes in human (peroneus longus muscle) are dependent on co-activation of ankle muscles. *Exp Brain res*. 2009; 195: 403-12.

Nardone A, Grasso M, Schieppati M. Balance control in peripheral neuropathy: are patients equally unstable under static and dynamic conditions. *Gait Posture*. 2006; 23: 364-73.

Nardone A, Schieppati M. Group II spindle fibres and afferent control of stance. Clues from diabetic neuropathy. *Clin Neurophysiol*. 2004; 115(4): 779-89

Nardone A, Tarantola J, Miscio G, Pisano F, Schenone A, Schieppati M. Loss of large-diameter spindle afferent fibres is not detrimental to the control of body sway during upright stance: evidence from neuropathy. *Exp Brain res*. 2000; 135(2): 155-62

Nashner LM, McCollum G. The organization of postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci.* 1985; 8(1): 135-72

Nashner LM, Woollacott M, Tuma G. Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. *Exp Brain Res.* 1979; 36(3): 463-76

Nouillot P, Bouisset S, Do MC. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neurosci Lett.* 1992; 147(1): 1-4

Nouillot P, Do MC, Bouisset S. Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans? *Neurosci Lett.* 2000; 279(2): 77-80

Nurse MA, Nigg BM. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech.* 2001; 16: 719-27.

-O-

O'Connor SM, Kuo AD. Direction-dependent control of balance during walking and standing. *J Neurophysiol.* 2009; 102(3): 1411-9

Ogawa H. The Merkel cell as a possible mechanoreceptor cell. *Prog Neurobiol.* 1996; 49(4): 317-34

Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res.* 2002; 14(1): 164-76

Okai LA, Kohn AF. Quantifying the contributions of the flexor digitorum brevis muscle on postural stability. *Motor Control.* 2015; 19: 161-172

Oyibo SO, Prasad YD, Jackson NJ, Jude EB, Boulton AJ. The relationship between blood glucose excursions and painful diabetic peripheral neuropathy: a pilot study. *Diabet Med.* 2002; 19: 870-3.

-P-

Pagnussat AS, Kleiner AFR, Rieder CRM, Frantz A, Ehlers J, Pinto C, Dorneles G, Netto CA, Peres A, Galli M. Plantar stimulation in parkinsonians: from biomarkers to mobility – randomized controlled trial. *Restor Neurol Neurosci.* 2018 ; 36(2) : 195-205.

Paillard J. Tonus, postures et mouvements. In « Physiologie », Kayser CH, 3^{ème} Ed. Flamarrion, Paris. 1976 ; Tome III, Ch. 6 : 521-728

Paillard J. Itinéraire pour une psychophysiology de l'action. Actio (Editions). 1986

Paillard T, Costes-Salon C, Lafont C, Dupui P. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? Br J Sports Med. 2002; 36: 304-5

Paillard T, Noé F, Rivière T, Marion V, Montoya R, Dupui P. postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. J Athl Train. 2006; 41: 172-6

Paillard T, Noé F. Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. Scand J Med Sci Sports. 2006; 16: 345-8

Paillard T, Noé F. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. Biomed Res Int. 2015; 2015: 891390.

Palmieri RM, Ingersoll CD, Cordova ML, Kinzey SJ, Stone MB, Krause BA. The effect of a stimulated knee joint effusion on postural control in healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil. 2003; 84: 1076-9

Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Centre of pressure parameters used in the assessment of postural control. J Sports Rehabil. 2002; 11: 51-66

Park S, Horak FB, Kuo AD. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. Exp Brain Res. 2004; 154(4): 417-27

Partanen J, Niskanen L, Lehtinen J, Mervaala E, Siitonen O, Uusitupa M. Natural history of peripheral neuropathy in patients with non-insulin-dependent diabetes mellitus. N Engl J Med. 1995; 333: 89-94.

Patel M, Fransson PA, Johansson R, Magnusson M. Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. Exp Brain Res. 2011 ; 208 : 519-27.

Patel M, Magnusson M, Kristinsdottir E, Fransson PA. The contribution of mechanoreceptive sensation on stability and adaptation in the young and elderly. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 105: 167-73

Paton J, Glasser S, Collings R, Marsden J. Getting the right balance: insole design alters the static balance of people with diabetes and neuropathy. *J Foot Ankle Res.* 2016; 9:40.

