



**HAL**  
open science

**Contribution des afférences tactiles plantaires au maintien de l'équilibre. Effets du port de semelles à picots sur le contrôle postural quasi-statique et la sensibilité cutanée plantaire de la personne âgée.**

Estelle Palluel

► **To cite this version:**

Estelle Palluel. Contribution des afférences tactiles plantaires au maintien de l'équilibre. Effets du port de semelles à picots sur le contrôle postural quasi-statique et la sensibilité cutanée plantaire de la personne âgée.. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2008. Français. NNT: . tel-00343440

**HAL Id: tel-00343440**

**<https://theses.hal.science/tel-00343440>**

Submitted on 1 Dec 2008

**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.



UNIVERSITE JOSEPH FOURIER – GRENOBLE 1

Ecole Doctorale « Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l’Environnement »

THESE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L’UNIVERSITE JOSEPH FOURIER

Discipline : Mouvement et comportement pour la santé et l’autonomie

Présentée et soutenue publiquement le 20 octobre 2008 par

**Estelle PALLUEL**

**Contribution des afférences tactiles plantaires  
au maintien de l’équilibre**

**Effets du port de semelles à picots sur le contrôle postural quasi-statique  
et la sensibilité cutanée de la personne âgée**

Sous la direction de Vincent Nougier et d’Isabelle Olivier

Composition du jury :

MOUCHNINO Laurence, Université de Provence Aix Marseille I (rapporteur)

NOUGIER Vincent, Université de Grenoble I (directeur de thèse)

OLIVIER Isabelle, Université de Grenoble I (co-directrice de thèse)

PERENNOU Dominique, CHU de Grenoble (examineur)

POZZO Thierry, Université de Bourgogne (rapporteur)

ROUGIER Patrice, Université de Savoie (examineur)



*Perdu d'avance est l'homme qui ne suit pas ses rêves*

*Henri Gougaud (L'homme à la vie inexplicable)*



## Résumé

### **Contribution des afférences tactiles plantaires au maintien de l'équilibre**

#### **Effets du port de semelles à picots sur le contrôle postural quasi-statique**

#### **et la sensibilité cutanée de la personne âgée**

La prévention des chutes chez les personnes âgées constitue aujourd'hui un objectif prioritaire en matière de santé publique. Bien que les mécanismes associés au vieillissement soient complexes et variables selon les individus, la détérioration des fonctions sensorielles semble être un des facteurs majeurs de la dégradation du contrôle postural. Cette diminution des performances posturales augmente la probabilité de chute. L'altération de la sensibilité cutanée qui apparaît avec l'âge est, en particulier, à l'origine de problèmes d'équilibre. Compte tenu de leur localisation à l'interface du corps et du support podal, les capteurs tactiles plantaires fournissent des informations très pertinentes sur les oscillations du corps par rapport à la verticale. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous nous sommes particulièrement intéressés aux effets d'une stimulation mécanique de la sole plantaire par le port de semelles à picots. Nos travaux ont mis en évidence que ce type de stimulation améliore dans certaines conditions la stabilité posturale chez les jeunes, chez les personnes âgées saines ou atteintes d'une neuropathie diabétique. Les bénéfices observés ne sont ni corrélés à la sensibilité cutanée plantaire, ni aux performances posturales initiales du sujet et varient selon les individus. L'enrichissement du contexte sensoriel apporté par les picots pourrait constituer une méthode de stimulation originale et particulièrement appropriée pour les personnes qui présentent des problèmes d'équilibre. Elle permettrait de reproduire dans une certaine mesure les effets bénéfiques d'un massage de la sole plantaire, ce qui éviterait ainsi l'intervention systématique d'un thérapeute. Les perspectives de ce travail sont nombreuses et nous permettront de déterminer le meilleur compromis en termes de durée, d'intensité, de fréquence de stimulation et de confort afin de pouvoir quantifier plus précisément la stimulation optimale.

Mots-clés : vieillissement ; contrôle postural ; sensibilité cutanée ; stimulation plantaire ; semelles à picots ; prévention des chutes



## **Abstract**

### **Contribution of plantar tactile afferents on balance**

#### **Effects of spike insoles on postural control and plantar cutaneous sensitivity in the elderly**

The prevention of falls in elderly is a major focus of medical research. Although the mechanisms underlying the effect of aging on the postural control system are varied and complex, impaired sensory function is likely to be an important contributing factor to the deterioration in postural balance and may increase the likelihood of falling. Age-related loss of cutaneous sensation, in particular, is pervasive, and appears to correlate with impaired postural control. As the feet interface directly with the ground, cutaneous cues provide relevant information about the support surface properties, and about the body position in reference to verticality. The purpose of this study was to explore the effects of a mechanical stimulation of the plantar mechanoreceptors, by means of spikes within the footwear insole, on postural stability. Our results provide evidence that applying a mechanical stimulation reduce, to some extent, postural sway in most of the young adults, the elderly and the patients with diabetic neuropathy. The benefits are not correlated with the cutaneous sensitivity or the initial postural performances of the subject. There was also a significant inter-individual variability. The enriched sensory context provided by the spikes is an original method of stimulation that may be appropriated for subjects with balance problems. This stimulation may reproduce, to some extent, the effects of a massage without requiring a systematic therapeutic intervention. Further research is needed to find the best compromise between the duration, the intensity, the frequency of the stimulation and the comfort of the insoles.

Keywords: aging; postural control; cutaneous sensitivity; plantar stimulation; spike insoles; falls prevention.





## Remerciements

Cette thèse a été réalisée dans le laboratoire TIMC de Grenoble au sein de l'équipe « Santé, Plasticité, Motricité » entre octobre 2005 et octobre 2008.

Je tiens tout d'abord à remercier mes encadrants Isabelle Olivier et Vincent Nougier pour leur gentillesse, leur disponibilité, leurs conseils, la confiance et la liberté qu'ils m'ont accordées durant ces trois années. Merci à toute l'équipe pour son soutien et aux personnes qui m'ont plus particulièrement aidée lors de la dernière ligne droite.

J'aimerais également remercier les membres du jury qui ont accepté d'évaluer mon travail : Laurence Mouchnino, Dominique Pérennou, Thierry Pozzo et Patrice Rougier.

Je souhaite profiter de cette occasion pour remercier la Région Rhône-Alpes et le Cluster Handicap, Vieillesse, Neurosciences pour leur soutien financier. Merci aussi au Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives de Chambéry de m'avoir prêté du matériel pour l'acquisition de certaines données.

Tous ces travaux n'auraient pas vu le jour sans tous les participants. Je les remercie chaleureusement de m'avoir prêté leurs pieds et de m'avoir donné un peu de leur temps lors des nombreuses expériences.

Enfin, je finirai par remercier toutes les personnes qui m'entourent et qui m'encouragent depuis de nombreuses années. C'est grâce à vous que j'ai su m'épanouir et que je respire aujourd'hui la joie de vivre : mes amis, mes amis skieurs et musiciens, ma famille, mes parents, mon (futur) pilote de ligne adoré et mon petit hautboïste préféré.



# **SOMMAIRE**



## Sommaire

<b>RESUME.....</b>	<b>V</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>VII</b>
<b>REMERCIEMENTS.....</b>	<b>IX</b>
<b>PREAMBULE .....</b>	<b>3</b>
<b>I - LA REGULATION DE LA POSTURE ET SON EVOLUTION AVEC L'AGE.....</b>	<b>7</b>
<b>I.1 LE CENTRE DE PRESSION ET LE CENTRE DE GRAVITE .....</b>	<b>7</b>
<b>I.2 LE CONTROLE SENSORI-MOTEUR DE LA POSTURE .....</b>	<b>9</b>
<i>I.2.1. Les contraintes biomécaniques.....</i>	<i>10</i>
<i>I.2.2. Les stratégies posturales.....</i>	<i>12</i>
<i>I.2.3. Les modalités et les stratégies sensorielles.....</i>	<i>13</i>
Les informations cutanées plantaires.....	16
Les informations proprioceptives provenant des muscles, des tendons et des articulations.....	16
Les informations proprioceptives provenant du système vestibulaire.....	18
Les informations visuelles.....	20
L'intégration des informations sensorielles.....	20
<i>I.2.4. L'orientation spatiale.....</i>	<i>22</i>
<i>I.2.5. Le contrôle de l'équilibre dynamique.....</i>	<i>22</i>
<i>I.2.6. Les processus cognitifs.....</i>	<i>23</i>
Le contrôle postural : une organisation centrale avec un niveau de référence et un niveau de contrôle.....	23
La mobilisation des ressources attentionnelles dans le contrôle postural.....	24
<b>I.3 LES PROBLEMES DE CHUTE CHEZ LA PERSONNE AGEE .....</b>	<b>25</b>
<i>I.3.1. La recrudescence du nombre de chutes.....</i>	<i>25</i>
<i>I.3.2. La prédiction des chutes.....</i>	<i>26</i>
<b>II - LA SOLE PLANTAIRE ET SON ROLE DE CARTE DYNAMOMETRIQUE DANS LE MAINTIEN POSTURAL .....</b>	<b>28</b>
<b>II.1 QUELQUES RAPPELS SUR L'OSTEOLOGIE, L'ARTHROLOGIE, LA MYOLOGIE ET L'INNERVATION SENSITIVE DU PIED .....</b>	<b>28</b>
<b>II.2 LA NEUROPHYSIOLOGIE DE LA SENSIBILITE CUTANEE DU PIED.....</b>	<b>29</b>
<i>II.2.1. L'histologie de la peau.....</i>	<i>29</i>
L'historique des découvertes des mécanorécepteurs cutanés.....	30
Les spécificités et l'innervation des mécanorécepteurs cutanés de type I et II.....	31
<i>II.2.2. Les spécificités de la peau du pied (peau dorsale et peau plantaire).....</i>	<i>33</i>
<i>II.2.3. La sensibilité cutanée du pied.....</i>	<i>34</i>
<i>II.2.4. L'évaluation de la sensibilité cutanée du pied.....</i>	<i>35</i>
Le test du seuil de perception à la pression (monofilaments de Semmes-Weinstein) 35	