Perrot S, Vicaut E, Servant D, Ravaud P. Prevalence of fibromyalgia in France: a multi-step study research combining national screening and clinical confirmation: The DEFI study (Determination of Epidemiology of Fibromyalgia). *BMC Musculoskelet Disord.* 2011; 12: 224

Penfield W, Boldrey E. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation. *Brain.* 1937; 60(4): 389-443

Perry SD, McIlroy WE, Maki BE. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res.* 2000; 877: 401-6.

Perry SD, Radtke A, McIlroy WE, Fernie GR, Maki BE. Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2008; 63: 595-602.

Perry SD. Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neurosci Lett.* 2006; 392: 62-7.

Peterka RJ. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biol Cybern.* 2000; 82(4): 335-43

Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol.* 2002; 88(3): 1097-118

Peterka RJ, Loughlin PJ. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol.* 2004; 91(1): 410-23

Peters RM, McKeown MD, Carpenter MG, Inglis JT. Losing touch: age-related changes in plantar skin sensitivity, lower limb cutaneous reflex strength, and postural stability in older adults. *J Neurophysiol.* 2016; 116: 1848-58.

Phillips JR, Johansson RS, Johnson KO. Responses of human mechanoreceptive afferents to embossed dot arrays scanned across fingerpad skin. *J Neurosci*. 1992; 12(3): 827-39

Phillips JR, Johnson KO. Tactile spatial resolution. II. Neural representation of bars, edges, and gratings in monkey primary afferents. *J Neurophysiol*. 1981; 46(6): 1192-203

Phu S, Vogrin S, Al Saedi A, Duque G. Balance training using virtual reality improves balance and physical performance in older adults at high risk of falls. *Clin Interv Aging*. 2019; 14: 1567-1577.

Pierrot-Deseiligny E, Bergego C, Katz R, Morin C. Cutaneous depression of Ib reflex pathways to motoneurons in man. *Exp Brain Res*. 1981; 42: 351-61.

Pierrot-Deseiligny E, bergego C, Katz R. Reversal in cutaneous of Ib pathways during human voluntary contraction. *Brain Res*. 1982; 233: 400-3.

Pinsault N, Vuillerme N. Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Med Eng Phys*. 2009; 31(2): 276-286.

Pinter IJ, van Swigchem R, van Soest AJ, Rozendaal LA. The dynamics of postural sway cannot be captured using a one-segment inverted pendulum model: a PCA on segment rotations during unperturbed stance. *J Neurophysiol*. 2008; 100(6): 3197-208

Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil*. 2000; 14: 402-6.

Prätorius B, Kimmeskamp S, Milani TL. The sensitivity of the sole of the foot in patients with Morbus Parkinson. *Neurosci Lett*. 2003; 34: 173-6.

Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1996; 43: 956-66.

Priplata A, Niemi J, Salen M, Harry J, Lipsitz LA, Collins JJ. Noise-enhanced human balance control. *Phys Rev Lett*. 2002; 89(23): 238101

Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet*. 2003; 362(9390): 1123-4

Priplata AA, Patritti BL, Niemi JB, Hughes R, Gravelle DC, Lipsitz LA, Veves A, Stein J, Bonato P, Collins JJ. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Ann Neurol*. 2006; 59(1): 4-12

Proske U, Gandevia SM. The proprioceptive senses: Their roles in signalling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev*. 2012; 92(4): 1651-97

Prusch JS, Kleiner AFR, Salazar AP, Pinto C, Marchese RR, Galli M, et al. Automated mechanical peripheral stimulation and postural control in subjects with Parkinson's disease and freezing of gait: a randomized controlled trial. *Funct Neurol*. 2018; 33: 206-12.

Pruszynski JA, Johansson RS. Edge-orientation processing in first-order tactile neurons. *Nat Neurosci*. 2014; 17(10): 1404-9

Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Hall W, Lamantia AS, White L. *Neurosciences*. DeBoeck Université. 2011; 4ème édition: 1-960

Pyykko I, Jantti P, Aalto H. Postural control in elderly subjects. *Age Ageing*. 1990; 19: 215-21

-Q-

Qiu F, Cole MH, Davids KW, Hennig EM, Silburn PA, Netscher H, et al. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait Posture*. 2012; 35:630-5.

Qu X, Nussbaum MA. Evaluation of the roles of passive and active control of balance using a balance control model. *J Biomech*. 2009; 42: 1850-5.

-R-

Rannou F, Prioux J, Zouhal H, Gratas-Delamarche A, Delamarche P. Physiological profile of handball players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2001; 41: 349-53

Rasmussen T, Penfield W. Further studies of the sensory and motor cerebral cortex of man. *Fed Proc*. 1947; 6(2): 452-460

Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture*. 2005; 21: 48-58

Rein S, Hagert E, Hanisch U, Lwowski S, Fieguth A, Zwipp H. Immunohistochemical analysis of sensory nerve endings in ankle ligaments: a cadaver study. *Cells Tissues Organs*. 2013a; 197(1): 64-76

Rein S, Hanisch U, Zwipp H, Fieguth A, Lwowski S, Hagert E. Comparative analysis of inter- and intraligamentous distribution of sensory nerve endings in ankle ligaments: a cadaver study. *Foot Ankle Int*. 2013b; 34(7): 1017-24

Ribot-Ciscar E, Bergenheim M, Roll JP. The preferred sensory direction of muscle spindle primary endings influences the velocity coding of two-dimensional limb movements in human. *Exp Brain Res*. 2002; 145(4): 429-36

Ribot-Ciscar E, Vedel JP, Roll JP. Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neurosci Lett*. 1989; 104:130-5.

Richard D, Orsal D. neurophysiologie. Organisation et fonctionnement du système nerveux. Dunod coll Sciences Sup. 2007; 3^{ème} édition. 1-540

Richardson JK, Hurvitz EA. Peripheral neuropathy: a true risk factor for falls. *J gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1995; 50: 211-5.

Richardson JK. The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83: 1553-8.

Richie JR. Effects of foot orthoses on patients with chronic ankle instability. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2007; 97:19-30.

Ricotti L. Static and dynamic balance in young athletes. *J Hum Sport Exerc*. 2011; 6: 616-28

Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 2002; 37(1): 80-4

Rivner MH, Swift TR, Malik K. Influence of age and height on nerve conduction. *Muscle Nerve*. 2001; 24: 1134-41.

Rizzolatti G, Luppino G. The cortical motor system. *Neuron* 2001; 31: 889-901

Robbins S, Gouw GJ, McClaran J. Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. *J Am Geriatr Soc.* 1992; 40:1089-94.

Robbins S, Waked E, Allard P, McClaran J, Krouglicof N. Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties. *J Am Geriatr Soc.* 1997; 45:61-6.

Robbins S, Waked E. Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Arch phys Med Rehabil.* 1997; 78:463-7.

Roll JP, Bergenheim M, Ribot-Ciscar E. proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: II. Muscle-spindle feedback during “drawing-like” movements. *Exp Brain res.* 2000; 134(3): 311-21

Roll JP, Popov K, Gurfinkel V, Lipshits M, André-Deshays C, Gilhodes JC, Quoniam C. Sensorimotor and perceptual function of muscle proprioception in microgravity. *J Vest Res.* 1993; 3(3): 259-73

Roll JP, Roll R. extraocular proprioception as an element of postural reference and spatial coding of retinal information. *Agressologie.* 1987; 28(9): 905-12

Roll JP, Vedel JP, Ribot E. alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res.* 1989; 76(1): 213-22

Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res.* 1982; 47(2): 177-90

Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport.* 2002; 13: 1957-61.

Ross SE, Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sport Med.* 2004; 14: 332-8

Rossi A, Mazzocchio R. Cutaneous control of group I pathways from ankle flexors to extensors in man. *Exp Brain Res.* 1988; 73(1): 8-14

Roudaut Y, Lonigro A, Coste B, Hao J, Delmas P, Crest M. Touch sense: functional organization and molecular determinants of mechanosensitive receptors. *Channels.* 2012; 6: 234-45.

Rozendaal LA, van Soest AJ. Stabilization of a multi-segment model of bipedal standing by local joint control overestimates the required ankle stiffness. *Gait Posture*. 2008; 28(3): 525-7

Ruhe A, Fejer R, Walker B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *Eur Spine J*. 2011; 20:358-68.

Ruhe A, Fejer R, Walker B. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? *BMC Musculoskelet Disord*. 2011; 12: 162.

Ruhe A, Fejer R, Walker B. On the relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific neck pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2013; 26(4): 401-409.

-S-

Saeki J, Tojima M, Torii S. Clarification of functional differences between the hallux and lesser toes during the single leg stance: immediate effects of conditioning contraction of the toe plantar flexion muscles. *J Phys Ther Sci*. 2015; 27: 2701-4.