Le test de discrimination de deux points statiques ou test de Weber.....	37
Le test de discrimination de deux points mobiles ou test de Dellon.....	37
Le test du seuil de perception aux vibrations.....	37
<b>II.3 LA STIMULATION PLANTAIRE ET LE CONTROLE POSTURAL.....</b>	<b>38</b>
<i>II.3.1. La modification des caractéristiques du support.....</i>	<i>39</i>
<i>II.3.2. La réduction des informations cutanées plantaires.....</i>	<i>40</i>
L'ischémie.....	40
L'anesthésie de la sole plantaire par le froid.....	40
L'anesthésie de la sole plantaire par iontophorèse.....	41
<i>II.3.3. La stimulation des afférences plantaires.....</i>	<i>42</i>
La stimulation par vibration de la sole plantaire.....	42
Le massage de la sole plantaire.....	44
<b>II.4 L'EVOLUTION DES INFORMATIONS CUTANÉES PLANTAIREES ET SON INCIDENCE SUR LA POSTURE AVEC L'AGE.....</b>	<b>45</b>
<i>II.4.1. L'apparition de modifications structurelles et fonctionnelles du pied avec l'âge.....</i>	<i>45</i>
<i>II.4.2. Le cas particulier du pied de la personne âgée atteinte d'une neuropathie diabétique.....</i>	<i>47</i>
Les différents types de neuropathie diabétique périphérique.....	47
Le pied diabétique et neuropathique : un pied à risque.....	48
<b>III - LA PROBLEMATIQUE ET LES HYPOTHESES.....</b>	<b>53</b>
<b>IV - LES ETUDES EXPERIMENTALES.....</b>	<b>57</b>
<b>IV.1 L'EVALUATION DU CONTROLE POSTURAL EN POSITION ORTHOSTATIQUE.....</b>	<b>57</b>
<i>IV.1.1. La diversité des protocoles.....</i>	<i>57</i>
<i>IV.1.2. Les méthodes et les outils pour évaluer les régulations posturales.....</i>	<i>58</i>
<i>IV.1.3. Les variables étudiées.....</i>	<i>59</i>
<b>IV.2 MATERIELS ET METHODES.....</b>	<b>62</b>
<i>IV.2.1. L'outil de stimulation plantaire : la semelle à picots.....</i>	<i>62</i>
<i>IV.2.2. Les outils de description et de quantification des réponses posturales.....</i>	<i>63</i>
Le centre de pression (CoP).....	63
Les seuils de perception à la pression.....	66
Les seuils de perception à la vibration.....	68
<i>IV.2.3. Les procédures expérimentales.....</i>	<i>69</i>
<b>IV.3 ETUDE 1 : LES EFFETS IMMEDIATS ET TEMPORAIRES DU PORT DE SEMELLES A PICOTS SUR LA STABILITE POSTURALE ET LA SENSIBILITE CUTANEE CHEZ LA PERSONNE AGEE.....</b>	<b>70</b>
<i>IV.3.1. Problématique et hypothèses.....</i>	<i>71</i>
<i>IV.3.2. Population.....</i>	<i>71</i>
<i>IV.3.3. Protocole expérimental.....</i>	<i>72</i>
<i>IV.3.4. Résultats.....</i>	<i>74</i>
<i>IV.3.5. Discussion.....</i>	<i>80</i>
<i>IV.3.6. Limites et perspectives de l'étude.....</i>	<i>81</i>
<b>IV.4 ETUDE 2 : LA REMANENCE DES EFFETS DU PORT DE SEMELLES A PICOTS SUR LA STABILITE POSTURALE CHEZ LA PERSONNE AGEE.....</b>	<b>82</b>

<i>IV.4.1. Problématique et hypothèses</i> .....	83
<i>IV.4.2. Population</i> .....	83
<i>IV.4.3. Protocole expérimental</i> .....	83
<i>IV.4.4. Résultats</i> .....	85
<i>IV.4.5. Discussion</i> .....	86
<i>IV.4.6. Limites et perspectives de l'étude</i> .....	87
<b>IV.5 ETUDE 3 : LES EFFETS D'UNE MARCHÉ DE TRENTE MINUTES AVEC LES SEMELLES A PICOTS SUR LA STABILITE POSTURALE ET LA SENSIBILITE CUTANEE CHEZ LA PERSONNE AGEÉ</b> .....	89
<i>IV.5.1. Problématique et hypothèses</i> .....	90
<i>IV.5.2. Population</i> .....	90
<i>IV.5.3. Protocole expérimental</i> .....	91
<i>IV.5.4. Résultats</i> .....	93
<i>IV.5.5. Discussion</i> .....	95
<i>IV.5.6. Limites et perspectives de l'étude</i> .....	97
<b>IV.6 ETUDE 4 : LES EFFETS IMMEDIATS ET TEMPORAIRES DU PORT DE SEMELLES A PICOTS SUR LA STABILITE POSTURALE ET LA SENSIBILITE CUTANEE CHEZ LA PERSONNE AGEÉ ATTEINTE DE NEUROPATHIE DIABETIQUE</b> .....	100
<i>IV.6.1. Problématique et hypothèses</i> .....	101
<i>IV.6.2. Population</i> .....	101
<i>IV.6.3. Protocole expérimental</i> .....	102
<i>IV.6.4. Résultats</i> .....	103
<i>IV.6.5. Discussion</i> .....	104
<i>IV.6.6. Limites et perspectives de l'étude</i> .....	105
<b>IV.7 EXPERIENCE COMPLEMENTAIRE 1 : LA STIMULATION TOTALE OU PARTIELLE DE LA SOLE PLANTAIRE ?</b> .....	107
<i>IV.7.1. Problématique et hypothèses</i> .....	107
<i>IV.7.2. Population</i> .....	107
<i>IV.7.3. Protocole expérimental</i> .....	107
<i>IV.7.4. Résultats</i> .....	109
<i>IV.7.5. Discussion</i> .....	109
<i>IV.7.6. Limites et perspectives de l'étude</i> .....	110
<b>IV.8 EXPERIENCE COMPLEMENTAIRE 2 : LA MODIFICATION DES CARACTERISTIQUES DES PICOTS</b> .....	113
<i>IV.8.1. Problématique et hypothèses</i> .....	113
<i>IV.8.2. Population</i> .....	113
<i>IV.8.3. Protocole expérimental</i> .....	114
<i>IV.8.4. Résultats</i> .....	115
<i>IV.8.5. Discussion</i> .....	115
<i>IV.8.6. Limites et perspectives de l'étude</i> .....	117
<b>V - DISCUSSION GENERALE</b> .....	<b>121</b>
<b>V.1 UNE METHODE ORIGINALE DE STIMULATION MECANIQUE DE LA SOLE PLANTAIRE</b> .....	<b>122</b>



<i>V.1.1. L'intégration intramodale des afférences cutanées plantaires.....</i>	122
<i>V.1.2. L'implication différentielle et la complémentarité des mécanorécepteurs cutanés .....</i>	123
<b>V.2 UNE MODULATION DES EFFETS SELON LES CARACTERISTIQUES DE LA STIMULATION.</b>	125
<i>V.2.1. L'influence des caractéristiques structurelles des picots.....</i>	125
<i>V.2.2. La modulation des effets selon la durée de stimulation.....</i>	127
<b>VI - LIMITES ET PERSPECTIVES DE CE TRAVAIL.....</b>	<b>131</b>
<b>VI.1 LES LIMITES .....</b>	131
<i>VI.1.1. Le type de chaussage .....</i>	131
<i>VI.1.2. Le confort des semelles .....</i>	131
<i>VI.1.3. La quantification de la dureté des picots .....</i>	132
<i>VI.1.4. La quantification des réponses posturales .....</i>	132
<i>VI.1.5. L'implication exacte des mécanorécepteurs cutanés.....</i>	133
<b>VI.2 LES PERSPECTIVES .....</b>	133
<i>VI.2.1. Les effets d'une stimulation quotidienne sur la stabilité posturale.....</i>	133
<i>VI.2.2. Les effets des picots sur les stratégies posturales et leur incidence dans la prévention des chutes .....</i>	134
<i>VI.2.3. Une évaluation clinique des caractéristiques structurelles de la sole plantaire .....</i>	134
<i>VI.2.4. La valorisation industrielle de ce travail .....</i>	135
<b>PUBLICATIONS ASSOCIEES A CE TRAVAIL .....</b>	<b>136</b>
<b>LEGENDE DES FIGURES.....</b>	<b>137</b>
<b>LEGENDE DES TABLEAUX .....</b>	<b>141</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>145</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>161</b>

# **PREAMBULE**



---

## Préambule

En 2050, la France métropolitaine comptera entre 61 et 79 millions d'habitants. Près d'un habitant sur trois aura plus de 60 ans, contre un sur cinq en 2005 (Robert-Bobée, 2007). Les chutes représentent l'accident - domestique et non-domestique - le plus courant pour cette catégorie d'âge. La probabilité de chuter augmente avec l'âge et la conséquence d'une chute peut être très grave : elle peut bouleverser la vie d'une personne âgée et la faire basculer de l'autonomie à la dépendance. Avec le vieillissement de la population, nous pouvons nous attendre à ce que le nombre de personnes âgées « chuteuses » s'accroisse dans les années à venir. C'est pour cela que la prévention des chutes constitue aujourd'hui un objectif prioritaire en matière de santé publique.

Les chutes sont souvent le résultat d'une interaction entre des facteurs extrinsèques et intrinsèques. Les facteurs extrinsèques sont les facteurs liés à l'environnement physique et social. Les facteurs intrinsèques sont ceux associés à l'évolution de l'individu (Teasdale & Simoneau, 2001), et à son comportement ou à son type d'activité (mauvaise nutrition, prise médicamenteuse, consommation de tabac et d'alcool, prise de risque dans les activités quotidiennes, etc.). Les conséquences d'une chute peuvent être multiples : elle représente la principale cause de décès par accident chez les plus de 65 ans. La peur de rechuter ou le « syndrome de l'après-chute » conditionne la personne âgée dans toutes ses activités ; elle préfère ne pas trop s'aventurer à l'extérieur afin de réduire les risques. Une diminution de l'activité entraîne ainsi une perte des qualités et/ou capacités physiques et favorise la rechute. Une activité physique régulière est indispensable à tout âge et devient essentielle en vieillissant pour prévenir par exemple la détérioration musculaire, la déminéralisation osseuse, la diminution de la capacité cardiovasculaire et respiratoire, la perte de la souplesse et de l'équilibre. L'activité physique permet de rester autonome plus longtemps.

Un des facteurs les plus cités dans les études de prévention du risque de chute est celui du contrôle postural (Lord *et al.*, 1991; Maki *et al.*, 1990; Rubenstein & Josephson, 2002). Les tests cliniques et les expériences réalisés en laboratoire ont largement démontré l'existence d'une corrélation entre les performances posturales des sujets âgés et le risque de chute. La stabilité posturale est le reflet direct de l'état des systèmes sensori-moteurs qui la régulent en permanence. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous nous sommes particulièrement intéressés au rôle des afférences tactiles plantaires dans la régulation des oscillations posturales en condition quasi-statique. Plus précisément, nous avons étudié les

---

effets d'une stimulation mécanique de la sole plantaire sur le maintien postural et la sensibilité cutanée plantaire de la personne âgée saine et atteinte d'une neuropathie diabétique. Compte tenu de leur localisation à l'interface du corps et du support podal, les capteurs tactiles plantaires sont à l'origine d'informations particulièrement pertinentes sur les oscillations du corps par rapport à la verticale (Kavounoudias, 1999a). De nombreuses études ont mis en évidence que les processus de vieillissement étaient synonymes d'une altération des différents canaux sensoriels dont celle de la modalité tactile plantaire qui constitue un facteur de dégradation des performances posturales. L'objectif de ce travail a été de déterminer si une stimulation par le port de sandales à picots permettait d'améliorer le contrôle postural et donc la qualité de vie des personnes âgées.

Ce document est subdivisé en trois parties :

La **première partie** est une revue de littérature concernant :

- L'évolution du contrôle postural avec l'âge
- La contribution des afférences tactiles plantaires dans le maintien postural

La **deuxième partie** est consacrée au travail expérimental :

- Elle présente tout d'abord le matériel et la méthode utilisée : les sandales à picots qui sont l'outil de stimulation, les outils de description et de quantification des réponses posturales, les procédures expérimentales
- Les études expérimentales sont au nombre de six : certaines ont fait l'objet de publications (acceptées ou soumises) présentées en annexe

Enfin, la **troisième partie** est une synthèse de nos résultats tenant lieu de discussion générale.

Elle permet de mettre en évidence :

- Une méthode de stimulation originale de la modalité tactile plantaire et ses répercussions sur la stabilité posturale
- Une modulation des effets selon les caractéristiques structurelles des picots

# INTRODUCTION



# I - LA REGULATION DE LA POSTURE ET SON EVOLUTION AVEC L'AGE

## I.1 Le centre de pression et le centre de gravité

Au milieu du XIX<sup>ème</sup> siècle, l'Allemand Karl Vierordt (1860) fut le premier à comprendre, comme le décrit si bien Gagey (2008), que « le corps de l'homme n'est jamais en équilibre, toujours à la recherche de cet instant éphémère au cours duquel s'annulent toutes les forces en action sur sa masse corporelle ». Il se stabilise en essayant de revenir au voisinage de sa position d'équilibre lorsqu'il en est écarté. Le matériel utilisé par Karl Vierordt pour enregistrer les oscillations posturales était alors très rudimentaire : une plume attachée à la pointe d'un casque grattait une feuille enduite de noir de fumée, fixée au plafond (Figure 1).