Salehzadeh K, Karimiasl A, Borna S, Shirmohammadzadeh M. The effects of 8-week plyometric and combinational trainings on dynamic balance of teenage handball players. *J Basic Appl Sci Res*. 2011; 1: 3316-21

Santos MJ, Aruin AS. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res*. 2008; 184(4): 547-59

Sasaki O, Usani S, Gagey PM, Martinerie J, Le Van Quyen M, Arranz P. Role of visual input in nonlinear postural control system. *Exp Brain Res*. 2002; 147:1-7.

Sayenko DG, Vette AH, Obata H, Alekhina MI, Akai M, Nakazawa K. Differential effects of plantar cutaneous afferent excitation on soleus stretch and H-reflex. *Muscle Nerve*. 2009; 39:761-9.

Schieppati M, Hugon M, Grasso M, Nardone A, Galante M. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1994; 93: 286-98.

Schieppati M, Nardone A, Siliotto R, Grasso M. Early and late stretch responses of human foot muscles induced by perturbation of stance. *Exp Brain Res.* 1995; 105: 411-22.

Schimrigk K, Rüttinger H. The touch corpuscles of the plantar surface of the big toe. Histological and histometrical investigations with respect to age. *Eur Neurol.* 1980; 19: 49-60.

Schmid M, Nardone A, De Nunzio AM, Schmid M, Schieppati M. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain.* 2007; 130(Pt 8): 2097-107

Schmidt R, Schmelz M, Ringkamp M, Handwerker HO, Torebjörk HE. Innervation territories of mechanically activated C noci- ceptor units in human skin. *J Neurophysiol.* 1997; 78:2641-8.

Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions – acquisition interval – sampling frequency. *Gait Posture.* 2013; 37(2): 290-292.

Selvarajah D, Wilkinson ID, Maxwell M, Davies J, Sankar A, Boland E, Gandhi R, Tracey I, Tesfaye S. Magnetic resonance neuroimaging study of brain structural differences in diabetic peripheral neuropathy. *Diabetes Care* 2014; 37(6): 1681-8.

Shiratori T, Aruin A. Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. *Exp Brain Res.* 2007; 178(2): 206-15

Sienko KH, Balkwill MD, Wall 3rd C. Biofeedback improves postural control recovery from multi-axis discrete perturbations. *J Neuroeng Rehabil.* 2012; 9: 53

Simoneau GG, Derr JA, Ulbrecht JS, Becker MB, Cavanagh PR. Diabetic sensory neuropathy effect on ankle joint movement perception. *Arch Phys Me Rehabil.* 1996; 77(5): 453-60

Simoneau GG, Ulbrecht JS, Derr JA, Cavanagh PR. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait Posture.* 1995; 3(3): 115-22

Siragy T, nantel J. Quantifying dynamic balance in young, elderly and Parkinson's individuals: a systematic review. *Front Aging Neurosci.* 2018; 10: 387.

Soderman K, Alfredson H, Pietila T, Werner S. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surg sports Traumatol Arthrosc.* 2001; 9: 313-21

Solopova IA, Kazennikov OV, Deniskina NB, Levik YS, Ivanenko YP. Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Neurosci Lett.* 2003; 337: 25-8

Sonnenborg FA, Andersen OK, Arendt-Nielsen L. Modular organization of excitatory and inhibitory reflex receptive fields elicited by electrical stimulation of the foot sole in man. *Clin Neurophysiol.* 2000; 111: 2160-9.

Sorensen L, Molyneaux L, Yue DK. Insensate versus painful diabetic neuropathy: the effects of height, gender, ethnicity and glycaemic control. *Diabetes res Clin Pract.* 2002; 57: 45-51.

Sousa ASP, Silva A, Tavares JMRS. Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosens Mot Res.* 2012; 29(4): 131-43

Stal F, Fransson PA, Magnusson M, Karlberg M. Effects of hypothermic anaesthesia of the feet on vibrationinduced body sway and adaptation. *J Vestib Res.* 2003; 13: 39-52

Steinberg N, Waddington G, Adams R, Karin J, Begg R, Tirosh O. Can textured insoles improve ankle proprioception and performance in dancers? *J Sports Sci.* 2016; 34:1430-7.

Stevens JC, Choo KK. Spatial acuity of the body surface over the life span. *Somatosens Mot res.* 1996; 13(2): 153-66.

Stevens JC, Patterson MQ. Dimensions of spatial acuity in the touch sense: changes over the life span. *Somatosens Mot res.* 1995; 12 : 29-47.