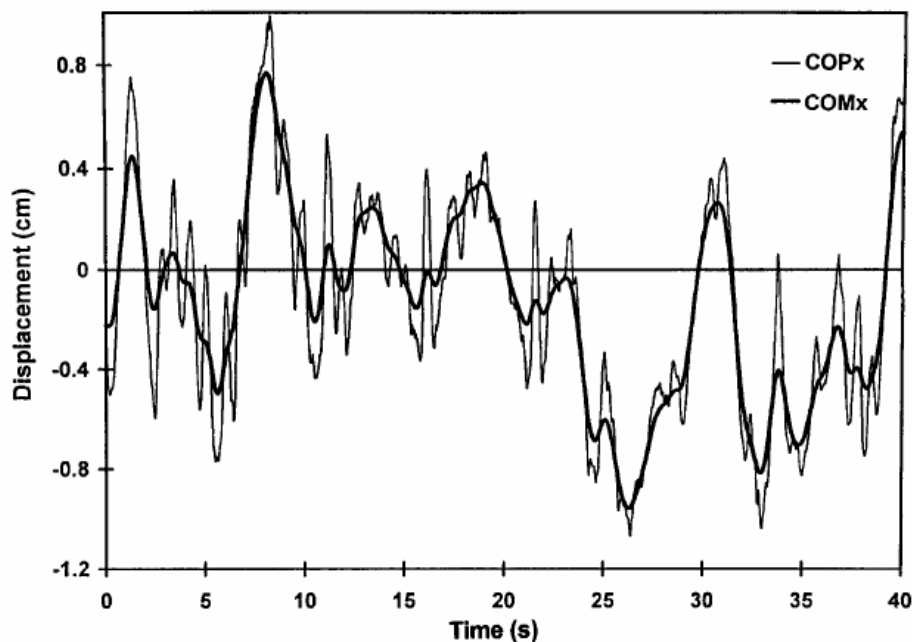
**Figure 1 : Oscillations posturales enregistrées par Vierordt vers 1860**

La surface d'oscillation est représentée dans différentes conditions : (a) debout yeux ouverts, (a') debout yeux fermés, (b) dans une position orthostatique particulière, (c) assis yeux ouverts, (c') assis yeux fermés et (d) en position unipodale.

L'apparition de plates-formes de force a permis de quantifier plus précisément ces oscillations posturales afin de mieux comprendre les mécanismes d'équilibration du corps humain. Ces appareils enregistrent les déplacements du **centre de pression** qui correspond au point d'application de la résultante des forces de réaction au sol ; c'est le barycentre des forces de réaction verticales réparties sur l'ensemble de la surface pied-sol (Farenc *et al.*,



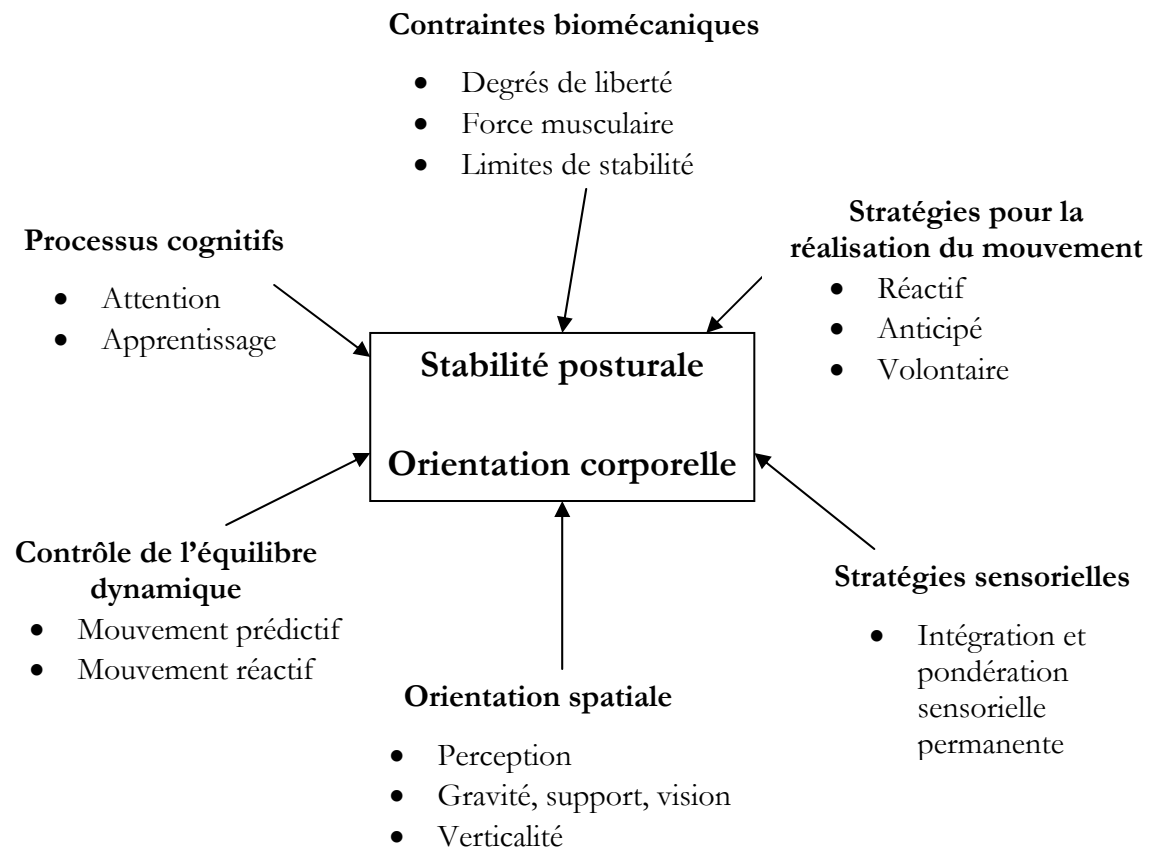
2001). Les déplacements du centre de pression sont indispensables pour contrôler les mouvements horizontaux du **centre de gravité** (Rougier & Toschi, 2001) ou centre de masse : « le centre de pression se comporte un peu comme un chien de berger à l'égard du centre de gravité, il court plus vite et plus loin, à droite, à gauche, en avant, en arrière, comme pour ramener le centre de gravité, le garder au voisinage de sa position moyenne. En fait, les mouvements du centre de pression stabilisent le centre de gravité (Figure 2) [...] Tantôt il flâne, tantôt il se hâte, ce centre de pression, pour accomplir son œuvre de stabilisation, et le rythme et l'ampleur de ces variations d'accélération nous renseignent sur la dynamique du système (Baratto *et al.*, 2002) » (Gagey, 2008).



**Figure 2 : Déplacements du centre de pression (CoP) et du centre de masse (CoM) d'un sujet en condition quasi-statique selon l'axe antéro-postérieur pendant 40 s. Le CoP oscille constamment autour du CoM afin d'en réguler la position. Les trajectoires du CoP ont donc une plus grande fréquence et une plus grande amplitude que celles du CoM (d'après Winter *et al.*, 1998).**

## I.2 Le contrôle sensori-moteur de la posture

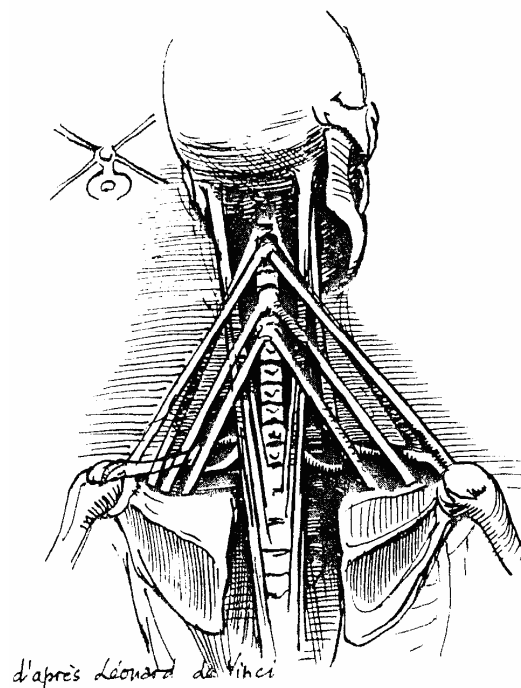
Le contrôle postural a deux objectifs : la **stabilité posturale** et l'**orientation corporelle** (Horak, 2006). L'orientation corporelle implique un contrôle actif de l'alignement des segments corporels et du tonus postural par rapport à la force de pesanteur, au contexte sensoriel (caractéristiques de la surface de support, disponibilité des informations sensorielles) et à une **posture de référence**. L'interprétation des différentes informations sensorielles et l'utilisation de différentes stratégies sensori-motrices permettent de faire face aux perturbations afin de stabiliser le centre de gravité (Figure 3).



**Figure 3 : Facteurs impliqués dans le contrôle postural et l'orientation corporelle. L'altération d'un ou plusieurs de ces facteurs peut être à l'origine de problèmes d'équilibre et peut favoriser la chute chez la personne âgée (adaptée de Horak, 2006).**

### I.2.1. Les contraintes biomécaniques

Paillard (1976) définit la posture comme « la position des segments corporels, les uns par rapport aux autres ». Pour Winter (1995), la posture correspond à l'orientation de chaque segment corporel par rapport à la force de gravité. Le squelette humain est un empilement dynamique de modules osseux articulés entre eux grâce à un système de **haubans musculaires** (Figure 4). Ce système est composé de chaînes musculaires dites chaînes des extenseurs, des fléchisseurs, des abducteurs et des adducteurs qui travaillent en synergie afin de permettre tout d'abord au squelette de lutter contre l'action de la pesanteur, c'est-à-dire de s'opposer à la force de gravité qui attire tout objet ou tout être vivant vers le centre de la Terre. A sa **fonction anti-gravitaire de stabilisation** s'ajoute une **fonction d'interface entre le corps et l'environnement** qui assure l'interaction entre perception et action (Massion *et al.*, 2004).



**Figure 4 : Les haubans musculaires d'après Léonard de Vinci (vers 1513).**

Un état de contraction permanent de faible intensité existe normalement dans chaque muscle. Ce **tonus musculaire** permet la fixation des articulations et est indispensable au maintien de la posture. Le **tonus postural** est une forme particulière du tonus musculaire présent dans les muscles extenseurs anti-gravitaires (Massion, 1992). Il représente l'activité

musculaire de base et a pour fonction de s'opposer directement à la force de pesanteur. Maintenir une station debout consiste à stabiliser cet empilement osseux. La position élevée du centre de gravité (au niveau de la deuxième vertèbre sacrée) ainsi que la faible surface d'appui font que l'être humain n'est jamais réellement stable. Il **oscille en permanence** afin de réguler cette **succession de déséquilibres** qui résultent de l'action de forces externes (la force gravitationnelle, la force de réaction de la surface d'appui, les accélérations imposées, etc.) et internes (les forces musculaires et articulaires utilisées par exemple pour réguler les mouvements thoraciques présents lors de la ventilation). Les corrections posturales ne se font pas de façon continue. Elles sont mises en place à partir d'un certain seuil, c'est-à-dire lorsque le système estime que le déséquilibre est trop grand et qu'il est synonyme de risque de chute (Collins & De Luca, 1993).