Stocchi F, Sale P, Kleiner AF, Casali M, Cimolin V, de Pandis F, Albertini G, Galli M. Long-term effects of automated mechanical peripheral stimulation on gait patterns of patients with Parkinson's disease. *Int J Rehabil Res.* 2015; 38(3): 238-245.

Stolze H, Klebe S, Zechlin C, Baecker C, Friege L, Deuschl G. Falls in frequent neurological diseases-prevalence, risk factors and aetiology. *J Neurol.* 2004; 1: 79-84.

Strzalkowski ND, Incognito AV, Bent LR, Millar PJ. Cutaneous mechanoreceptor feedback from the hand and foot can modulate muscle sympathetic nerve activity. *Front Neurosci.* 2016; 10: 568.

Strzalkowski ND, Mildren RL, Bent LR. Thresholds of cutaneous afferents related to perceptual threshold across the human foot sole. *J Neurophysiol.* 2015; 114: 2144-51.

Strzalkowski NDJ, Ali RA, Bent LR. The firing characteristics of foot sole cutaneous mechanoreceptor afferents in response to vibration stimuli. *J neurophysiol.* 2017; 118: 1931-42.

Strzalkowski NDJ, Peters RM, Inglis JT, Bent LR. Cutaneous afferent innervation of the human foot sole: what can we learn from single-unit recordings? *J neurophysiol.* 2018; 120: 1233-46.

Stubblefield MD, Burstein HJ, Burton AW, Custodio CM, Deng GE, Ho M, et al. NCCN task force report: management of neuropathy in cancer. *J Natl Compr Cancer Netw.* 2009; 7:1–26.

-T-

Takakusaki K. Functional neuroanatomy for posture and gait control. *J Mov Disord.* 2017; 10: 1-17.

Talbot S, Couture R. emerging role of microglial kinin B1 receptor in diabetic pain neuropathy. *Exp Neurol.* 2012; 234: 373-81.

Talbot WH, Darian-Smith I, Kornhuber HH, Mountcastle VB. The sense of flutter-vibration: comparison of the human capacity with response patterns of mechanoreceptive afferents from the monkey hand. *J Neurophysiol.* 1968; 31(2): 301-34

Tanaka T, Hashimoto N, Nakata M, Ito T, Ino S, Ifukube T. Analysis of toe pressures under the foot while dynamic standing on one foot in healthy subjects. *J orthop Sports phys Ther.* 1996b; 23: 188-93.

Tanaka T, Noriyasu S, Ino S, Ifukube T, Nakata M. Objective method to determine the contribution of the great toe to standing balance and preliminary observations of age-related effects. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1996a; 4: 84-90.

Taube W, Gruber M, Gollhofer A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol Oxf Engl*. 2008; 193: 101–16.

Tesfaye S, Boulton AJ, Dyck PJ, Freeman R, Horowitz M, Kempler P, et al. Diabetic neuropathies: update on definitions, diagnostic criteria, estimation of severity, and treatments. *Diabetes Care*. 2010; 33: 2285-93.

Thakral G, Kim PJ, LaFontaine J, Menzies R, Najafi B, Lavery LA. Electrical stimulation as an adjunctive treatment of painful and sensory diabetic neuropathy. *J Diabetes Sci Technol*. 2013; 7: 1202-9.

Thomas PK. Classification, differential diagnosis, and staging of diabetic peripheral neuropathy. *Diabetes*. 1997; 2: 54-7

Thornbury JM, Mistretta CM. tactile sensitivity as a function of age. *J gerontol*. 1981; 36: 34-9.

Toftagen C, Overcash J, Kip K. Falls in persons with chemotherapy-induced peripheral neuropathy. *Support Care Cancer*. 2012; 20:583–9.

Tomomitsu MS, Alonso AC, Morimoto E, Bobbio TG, Greve JM. Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. *Clinics*. 2013; 68(4): 517-521.

Tortolero X, Masani K, Maluly C, Popovic MR. Body movement induced by electrical stimulation of toe muscles during standing. *Artif Organs*. 2008; 32: 5-12.

Tosovic D, Ghebremedhin E, Glen C, Gorelick M, Mark Brown J. The architecture and contraction time of intrinsic foot muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012; 22: 930-8.