Grâce aux nombreux degrés de liberté articulaires, l'homme peut adopter une multitude de postures sur deux jambes, sur une jambe, allongé, etc. A chaque posture correspond un état d'équilibre (Bouisset, 1991). En effet, une même projection du centre de gravité peut résulter de diverses configurations segmentaires. D'un point de vue mécanique, l'équilibre est atteint lorsque la résultante des forces externes et des moments appliqués au corps est nulle. Cet équilibre peut être quasi-statique ou dynamique. En condition quasi-statique, les lois de l'équilibre sont respectées lorsque le centre de gravité se projette à l'intérieur du polygone de sustentation défini comme la surface d'appui des pieds au sol. Si la projection s'effectue à l'extérieur de ce polygone, il y a alors déséquilibre. La vitesse du centre de gravité ne doit pas non plus dépasser une valeur critique (Robinovitch *et al.*, 2002) : plus le centre de gravité est proche des limites de stabilité, plus sa vitesse initiale maximale permise est faible. En condition dynamique, chaque mouvement, que Massion (1992) définit comme « le déplacement d'un ou plusieurs segments corporels par rapport à d'autres, ou même de l'ensemble du corps par rapport à l'espace environnant », est une modification de la posture et constitue donc une source de déséquilibre. Il implique des synergies musculaires, appelées encore **ajustements posturaux** présents avant, pendant et après le mouvement. Ces ajustements sont indispensables pour anticiper le déséquilibre, pour coordonner la posture et le mouvement et pour faciliter et exécuter efficacement une tâche en évitant la chute (Bouisset *et al.*, 2000; Massion, 1992; Mouchnino *et al.*, 1992a, 1992b). Des synergies de cette nature accompagnent par exemple les mouvements respiratoires : le déplacement de la cage thoracique lors de chaque inspiration est compensé par un déplacement du bassin de sens opposé (Gurfinkel & Elner, 1973). De même, une élévation du bras vers l'avant en position orthostatique a pour conséquence un déplacement du tronc vers l'arrière (Martin, 1967). La

réalisation d'un mouvement engendre une modification permanente du polygone de sustentation. L'équilibre sera maintenu si le centre de pression se trouve dans ce polygone.

La taille et la qualité de la base de sustentation délimitée par nos pieds jouent un rôle majeur dans le contrôle postural. Une réduction de la taille de cette base, l'apparition de douleurs au niveau des pieds ou une diminution de la sensibilité cutanée plantaire sont autant de facteurs susceptibles d'affecter le maintien postural. Chez une personne saine, les limites de stabilité antéro-postérieure et médio-latérale - définies comme la surface où le déplacement du centre de gravité se fait sans modification de la base de sustentation - peuvent être représentées sous la forme d'un **cône de stabilité** (Figure 5). Ce cône varie selon la taille de la base de sustentation, la mobilité articulaire, la force musculaire ainsi que les informations sensorielles disponibles. Une représentation interne de ce cône existe au sein du système nerveux central : elle sert de référence au maintien postural. Chez la plupart des personnes âgées ayant des problèmes d'équilibre, ce cône est réduit. La représentation de celui-ci pourrait aussi être altérée par un dysfonctionnement des ganglions de la base observé par exemple dans la maladie de Parkinson (Horak *et al.*, 1996).

### I.2.2. Les stratégies posturales

Différentes stratégies posturales (Figure 5) sont utilisées par l'homme afin de se maintenir en équilibre et de faire face aux déséquilibres (Horak, 2006; Horak & Nashner, 1986; Winter *et al.*, 1996).

- La stratégie de cheville : c'est un mouvement de l'ensemble du corps autour des chevilles à l'image d'un pendule inversé. Elle est normalement utilisée en réponse à des perturbations lentes et modérées sur une surface plutôt large et ferme (Figure 5A).
- La stratégie de hanche : c'est un déplacement simultané et opposé des hanches et des chevilles qui n'entraîne pratiquement aucun déplacement du centre de gravité. Elle permet de faire face à des perturbations importantes et rapides sur une surface souple et étroite (Figure 5B).
- La stratégie du pas est utilisée lorsque la perturbation est trop importante : un ou plusieurs pas de rattrapage permettent alors d'éviter la chute (Figure 5C).
- La stratégie verticale consiste à abaisser la position du centre de gravité en fléchissant les chevilles, les genoux et/ou les hanches.



**Figure 5 : Limites de stabilité normales et anormales. (A) Personne âgée saine oscillant vers l'avant en utilisant la stratégie de cheville : ses limites de stabilité peuvent être représentées par un cône. (B) Personne âgée présentant plusieurs déficits sensoriels et oscillant vers l'avant sans déplacer son centre de gravité : elle utilise la stratégie de hanche. (C) Personne âgée présentant plusieurs déficits sensoriels et essayant de se pencher vers l'arrière : elle utilise la stratégie du pas afin d'agrandir sa base de sustentation. La projection verticale du centre de gravité est représentée par la flèche blanche (photo tirée de Horak, 2006).**

La stratégie de hanche et la stratégie du pas sont beaucoup plus utilisées chez les personnes âgées, notamment celles qui chutent fréquemment ou celles qui ont peur de la chute (Adkin *et al.*, 2000; Horak, 2006; Maki *et al.*, 2000). La sélection d'une stratégie se fait avant tout selon les contraintes environnementales. Elle dépend aussi des intentions, de l'expérience ainsi que de l'anticipation du sujet face à la perturbation. A chaque stratégie correspond un patron musculaire. Par exemple, l'activité associée à la stratégie de cheville est disto-proximale : elle débute par les muscles de la cheville puis remonte vers les muscles de la cuisse et du tronc. La stratégie de hanche fait plutôt appel à une séquence proximo-distale qui commence par une réponse des muscles du tronc puis de la cuisse.

### **I.2.3. Les modalités et les stratégies sensorielles**

Depuis les travaux de Sherrington à la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle, la sensibilité somatique, qui rend compte des propriétés corporelles, est traditionnellement divisée en trois classes de récepteurs sensoriels. Chacun d'eux renseigne sur les caractéristiques des stimuli provenant de l'environnement et/ou de l'individu : les extérocepteurs, les propriocepteurs et les

intérocepteurs (Rigal, 1995). Les **extérocepteurs** comprennent des récepteurs localisés au niveau de la peau, de l'œil, de l'oreille, du nez et de la bouche et sont sensibles aux stimuli issus du milieu extérieur. Les **propriocepteurs** se situent dans les muscles, les tendons, les articulations et l'oreille interne. Ils donnent des informations sur la position des segments corporels les uns par rapport aux autres ainsi que sur la position du corps dans l'espace. Enfin, les **intérocepteurs** sont répartis dans les différents organes et viscères. Ils réagissent aux modifications internes de l'organisme (pression sanguine, homéostasie). Chaque variété de récepteurs code une caractéristique spécifique du stimulus. Ces récepteurs peuvent être regroupés selon cinq catégories : les mécanorécepteurs (i.e., sensibles à des stimuli mécaniques), les thermorécepteurs (i.e., sensibles à la température), les photorécepteurs (i.e., sensibles à la lumière), les chémorécepteurs (i.e., sensibles à des stimuli chimiques) et les nocicepteurs (i.e., sensibles à la douleur) (Tableau 1). La **somesthésie** regroupe la proprioception, les sensations cutanées tactiles, thermiques et nociceptives.

Pour Jean-Pierre Roll (1994), cette classification est insuffisante car chaque modalité sensorielle présente en réalité une fonction proprioceptive. Par exemple, la vision contribue à l'orientation corporelle et à la détection des déplacements. La peau participe aussi à l'élaboration de la connaissance de soi en rendant compte des déformations corporelles et du rapport entre le corps et l'environnement. Enfin, l'audition ou l'olfaction guident notre orientation et nos déplacements. Même si cette approche nous paraît juste, nous avons fait le choix de conserver la classification proposée par Sherrington et utilisée actuellement par Robert Rigal (1995) en considérant que la proprioception regroupe les sensibilités provenant des muscles, des tendons, des articulations et de l'appareil vestibulaire. La classification qui différencie les extérocepteurs, les propriocepteurs et les intérocepteurs montre l'essentiel, à savoir la spécificité de chacun des capteurs de notre corps.

Les principales modalités sensorielles impliquées dans le contrôle postural sont la vision, la proprioception et les afférences cutanées plantaires. Toutes ces informations sont prises en compte dans des boucles de rétroaction destinées à corriger les éventuels écarts du corps par rapport à une position de référence. L'activité de chaque canal sensoriel est susceptible de modifier la posture érigée de façon spécifique et orientée selon la stimulation (Massion *et al.*, 1998b).

	Mécanorécepteurs	Thermorécepteurs	Photorécepteurs	Chémorécepteurs	Nocicepteurs	
EXTERO- CEPTEURS	<p><b><u>Peau</u></b> * Tact : disques de Merkel * Pression : corpuscules de Meissner, Pacini</p> <p><b><u>Oreille</u></b> * Son : organe de Corti</p>	<p><b><u>Peau</u></b> * Température : terminaisons nerveuses libres</p>	<p><b><u>Œil</u></b> * Vision : cônes et bâtonnets</p>	<p><b><u>Nez</u></b> * Odeurs : cellules olfactives</p> <p><b><u>Bouche</u></b> * Saveurs : papilles gustatives</p>	<p><b><u>Peau</u></b> * Douleur : terminaisons nerveuses libres</p>	
PROPRIO- CEPTEURS	<p><b><u>Vestibule</u></b> * Accélération, décélération : canaux semi-circulaires * Gravité : macula</p> <p><b><u>Muscles</u></b> * Longueur : fuseaux neuromusculaires</p> <p><b><u>Tendons</u></b> * Tension : organes tendineux de Golgi</p> <p><b><u>Articulations</u></b> * Mouvements : corpuscules de Ruffini et Pacini</p> <p><b><u>Muscles-tendons</u></b> * Vibrations : fuseaux neuromusculaires</p>					
INTERO- CEPTEURS	<p><b><u>Vaisseaux sanguins</u></b> * Pression : terminaisons nerveuses libres</p>		<p><b><u>Aortes, carotides</u></b> * Analyse des gaz dans le sang</p> <p><b><u>Estomac, intestins</u></b> * Substances nutritives et autres</p>			<p><b><u>Vaisseaux, organes internes</u></b> * Douleur : terminaisons nerveuses libres</p>

Tableau 1 : Classifications des récepteurs sensoriels (d'après Rigal, 1995)



### *Les informations cutanées plantaires*

Les informations cutanées plantaires sont issues de trois types de récepteurs : les mécanorécepteurs, les thermorécepteurs et les nocicepteurs de la peau. Elles seront traitées de façon approfondie dans la partie 2.