Trevisan DC, Driusso P, Avila MA, Gramani-Say K, Moreira FMA, Parizotto NA. Static postural sway of women with and without fibromylgia syndrome: a cross-sectional study. *Clin Biomech*. 2017; 44: 83-89

TütünYümin E, Simsek TT, Sertel M, Ankarali H, Yumin M. The effect of foot plantar massage on balance and functional reach in patients with type II diabetes. *Physiother Theory Pract*. 2017; 33:115-23.

Tyler M, Danilov Y, Bach-y-Rita P. Closing and open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci*. 2003; 2(2): 159-64

-U-

Uccioli L, Faglia E, Monticone G, Favales F, Durola L, Aldeghi A, et al. Manufactured shoes in the prevention of diabetic foot ulcers. *Diabetes Care*. 1995; 18: 1376-8.

-V-

Vallbo AB, Johansson RS. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Hum Neurobiol*. 1984; 3(1): 3-14

Vallbo AB, Olausson H, Wessberg J. Unmyelinated afferents constitute a second system coding tactile stimuli of the human hairy skin. *J Neurophysiol*. 1999; 81:2753-63.

Van der Fits IB, Klip AW, van Eykern LA, Hadders-Algra M. postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Exp Brain Res*. 1998; 120(2): 202-16

van Emmerik RE, van Wegen EE. On the functional aspects of variability in postural control. *Exerc Sport Sci Rev*. 2002; 30(4) : 117-83

Vedel JP, Roll JP. Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. *Neurosci Lett*. 1982; 34(3): 289-94

Vega JA, Garcia-Suarez O, Montano JA, Pardo B, Cobo JM. The Meissner and Pacinian sensory corpuscles revisited new data from the last decade. *Microsc Res Tech*. 2009; 72(4): 299-309

Vega-Bermudez F, Johnson KO. SA1 and RA receptive fields, response variability, and population responses mapped with a probe array. *J Neurophysiol*. 1999; 81(6): 2701-10

Velazquez R, Pissaloux E, Lay-Ekuakille A. tactile-foot stimulation can assist the navigation of people with visual impairment. *Appl Bionics Biomech*. 2015; 2015:798748.

Verdu E, Ceballos D, Vilches JJ, Navarro X. Influence of aging on peripheral nerve function and regeneration. *J periphe Nerv Syst*. 2000; 5: 191-208.

Verrillo RT, Bolanowski SJ, Gescheider GA. Effect of aging on the subjective magnitude of vibration. *Somatosens Mot Res.* 2002; 19: 238-44.

Vijayaragavan R, Perumal V. Effect of balance exercise program on static balance of male handball players at school level. *Int J Phys Educ Sports Health.* 2016; 3: 285-8

Vinik AL, Mehrabyan A. Diabetic neuropathies. *Med Clin North AM.* 2004; 88: 947-99.

Viseux F, Barbier F, Villeneuve P, Lemaire A, Charpentier P, Leteneur S. Low additional thickness under the toes could change upright balance of healthy subjects. *Neurophysiol Clin.* 2018; 48: 397-400.

Viseux F, Lemaire A, Barbier F, Charpentier P, Leteneur S, Villeneuve P. How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary. *Neurophysiol Clin.* 2019a; 49: 263-268.

Viseux F, Barbier F, Parreira R, Lemaire A, Villeneuve P, Leteneur S. Less than one millimeter under the great toe is enough to change balance ability in elite women handball players. *J Hum Kinet.* 2019b; 69: 7-20.

Viseux F, Leteneur S, Gillet C, Villeneuve P, Barbier F. De l'utilisation de la phase relative pour une caractérisation biomécanique de la coordination dynamique du sujet âgé. Etude pilote. *Neurophysiol Clin.* 2018 ; 48(6) : 335

Viseux, F.J.F. (2020). The sensory role of the foot sole: Current view for new clinical perspectives. *Neurophysiol Clin.* 2020; 50(1): 55-68

Vseteckova JJ, Drey N. What is the role body sway deviation and body sway velocity play in postural stability in older adults? *Acta Medica.* 2013; 56(3): 117-123.

-W-

Wagner H, Finkenzeller T, Wurth S, von Duvillard SP. Individual and team performance in team-handball: a review. *J Sports Sci Med.* 2014; 13: 808-16

Wall C 3rd, Weinberg MS, Schmidt PB, Krebs DE. Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2011; 48(1): 1153-61

Wampler MA, Miaskowski C, Hamel K, Byl NB, Rugo H, Topp KS. The Modified Total Neuropathy Score: a clinically feasible and valid measure of taxane-induced peripheral neuropathy in women with breast cancer. *J Support Oncol* 2006. 4: 397-402.