### *Les informations proprioceptives provenant des muscles, des tendons et des articulations*

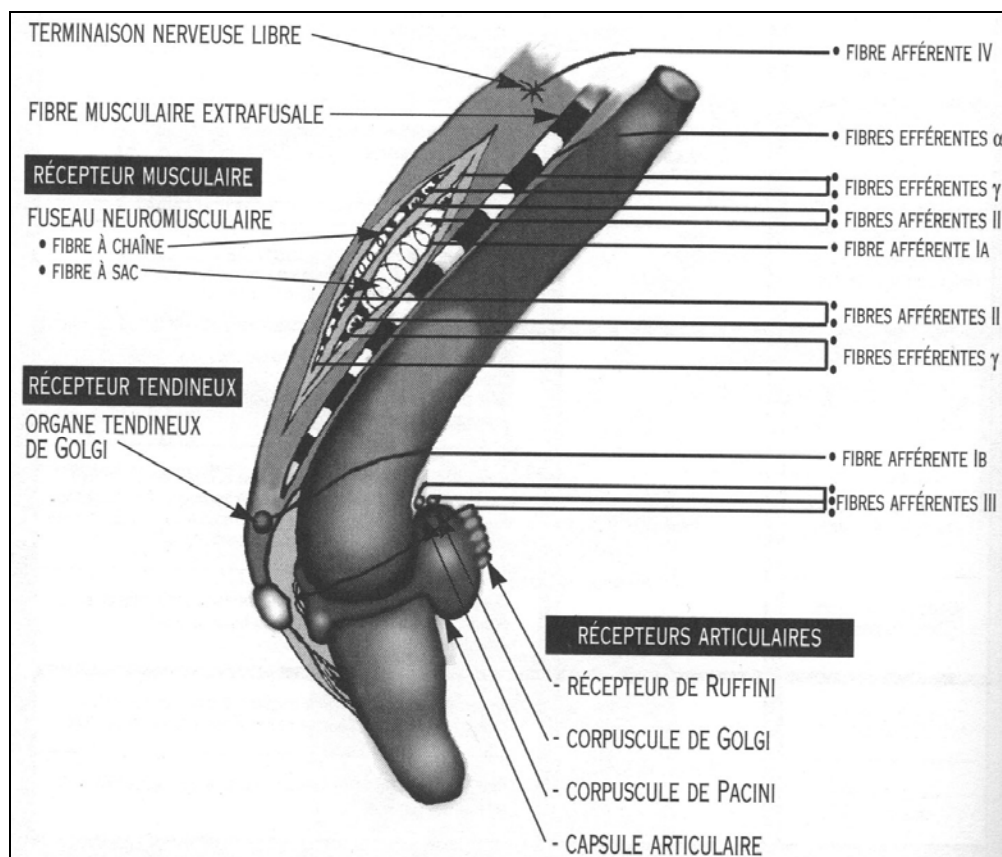
La sensibilité musculaire que nous différencierons de la sensibilité cutanée (Roll, 1994), renseigne sur le sens du mouvement (kinesthésie), le sens de la position (statesthésie) et le sens de la force. Différents récepteurs, d'origine articulaire (corpuscules de Ruffini pour les capsules articulaires et corpuscules de Golgi pour le tissu ligamentaire), musculaire ou musculo-tendineuse, rendent compte de l'état et des changements de longueur des muscles (Figure 6). Les fuseaux neuromusculaires se situent dans les corps musculaires et renseignent principalement sur la longueur et la vitesse d'allongement des muscles. Les récepteurs tendineux de Golgi informent des forces développées par les muscles lors de leur contraction. Le système nerveux central prend en compte l'ensemble des informations de cette « chaîne proprioceptive » (Roll, 1994) qui s'étend de la tête aux pieds.

La proprioception musculaire commence seulement à véritablement livrer les secrets de son organisation et de son fonctionnement (Roll, 2003). Les muscles sont à la fois des organes moteurs et des organes des sens : ce sont donc les acteurs et les spectateurs de notre corps. « L'ensemble des muscles sollicités, et notamment étirés, au cours d'une action particulière, génère en quelque sorte une signature sensorielle proprioceptive qui est unique pour un acte donné et parfaitement reproductible lorsque la même action se répète. Ces véritables « codes barres » sensoriels marquant chacune de nos productions motrices sont acheminés vers le système nerveux central par les grandes voies de la sensibilité et distribués dans diverses structures sous-corticales et corticales. Leur traitement central est à la base de nos sensations de mouvements : nos kinesthèses » (Roll, 2003).

La manipulation des entrées proprioceptives musculaires par rotations et translations de plate-forme ou par l'utilisation d'un support en mousse affecte le maintien postural. Les réponses posturales induites par des vibrations au niveau des muscles soléaire et tibial de la cheville, des muscles cervicaux ou para-vertébraux sont aussi connues depuis de nombreuses années et ont permis de mettre en évidence le rôle de ces informations proprioceptives dans l'orientation du corps et dans la régulation de son équilibre. Cet artifice expérimental permet

d'activer les fuseaux neuromusculaires de manière sélective et en l'absence de mouvement. C'est un leurre sensoriel capable de générer des messages proprioceptifs d'étirement musculaire qui sont très proches de ceux perçus lors d'un mouvement naturel, les vibrations induisant une sensation illusoire de mouvement. Par exemple, une stimulation des deux jambiers antérieurs entraîne une inclinaison du corps vers l'avant.

La baisse de la sensibilité proprioceptive musculaire, tendineuse et articulaire observée avec l'âge est avant tout liée au vieillissement des nerfs périphériques (Thoumie, 1999). Elle se caractérise entre autre par une diminution de la vitesse de conduction nerveuse après 60 ans et par une diminution des réflexes ostéo-tendineux. Par exemple, le réflexe achilléen est absent chez un tiers des sujets de 70 ans. La perte de sensibilité engendre une altération de l'interface homme-surface de support et de la perception de son propre corps dans l'espace. Dans ce contexte, les personnes âgées adoptent plus fréquemment une stratégie de hanche en réponse à une dégradation des afférences périphériques.



**Figure 6 : Les récepteurs proprioceptifs musculaires, articulaires et tendineux (figure tirée de Rigal, 1995)**

### *Les informations proprioceptives provenant du système vestibulaire*

Le système vestibulaire comprend deux types de récepteurs sensibles à la position et aux déplacements de la tête : les otolithes (la saccule et l'utricule) et les canaux semi-circulaires. Ces récepteurs renseignent sur la verticalité du corps en codant les accélérations linéaires (otolithes) et angulaires (canaux semi-circulaires) de la tête (Figure 7). La modalité vestibulaire intervient surtout sur l'orientation du tronc dans l'espace plutôt que dans le contrôle général de la posture (Horak & Hlavacka, 2001). Mais une altération vestibulaire engendre aussi une incapacité à utiliser la stratégie de hanche (Horak *et al.*, 1990). Le canal vestibulaire est très peu utilisé en condition quasi-statique sauf s'il y a une altération importante des autres systèmes ou si le support est interprété comme instable par le système nerveux central (Mergner & Rosemeier, 1998). Les informations vestibulaires peuvent donc aussi être prises en compte pour évaluer le type de support et participent dans ce cas à la représentation interne de l'orientation du pied dans l'espace.

Le brouillage des entrées vestibulaires par stimulation calorique, par stimulation galvanique au niveau des mastoïdes (Fitzpatrick & Day, 2004; Pavlik *et al.*, 1999; Wardman *et al.*, 2003) ou par microgravité (Baroni *et al.*, 1999) engendre une dégradation de la stabilité posturale. Par exemple, l'excitation du labyrinthe gauche par une stimulation galvanique simule une inclinaison de la tête et du corps à gauche ; une correction intervient alors en déviant le corps vers la droite (Pavlik *et al.*, 1999). Des effets de ce type sont retrouvés chez des sujets sains ou neuropathiques en présence d'une stimulation galvanique et en l'absence de vision (Horak & Hlavacka, 2001). Plus la stimulation est forte, plus les oscillations dans le plan antéro-postérieur sont importantes dans les deux populations. Le tronc est plus affecté que le centre de gravité. L'ajout d'une mousse sous les pieds accentue ce phénomène et les effets sont davantage prononcés chez les personnes atteintes d'une neuropathie car elles ne parviennent pas à se stabiliser sur une mousse de 10 cm d'épaisseur. Le système nerveux central compare le contrôle « bottom-up » du système proprioceptif muscles-tendons-articulations et du système extéroceptif tactile plantaire avec le contrôle « top-down » du système proprioceptif vestibulaire. Si cette confrontation indique que le support est stable (dans ce cas, il y a redondance des informations), ce seront les informations musculaires, tendineuses, articulaires et cutanées plantaires qui seront privilégiées. Sinon, c'est la modalité vestibulaire qui sera favorisée (Mergner & Rosemeier, 1998).

Le nombre de récepteurs sensoriels diminue avec l'âge : il y a une réduction d'environ 40% des cellules ciliées au niveau des crêtes ampullaires et de la macula (Johnsson & Hawkins, 1972; Rosenhall & Rubin, 1975) ainsi qu'une réduction de 37% des fibres

myélinisées du nerf vestibulaire (Bergstrom, 1973). La sensibilité des récepteurs labyrinthiques s'éémousse avec l'âge.

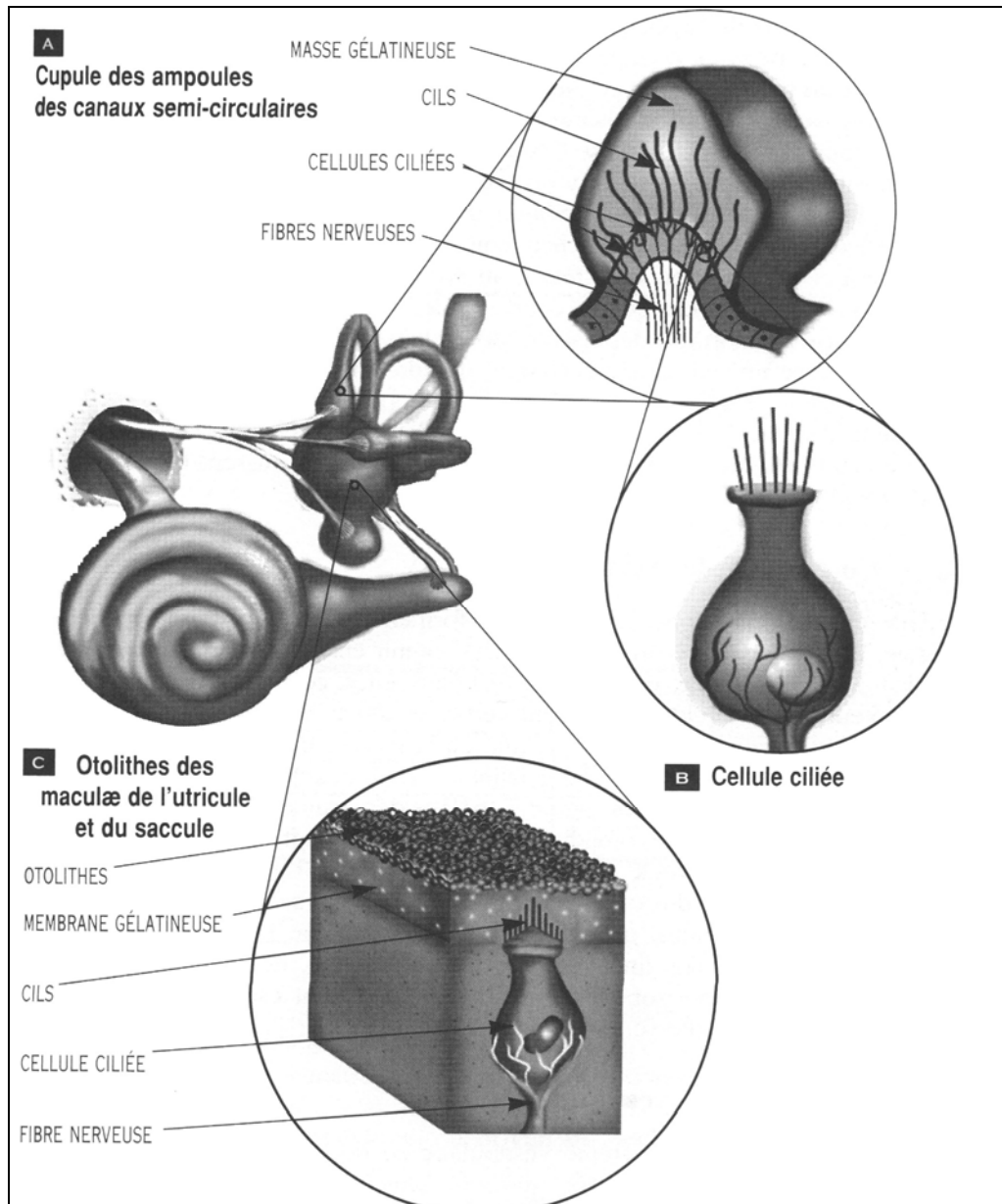


Figure 7 : Les récepteurs du système vestibulaire (figure tirée de Rigal, 1995)

### *Les informations visuelles*

Des problèmes de vision peuvent survenir à tout âge, mais ce sont les personnes âgées qui sont le plus souvent atteintes. Certaines pathologies associées au vieillissement (la presbytie, la cataracte, la dégénérescence maculaire liée à l'âge (i.e., DMLA) ou le glaucome), à des malformations congénitales (i.e., l'albinisme, la rétinopathie pigmentaire), à certains types de diabète (i.e., la rétinopathie diabétique), à des traitements de longue durée ou à des atteintes du nerf optique peuvent entraîner des situations de malvoyance. La diminution de l'acuité visuelle avec l'âge est à l'origine de l'augmentation du risque de chute chez la personne âgée. Elle se caractérise par une dégradation de la sensibilité aux contrastes, de la perception de la profondeur et par la réduction du champ visuel (Lord, 2006). Sachant que ce système est prédominant chez la personne âgée (Hytonen *et al.*, 1993; Lee & Lishman, 1977; Lord, 2006; Lord & Menz, 2000; Perrin *et al.*, 1997; Simoneau *et al.*, 1992; Sundermier *et al.*, 1996), la suppression ou l'altération des entrées visuelles obligent le sujet à réorganiser la hiérarchie des informations sensorielles. Seules les informations proprioceptives (i.e. musculaires, articulaires, tendineuses et vestibulaires) et tactiles plantaires deviennent alors disponibles. Il a été montré que la privation des entrées visuelles engendrait une augmentation des oscillations posturales de l'ordre de 20 à 70% (Lord, 2006). La stabilité est meilleure dans la condition où seule la vision périphérique est disponible comparativement à la condition où le sujet dispose uniquement de la vision centrale (Paulus *et al.*, 1984).

### *L'intégration des informations sensorielles*

Les informations provenant de l'ensemble de ces systèmes sont intégrées afin d'interpréter l'environnement sensoriel dans lequel se trouve l'individu. Lorsque cet environnement est modifié, il est nécessaire de pondérer toutes les entrées sensorielles afin de réguler au mieux la position du centre de gravité. Ces systèmes sont organisés hiérarchiquement. En position orthostatique, si le support est stable, des personnes en bonne santé utilisent environ 70% d'indices proprioceptifs provenant des muscles, des articulations et des tendons, 20 % d'indices proprioceptifs vestibulaires et 10% d'indices visuels (Peterka, 2002) pour réguler leur posture. Si le support devient instable (i.e., mousse, surface mobile), le poids relatif des différentes entrées sensorielles est réévalué. Sachant que les informations musculaires, articulaires, tendineuses et tactiles plantaires sont perturbées, le système nerveux central fait alors plutôt confiance aux modalités vestibulaire et visuelle. C'est pour cela que

l'altération d'une, voire plusieurs, entrées sensorielles n'entraîne pas forcément une dégradation du contrôle postural. Il existe une **complémentarité** et une **compensation ou substitution sensorielle intermodale**. D'autres types de perturbation comme les situations de conflit sensoriel, d'ajout de nouvelles informations, de réintégration, de suppression partielle ou totale d'une ou de plusieurs modalités montrent néanmoins que cette compensation a ses limites.

Les personnes âgées sont très affectées par la suppression, la réduction de certains canaux sensoriels (Simoneau *et al.*, 1992; Teasdale & Simoneau, 2001; Teasdale *et al.*, 1991a; Teasdale *et al.*, 1991b; Woollacott, 1993) ou par l'apparition d'un conflit sensoriel entre au moins deux canaux sensoriels (Horak & Hlavacka, 2001; Matheson *et al.*, 1999; Sundermier *et al.*, 1996; Woollacott *et al.*, 1986). On observe néanmoins une grande variabilité interindividuelle (Lin *et al.*, 2004) qui dépend par exemple du niveau d'activité physique ou de la présence de pathologies. Ces perturbations posturales sont un facteur de chute (Teasdale *et al.*, 1993; Teasdale & Simoneau, 2001). L'alternance de périodes avec et sans vision montre que l'adaptation est difficile chez les personnes âgées et les jeunes adultes aussi bien pendant les transitions de non vision à vision que de vision à non vision (Teasdale *et al.*, 1991b). Cette dernière situation demeure néanmoins la plus perturbante, surtout chez la personne âgée. De même, dans la condition où les informations proprioceptives provenant des muscles de la cheville sont successivement disponibles, brouillées par des vibrations puis de nouveau disponibles, la personne âgée est incapable de bénéficier immédiatement de la réintégration des informations proprioceptives musculaires. En l'absence de vision, plus de dix secondes sont nécessaires à la reconfiguration du contrôle postural (Teasdale & Simoneau, 2001). Les jeunes adultes s'adaptent beaucoup plus rapidement. La disparition puis la réintroduction des entrées visuelles ou proprioceptives musculaires correspond à un nouveau contexte que le système nerveux central doit analyser. Une modification du contexte sensoriel demande donc une **période d'adaptation** : si un canal est perturbé, la personne âgée a beaucoup plus de difficultés à utiliser rapidement les autres informations disponibles. Cela démontre la capacité limitée des processus centraux pour intégrer les informations sensorielles (Teasdale *et al.*, 1991a). La difficulté des personnes âgées à intégrer continuellement les différentes informations est aussi sûrement la conséquence d'une réduction de la sensibilité périphérique générale observée avec l'âge (Woollacott *et al.*, 1986).

En résumé, les mécanismes d'intégration des différentes entrées sensorielles ne se réduisent pas à privilégier un type d'afférence ou à faire la somme de toutes les entrées

disponibles. Ils reposent sur une modulation permanente du poids sensoriel de chaque information. La **pondération sensorielle** se fait de façon continue et dépend du contexte environnemental, postural et des stratégies adoptées par chaque individu pour s'adapter à toutes ces contraintes (Kavounoudias, 1999a).

#### **I.2.4. L'orientation spatiale**

La capacité à orienter son corps dans l'espace en prenant en compte la force de gravité, les caractéristiques de la surface de support, l'environnement visuel et les informations corporelles internes, est primordiale pour le contrôle postural. L'orientation corporelle fait appel à deux types de référentiel : un **référentiel exocentré** (par rapport à des points de repères situés dans l'espace) et/ou **égocentré** (par rapport au corps). La sélection du référentiel dépend du contexte et de la tâche à effectuer. L'homme se base aussi sur une représentation interne de la verticalité qui se construit et est réactualisée à partir de l'intégration des différentes sources sensorielles. D'après Mittelstaedt (1992), ce sont surtout les gravicepteurs viscéraux puis les afférences tactiles et proprioceptives qui contribuent à l'élaboration de cette verticale posturale. L'orientation spatiale ne sera pas développée davantage car elle ne sera pas abordée dans ce travail.

#### **I.2.5. Le contrôle de l'équilibre dynamique**

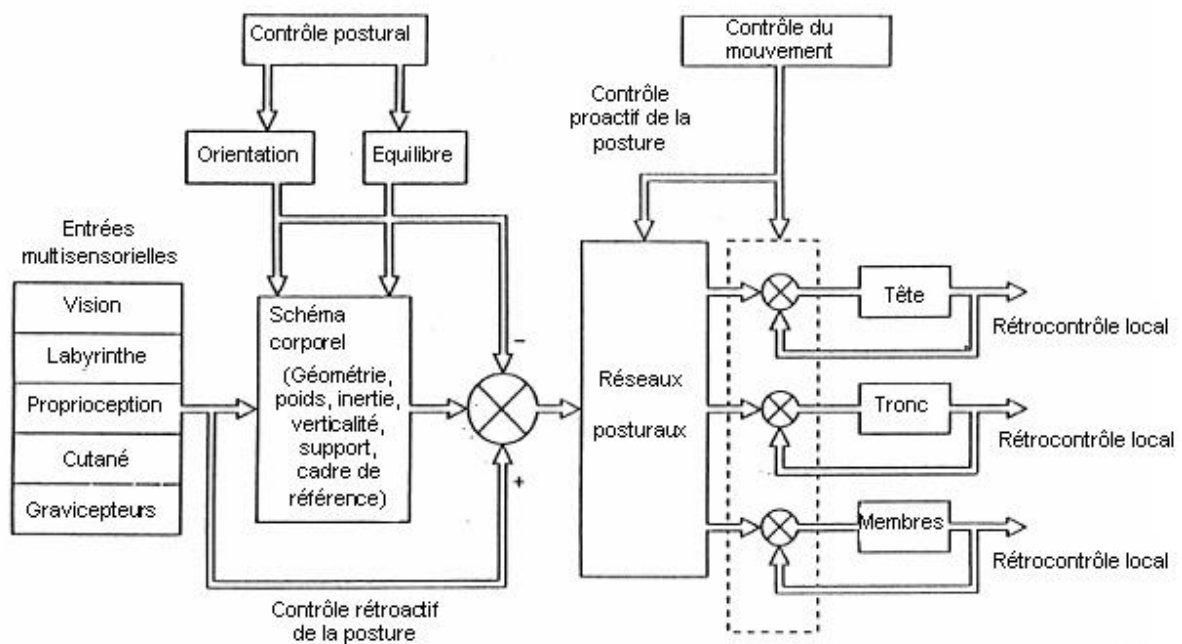
Le contrôle de l'équilibre dynamique est un processus complexe. En effet, contrairement à la position orthostatique, le centre de gravité ne reste pas à l'intérieur du polygone de sustentation pendant la réalisation d'un mouvement. Lors de la marche, les informations vestibulaires ne participent pas activement au contrôle de l'équilibre dynamique (Winter *et al.*, 1993). La stabilité sur l'axe antéro-postérieur provient de l'activité des muscles de la hanche ainsi que des muscles éverseurs (i.e., principalement les long et court fibulaires, le long extenseur des orteils et le troisième fibulaire) et inverseurs (i.e., principalement le tibial antérieur et postérieur, le long fléchisseur des orteils et de l'hallux) du pied. Les personnes âgées sujettes aux chutes ont tendance à avoir des oscillations du centre de gravité plus élevées que la normale ainsi que des placements de pieds plus irréguliers (Winter *et al.*, 1993). Nous ne développerons pas davantage le contrôle de l'équilibre dynamique car nos travaux de thèse portent plutôt sur le contrôle de l'équilibre quasi-statique.

### I.2.6. Les processus cognitifs

*Le contrôle postural : une organisation centrale avec un niveau de référence et un niveau de contrôle*

L'organisation posturale décrite par Sherrington en 1906 reposait sur la notion de modèle génétique où seuls des mécanismes neurophysiologiques de type réflexe sous-tendaient les régulations posturales (Belenkii *et al.*, 1967; Sherrington, 1906). Ce modèle ne permet pas d'expliquer la flexibilité des réponses posturales ainsi que l'existence des ajustements posturaux anticipés. Grâce à la méthode d'imagerie par ultrasons *in vivo*, Loram *et al.* (2004) ont par exemple montré qu'il y a un mouvement paradoxal des muscles gastrocnémien et soléaire de la cheville en condition quasi-statique lors d'oscillations volontairement exagérées. Une inclinaison du corps vers l'avant est associée à un raccourcissement du triceps sural qui s'interrompt lorsque la tension musculaire est suffisante pour que le moment d'extension de la cheville contrecarre l'action de pesanteur. Cela suggère que le contrôle postural est programmé de manière centrale et qu'il se base sur un **modèle interne** ou **schéma corporel** qui intervient dans la **sélection appropriée des synergies musculaires** (i.e., l'ordre de contraction des différents muscles impliqués dans le maintien postural) nécessaires aux régulations posturales et à l'élaboration d'un mouvement. Ce modèle interne se fonde sur les informations apportées par les différentes modalités sensorielles et se réactualise en permanence selon ces informations. En condition quasi-statique, les oscillations posturales, conséquence de l'instabilité globale du système, sont interprétées par le modèle interne comme des erreurs ou des écarts par rapport à une position de référence. Alors que le cortex pariétal intervient dans la construction de la représentation du corps, le cervelet semble être une structure fortement impliquée dans la détection de ces erreurs et dans leur correction. Riley *et al.* (1997) suggèrent que ces oscillations sont un moyen d'exploration de l'espace postural et permettent au système nerveux central d'établir les limites de stabilité du corps. Le contrôle central de la posture et du mouvement s'organiserait donc hiérarchiquement selon deux niveaux : un **niveau supérieur de référence** (ou modèle interne) et un **niveau inférieur de contrôle** qui serait dépendant du niveau précédent et qui aurait pour rôle d'adapter le programme postural aux différentes contraintes en mettant en œuvre des boucles d'assistance régulatrices (Massion *et al.*, 1998b). Ce modèle rend bien compte de la grande flexibilité des réponses posturales (Figure 8).