Wang HK, Chen CH, Shiang TY, Jan MH, Lin KH. Risk-factor analysis of high school basketball-players ankle injuries: a prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*, 2006. 87: 821-5

Wang Y, Watanabe K, Chen L. Effect of plantar cutaneous inputs on center of pressure during quiet stance in older adults. *J Exerc sci Fit.* 2016; 14: 24-8.

Wang Y, Watanabe K, Chen L. Plantar cutaneous inputs on center of pressure during quiet stance in older adults. *J Exerc Sci Fitness.* 2016; 14:24-8.

Wang Y, Zatsiorsky VM, Latash ML. Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-placed and reaction time instructions. *Clin Neurophysiol.* 2006; 117: 41-56.

Watanabe I, Okubo J. The role of plantar mechanoreceptor in equilibrium control. *Ann N Y Acad Sci.* 1981; 374:855-64.

Wei K, Wert D, Kording K. The nervous system uses nonspecific motor learning in response to random perturbations of varying nature. *J neurophysiol.* 2010; 104(6): 3053-63

Wells C, Ward LM, Chua R, Timothy Inglis J. Touch noise increases vibrotactile sensitivity in old and young. *Psychol Sci.* 2005; 16: 313-20.

Wikstrom EA, Song K, Lea A, Brown N. Comparative effectiveness of plantar massage techniques on postural control in those with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2017; 52: 629-35.

Wilder DG, Aleksiev AR, Magnusson ML, Pope MH, Spratt K, Goel VK. Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine.* 1996; 21(22): 2628-2639

Winter DA, Eng P. Kinetics: Our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behav Brain Res.* 1995; 67(2): 111-20

Winter DA, MacKinnon CD, Ruder GK, Wieman C. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Prog Brain res.* 1993; 97: 359-67

Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol,* 1990; 16: 31-51

Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13(1): 49-56

Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998; 80(3): 1211-21

Winter DA, Patla AE, Rietdyk S, Ishac MG. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *J Neurophysiol.* 2001; 85(6): 2630-3

Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995; 3(4): 193-214

Witchalls JB, Newman P, Waddington G, Adams R, Blanch P. Functional performance deficits associated with ligamentous instability at the ankle. *J Sci Med Sport.* 2013; 16: 89-93

Wolfe F, Ross K, Anderson J, Russell IJ, Hebert L. The prevalence and characteristics of fibromyalgia in the general population. *Arthritis Rheum.* 1995; 38(1): 19-28

Wolfe F, Clau DJ, Fitzcharles MA, Goldenberg DL, Katz RS, Mease P, Russell AS, Russell IJ, Winfield JB, Yunus MB. The American College of Rheumatology preliminary diagnostic criteria for fibromyalgia and measurement of symptom severity. *Arthritis Care Res.* 2010; 62(5): 600 – 610.

Woo SH, Lumpkin EA, Patapoutian A. Merkel cells and neurons keep in touch. *Trends Cell Biol.* 2015; 25(2): 74-81

Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. Foot anatomy specialization for postural sensation and control, *J Neurophysiol.* 2012; 107: 1513-21

Wu G, Chiang JH. The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res*. 1997; 114: 163-9.

-Y-

Yasuda T, Nakagawa T, Inoue H, Iwamoto M, Inokuchi A. The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 1999; 256 (1): S27-32

-Z-

Zehr EP, Collins DF, Chua R. Human interlimb reflexes evoked by electrical stimulation of cutaneous nerves innervating the hand and foot. *Exp Brain Res*. 2001; 140:495-505.

Zehr EP, Hesketh KL, Chua R. Differential regulation of cutaneous and H-reflexes during leg cycling in humans. *J Neurophysiol*. 2001; 85(3): 1178-84

Zehr EP, Komiyama T, Stein RB. Cutaneous reflexes during human gait: electromyographic and kinematic responses to electrical stimulation. *J Neurophysiol*. 1997; 77: 3311-25.

Zehr EP, Stein RB, Komiyama T. Function of sural nerve reflexes during human walking. *J Physiol*. 1998; 507: 305-14.

Zehr EP, Stein RB. What functions do reflexes serve during human locomotion? *ProgNeurobiol*. 1999; 58:185-205.