**Figure 8 : Organisation centrale et hiérarchique du maintien postural avec deux niveaux : le niveau de référence (schéma corporel) et le niveau de contrôle (réseaux posturaux) (d'après Massion, 1998a).**

### *La mobilisation des ressources attentionnelles dans le contrôle postural*

De récentes études ont montré que la réalisation d'une tâche posturale, de la plus simple (le maintien orthostatique) à la plus complexe (par exemple l'équilibre unipodal), faisait appel à des processus attentionnels (Kerr *et al.*, 1985; Lajoie *et al.*, 1993; Vuillerme & Nougier, 2004; Woollacott & Shumway-Cook, 2002). L'utilisation d'un paradigme de double tâche permet de comprendre et d'établir les interférences qui existent entre deux tâches afin de déterminer les ressources attentionnelles mobilisées. L'attention, qui correspond à la capacité de traitement d'information d'un individu, est limitée chez l'être humain. Lorsque deux tâches sont réalisées en même temps et qu'elles requièrent plus d'attention que la capacité totale du sujet, nous observons une dégradation de la performance au moins dans l'une des deux tâches.

Teasdale et Simoneau (2001) ont montré que la régulation des oscillations posturales en station debout faisait appel aux processus cognitifs. La mobilisation de ces ressources attentionnelles dépend (1) de l'âge (Shumway-Cook & Woollacott, 2000; Teasdale & Simoneau, 2001; Woollacott & Shumway-Cook, 2002), (2) des informations sensorielles disponibles (Shumway-Cook & Woollacott, 2000; Teasdale & Simoneau, 2001), (3) de la

complexité de la tâche posturale (Lajoie *et al.*, 1993), (4) de l'expertise (Vuillerme & Nougier, 2004) et (5) de l'attention volontaire portée sur la tâche (Vuillerme & Nafati, 2007b). En effet, Vuillerme et Nafati (2007b) ont observé une dégradation de la stabilité posturale lorsqu'il était demandé aux sujets de focaliser leur attention sur leur posture. Cette situation est peu fréquente dans la vie de tous les jours dans la mesure où nous sommes plus souvent habitués à effectuer d'autres tâches (parler, observer) tout en restant debout : notre attention n'est pas particulièrement orientée sur notre posture. C'est certainement pour cela que le fait d'essayer de contrôler volontairement une posture ou un mouvement quelconque entraîne souvent la production d'un geste d'apparence plus maladroite (McNevin *et al.*, 2003). En d'autres termes, la sur-utilisation de ressources attentionnelles pour le maintien postural viendrait perturber un système fonctionnant déjà de façon autonome (Vuillerme & Nafati, 2007b). L'instabilité posturale ou les chutes observées chez la personne âgée sont la conséquence d'une insuffisance des ressources attentionnelles allouées à la tâche posturale lorsque cette personne a une deuxième tâche à accomplir. Cette instabilité pourrait provenir d'une atteinte des mécanismes intégrateurs de plus haut niveau (Teasdale *et al.*, 1993; Teasdale & Simoneau, 2001).

### ***I.3 Les problèmes de chute chez la personne âgée***

La dégradation de la stabilité posturale est à l'origine de 2,7 à 19% des chutes enregistrées chez la personne âgée (Lafont *et al.*, 1999). Des tests cliniques ou des tests sur plate-forme sont spécifiquement destinés à évaluer les performances d'équilibre (pour une revue sur les problèmes de chute chez la personne âgée, voir Vaillant, 2004a).

#### **I.3.1. La recrudescence du nombre de chutes**

L'incidence des chutes et la sévérité de leurs complications augmentent avec l'âge et varient énormément selon les individus. La chute peut être synonyme de perte d'autonomie voire de morbidité. Plusieurs types de facteurs sont à l'origine de la chute : des facteurs personnels (i.e., état de santé, sénescence, pathologies, prise de médicaments, peur de tomber), des facteurs situationnels (i.e., activité et prise de risque dans cette activité) et des

facteurs environnementaux (i.e., habitat, lieux publics) (Strubel *et al.*, 1999). Par exemple, le vieillissement entraîne une diminution des réserves fonctionnelles du sujet âgé. Il affecte la qualité et l'intégration des informations sensorielles, se traduit par un allongement du temps de conduction nerveuse centrale et périphérique ainsi que par des latences accrues des réponses motrices et cognitives. La diminution de la force musculaire et de la souplesse articulaire explique aussi que la personne âgée ne présente pas toujours les mécanismes compensateurs permettant de se rattraper d'un déséquilibre. Les pathologies neurologiques, neuromusculaires, cardiovasculaires, ostéoarticulaires ou ophtalmologiques ont des répercussions négatives sur le contrôle postural. Le risque de chute augmente de façon linéaire avec le nombre d'affections chroniques et avec le degré d'altération fonctionnelle (Tinetti *et al.*, 1986).

### **I.3.2. La prédiction des chutes**

Sachant que la détérioration de l'équilibre est un des facteurs majeurs de chute, certains auteurs ont tenté de déterminer les variables posturales permettant de prédire ces chutes. Maki *et al.* (1990) ont montré que les oscillations posturales spontanées et provoquées par des translations de plate-forme augmentaient avec l'âge en condition yeux ouverts dans le plan antéro-postérieur. Certaines variables issues des oscillations spontanées comme la vitesse moyenne, le rapport vitesse moyenne/base de sustentation et la fréquence moyenne ont tout d'abord été identifiées comme de bons prédicteurs de chute. Sachant que la vitesse d'oscillation représente la quantité d'activité requise pour le maintien postural plutôt que la stabilité *per se*, elle n'a plus été considérée par la suite comme un des meilleurs prédicteurs (Maki *et al.*, 1994). Les variables issues des oscillations provoquées par une perturbation posturale sont plus sensibles à la dégradation du contrôle postural et permettent surtout de déterminer la capacité à faire face à un déséquilibre.

Une deuxième étude indique que les personnes chuteuses présentent une root mean square (ou RMS qui représente la moyenne quadratique de l'amplitude des déplacements du centre de pression) beaucoup plus importante sur l'axe médio-latéral que les personnes non chuteuses (Maki *et al.*, 1994). Ce phénomène pourrait être la conséquence d'une dégradation des informations cutanées plantaires, proprioceptives des muscles de la hanche et vestibulaires. Lord *et al.* (1991) ont soumis 95 personnes âgées à une batterie de 13 tests portant sur les fonctions sensori-motrice, vestibulaire et visuelle. Les faibles performances observées lors des tests d'équilibre quasi-statique étaient associées à une réduction 1) de la

---

sensibilité cutanée plantaire aux pressions et aux vibrations, 2) du sens de la position articulaire et 3) de la force de flexion dorsale de la cheville et de flexion des muscles quadriceps. Les faibles performances observées lors des tests d'équilibre dynamique étaient associées à 1) une réduction de la sensibilité cutanée plantaire aux pressions et aux vibrations, 2) une réduction du sens de la position articulaire, 3) une réduction de la force de flexion des muscles quadriceps, 4) des troubles vestibulaires et 5) un allongement du temps de réaction. La baisse de la vision des contrastes, de la perception de la profondeur et la réduction du champ visuel sont aussi de bons prédicteurs de chutes (Lord, 2006).

Une étude plus récente indique que les mesures de stabilité en condition quasi-statique ou les mesures de limites de stabilité ne sont pas les meilleurs prédicteurs (Brauer *et al.*, 2000). Des tests cliniques comme l'échelle d'équilibre de Berg ou le test de Tinetti permettent de mieux différencier les chuteurs des non-chuteurs. Ces auteurs ont aussi montré que les chuteurs sont des personnes présentant un temps de mouvement plus long et un retard dans le début d'activité électromyographique du gastrocnémien et des abducteurs de hanche lors d'une tâche de montée de marches.

## II - LA SOLE PLANTAIRE ET SON RÔLE DE CARTE DYNAMOMÉTRIQUE DANS LE MAINTIEN POSTURAL

### *II.1 Quelques rappels sur l'ostéologie, l'arthrologie, la myologie et l'innervation sensitive du pied*

La structure du pied s'apparente à une voûte qui repose sur les tubérosités du calcanéum (partie postérieure) et la barre métatarsienne (partie antérieure). Le pied doit faire face aux contraintes statiques associées au maintien de l'appui et s'adapter aux contraintes dynamiques pour assurer la locomotion. Il existe un **compromis mécanique** entre l'armature rigide formée par le système os-articulations-ligaments et les éléments musculo-tendineux assurant l'adaptation aux contraintes dynamiques. Les tendons sont particulièrement importants car ils empêchent l'instabilité mécanique et l'affaissement structural. Le pied est souvent divisé transversalement en trois parties (Figure 9). L'**arrière-pied** comprend le calcanéum et le talus. Il fait partie du complexe articulaire de la cheville qui est constitué des articulations talo-crurale, sous-talienne et tibio-fibulaire. Le **médio-pied** comprend l'os naviculaire, le cuboïde et les trois os cunéiformes. Il renferme les articulations transverses du tarse (par exemple l'articulation de Chopart) et tarso-métatarsienne (par exemple l'articulation de Lisfranc). L'**avant-pied** comprend les métatarses et les phalanges.

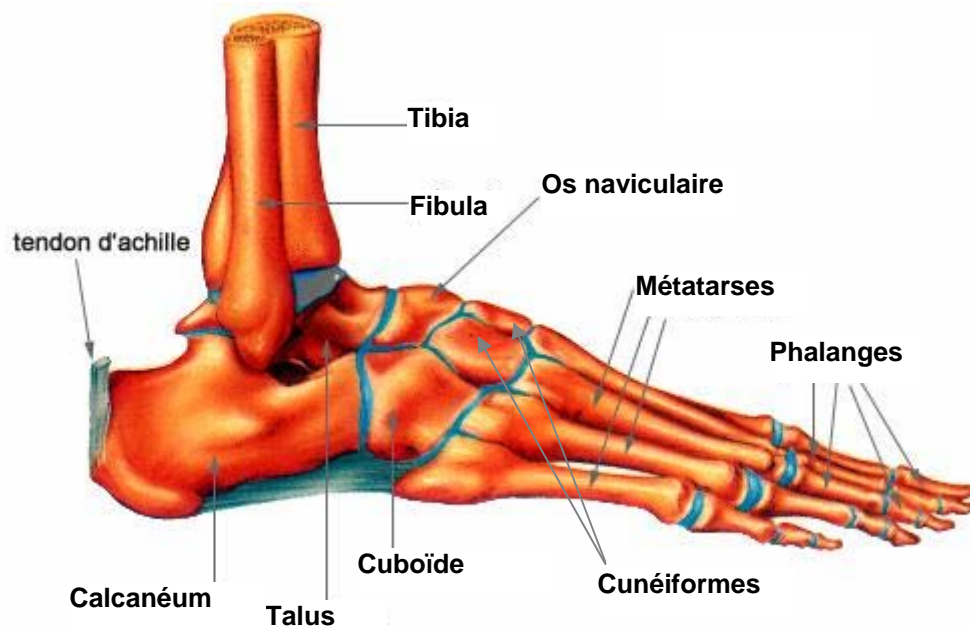
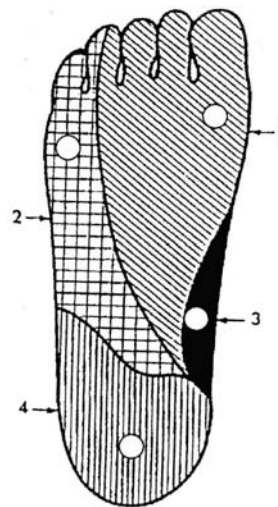


Figure 9 : Ostéologie du pied.