Zemkova E. Sport-specific balance. *Sports Med*. 2014; 44: 579-90

Zhang S, Li L. The differential effects of foot sole sensory on plantar pressure distribution between balance and gait. *Gait Posture*. 2013; 37: 532-5.

Zhang Y, Kiemel T, Jeka J. The influence of sensory information on two-component coordination during quiet stance. *Gait Posture*. 2007; 26(2): 263-71

Ziegler D, Mayer P, Muhlen H, Gries FA. The natural history of somatosensory and autonomic nerve dysfunction in relation to glycaemic control during the first 5 years after diagnosis of type 1 (insulin-dependent) diabetes mellitus. *Diabetologia*. 1991; 34: 822-9.

Zok M, Mazza C, Cappozzo A. Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? *Med Eng Phys.* 2008; 30(7): 913-916.

Zwaferink JBJ, Hijmans JM, Schrijver CM, Schrijver LK, Postema K, van Netten JJ. Mechanical noise improves the vibration perception threshold of the foot in people with diabetic neuropathy. *J Diabetes Sci technol.* 2018: 1932296818804552.

AFFERENCES CUTANÉES, ORTEILS ET CONTROLE POSTURAL OBJECTIVATION BIOMECHANIQUE ET PERSPECTIVES CLINIQUES

Les objectifs principaux de ce travail de thèse étaient (i) d'envisager le rôle des afférences cutanées plantaires dans les mécanismes de contrôle et de régulation de la posture, (ii) d'examiner, chez le sujet en bonne santé, les effets de stimulations mécaniques de faible intensité appliquées sous la pulpe des orteils sur le contrôle postural lors du maintien de la posture orthostatique, et (iii) de proposer de nouvelles perspectives cliniques d'aide à la prise en charge thérapeutique de patients présentant une altération de leurs performances posturales dans un contexte de syndrome douloureux chronique. Une première étude a montré l'importance du pied, en tant que structure sensorielle, dans le contrôle de l'équilibre orthostatique. Une deuxième étude a consisté à passer en revue les différentes modalités utilisées pour faciliter la rétroaction sensorielle de la plante du pied. Enfin, trois études ont permis de confirmer nos hypothèses selon lesquelles une stimulation sensorielle des orteils (étude 3) et plus particulièrement des gros orteils (étude 4 et 5), apportée par une faible épaisseur additionnelle de 0,8mm, induisait une modulation du contrôle postural chez les sujets en bonne santé et chez des patients présentant une fibromyalgie. Les résultats des études réalisées dans le cadre de ce travail de thèse ont montré que l'application d'indices tactiles supplémentaires pouvait avoir des intérêts thérapeutiques en relation avec le développement de nouvelles pratiques cliniques contribuant à améliorer l'équilibre et le contrôle postural. Les résultats de ce travail de thèse ouvrent des perspectives dans la prise en charge des patients à risque de chute ou présentant des syndromes de douleur chronique, en complément des stratégies thérapeutiques classiques, qu'elles soient médicamenteuses ou non.

Mots clés : Afférences cutanées ; Contrôle postural ; Douleurs chroniques ; Equilibre orthostatique ; Orteils

CUTANEOUS AFFERENCES, TOES, AND POSTURAL CONTROL BIOMECHANICAL OBJECTIFICATION AND CLINICAL PERSPECTIVES

The main objectives of this thesis work were (i) to consider the effects of plantar cutaneous afferents in the mechanisms of postural control, (ii) to examine, in healthy subjects, the effects of low-intensity mechanical stimulation applied under the toes on postural control in orthostatic stance, and (iii) to bring new clinical perspectives in the management of individuals with impaired postural control in a chronic pain condition. A first study considered the foot as a sensory structure playing a key role in the control of orthostatic balance. A second study aimed to review the different modalities used to facilitate sensory cutaneous feedback from the sole of the foot. Finally, three studies confirmed our hypotheses according to which a sensory stimulation of the toes (study 3) and particularly of the great toes (study 4 and 5), provided by a low additional thickness of 0.8mm, induced a modulation of postural control in both healthy subjects and individuals with fibromyalgia. These findings would potentially bring relevant clinical perspectives on the development of intervention strategies to improve the quality of foot sole cutaneous feedback. It also seems to be a promising approach in the management of individuals with balance disorders, with chronic pain syndromes, or those at risk of falling, complementing conventional therapeutic strategies, whether drug-related or not.

Keywords: Cutaneous afferences; Postural control; Chronic Pain; Orthostatic balance; Toes