De nombreux muscles participent aux mouvements du pied. Différents rôles leur sont attribués. Il existe des muscles de soutènement, des muscles suspenseurs, stabilisateurs, propulseurs et directionnels rotatoires (Laffenêtre, 2004). La sole plantaire possède aussi une innervation sensitive riche définie par une organisation des mécanorécepteurs cutanés dans les différentes couches de la peau, une spécialisation fonctionnelle et une structuration des mécanorécepteurs cutanés selon quatre territoires sensitifs qui sont grossièrement fonction des zones d'appui (Figure 10).



**Figure 10 : Innervation sensitive de la sole plantaire : 1. Nerf plantaire interne ; 2. Nerf plantaire externe ; 3. Nerf saphène interne et 4. Nerf calcanéen (d'après Belhassen & Pelissier, 1999).**

## ***II.2 La neurophysiologie de la sensibilité cutanée du pied***

### **II.2.1. L'histologie de la peau**

La peau est le terme commun pour désigner l'organe recouvrant l'ensemble du corps humain. Cette interface entre le monde extérieur et l'homme se renouvelle en permanence et présente une structure histologique semblable quelle que soit la partie du corps. Elle est composée de trois couches : l'épiderme (couche superficielle), le derme (couche intermédiaire) et l'hypoderme (couche profonde).

Il existe deux grands types de sensibilité cutanée : la sensibilité vibrotactile et la sensibilité de protection ou sensibilité à la douleur (Spicher, 2003). La sensibilité de

protection, assurée par les nocicepteurs ne sera pas traitée. Nous n'aborderons pas non plus les sensations cutanées relatives à la température ou au sens haptique. Nous nous intéresserons uniquement à la sensibilité vibrotactile et aux récepteurs qu'elle implique à savoir les mécanorécepteurs cutanés. Contrairement à la vision ou à l'audition pour lesquelles les récepteurs sont localisés et regroupés dans un même organe, la modalité tactile englobe des récepteurs dits « superficiels » et « profonds » qui sont répartis sur toute la surface corporelle. L'innervation sensorielle de la peau est très riche, mais elle varie énormément selon la région corporelle. Cette différence est due à une répartition et à une densité inégales des mécanorécepteurs cutanés. Par exemple, la peau glabre de la face palmaire de la main est beaucoup plus sensible que d'autres territoires cutanés (Frey von, 1910).

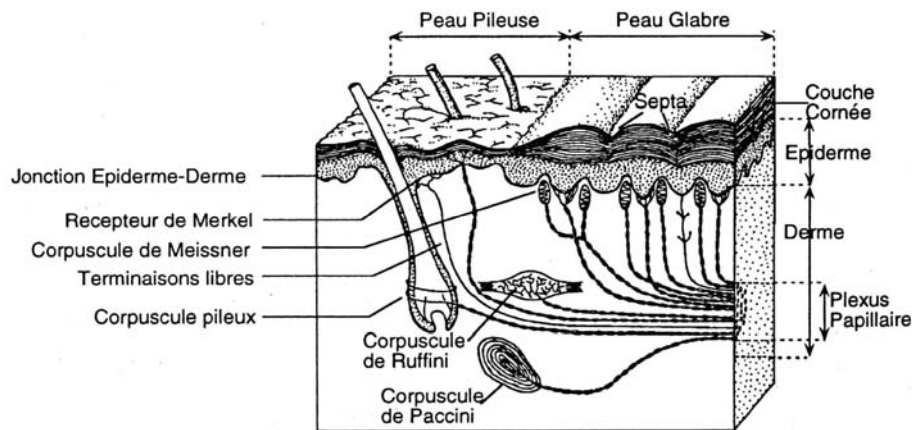
### *L'histoire des découvertes des mécanorécepteurs cutanés*

Le XIX<sup>ème</sup> siècle fut le siècle des grandes découvertes histologiques. Les principaux mécanorécepteurs cutanés ont été découverts à cette période :

- 1741 : Abraham Vater et Filippo Pacini donnent leurs noms aux plus gros mécanorécepteurs cutanés qui ont un diamètre d'environ 0,5 mm.
- 1852 : Wagner et Meissner découvrent les corpuscules de Wagner-Meissner que nous appelons communément corpuscules de Meissner.
- 1880 : découverte des corpuscules de Merkel.
- 1893 : découverte des corpuscules de Ruffini.

La connaissance de ces récepteurs s'est affinée au XX<sup>ème</sup> siècle grâce aux progrès des techniques d'investigation. Quelques chercheurs ont largement contribué à ces découvertes :

- 1957 : Pease et Quilliam ont étudié pour la première fois les corpuscules de Pacini au microscope électronique.
- Années 60 : les travaux de Cauna ont porté sur la morphologie des récepteurs cutanés.
- Depuis les années 70 : Johansson s'est intéressé aux différents types d'unités sensibles, Hsiao et Johnson ont analysé l'implication des récepteurs dans la discrimination tactile et Jean-Pierre Roll a différencié la sensibilité cutanée et la sensibilité musculaire (Figure 11).



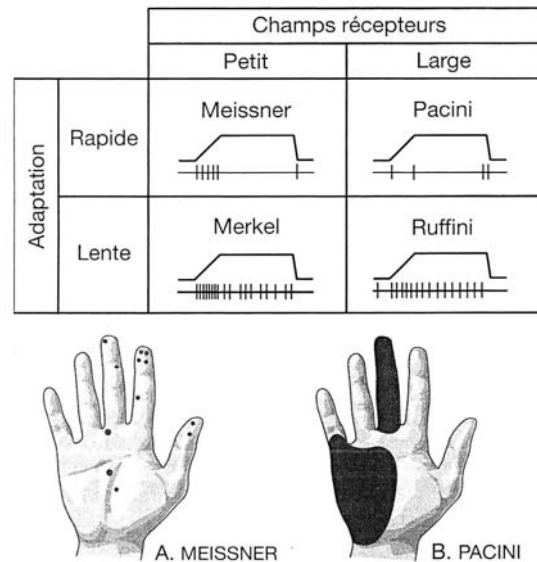
**Figure 11 : Répartition des récepteurs cutanés dans l'épiderme, le derme et l'hypoderme (d'après Roll, 1994).**

### *Les spécificités et l'innervation des mécanorécepteurs cutanés de type I et II*

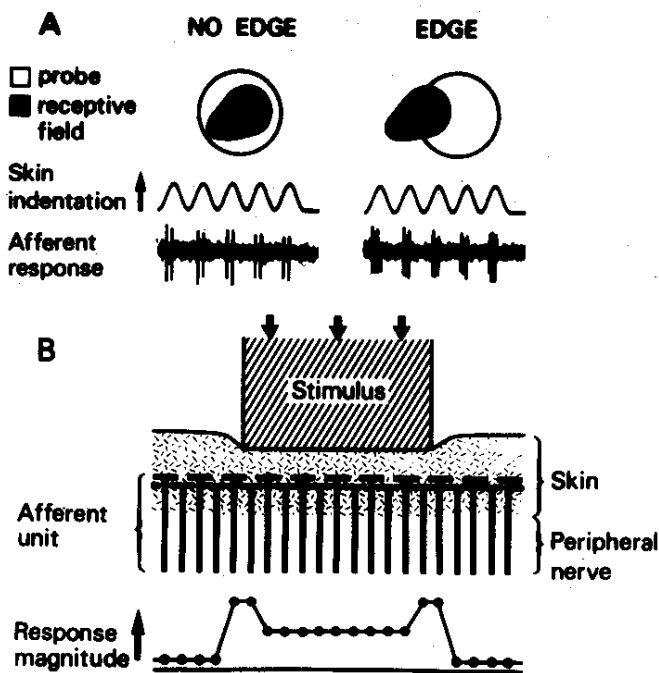
Les premières études sur la sensibilité cutanée ont d'abord été réalisées sur la main. A la fin des années 70, la technique microneurographique a permis à Roland Johansson et Ake Vallbo de dénombrer jusqu'à 17 000 mécanorécepteurs cutanés au niveau de la peau glabre de la main (Johansson & Vallbo, 1979b) et de décrire quatre types de ces récepteurs retrouvés à la fois chez l'homme et le singe (Tableau 2). Chaque variété de mécanorécepteurs cutanés est sensible aux déformations mécaniques de la peau et code des caractéristiques spatiales et temporelles spécifiques du stimulus. Le classement a été établi selon la taille de leur champ récepteur (type I : petit champ récepteur bien délimité ou type II : champ récepteur large et mal défini) et leur adaptation (SA : slow adapting ou adaptation lente et FA : fast adapting ou adaptation rapide). Les récepteurs à adaptation lente codent l'intensité et la durée du stimulus, ceux à adaptation rapide ne répondent que lors de l'application et de la suppression d'un stimulus, quelquefois à ses variations notamment en termes de vitesse d'application (Figure 12). A cette spécialisation fonctionnelle s'ajoute une « **bande passante** » limitant leur sensibilité à un stimulus donné. Tous les récepteurs constituent donc des filtres sélectifs qui font que « la perception ne peut être une réplique du réel mais seulement une représentation réduite et utile de celui-ci » (Roll, 1994).



**Figure 12 :** Classification des mécanorécepteurs cutanés selon leur adaptation et la taille de leur champ récepteur. Illustration de la taille du champ récepteur des A : corpuscules de Meissner et B : corpuscules de Pacini au niveau de la peau palmaire (adaptée de Vallbo & Johansson, 1984; tirée de Vibert *et al.*, 2005).



Les récepteurs de type I, en particulier les SA I (disques de Merkel) sont très actifs lorsqu'un objet ou un stimulus coupe le bord de leur champ récepteur, ce qui démontre une aptitude particulière au codage de la forme et du contour de l'objet. En revanche, leur sensibilité est plus faible lorsque le stimulus est appliqué à l'intérieur du champ récepteur (Figure 13). Ces propriétés expliquent certainement l'importante résolution spatiale de la peau glabre de la main (Johansson & Vallbo, 1983; Roll, 1994; Vallbo & Johansson, 1984).



**Figure 13 :** Sensibilité des récepteurs SA I aux contours d'un objet. A : réponses des récepteurs SA I aux déplacements d'une sonde appliquée perpendiculairement à la peau. A gauche (« no edge »), la stimulation délivrée par la sonde se situe à l'intérieur du champ récepteur. A droite (« edge »), la stimulation coupe le bord du champ récepteur : la réponse est alors plus importante. B : Représentation spatiale des réponses d'un groupe de récepteurs SA I lorsque la peau est stimulée par un objet (tirée de Johansson & Vallbo, 1983).

Les récepteurs de type II représentent 36 % des mécanorécepteurs cutanés de la peau glabre de la main et sont sensibles aux vibrations et à l'étirement de la peau mais aussi aux mouvements articulaires (Johansson & Vallbo, 1983). En effet, une grande partie d'entre eux répondent à des mouvements de la main même s'il n'y a pas de stimulation directe de ces récepteurs.

Type de récepteur	Localisation	Champ récepteur	Qualité perceptive	Vitesse d'adaptation	Fibres sensibles associées
Corpuscules pileux	Autour des follicules pileux		Mouvements des poils Vibrations cutanées superficielles	Lente	C, A $\delta$
SA I ou Disques de Merkel	Epiderme (récepteur superficiel)	Petit (2 à 8mm)	Pressions cutanées, vibrations	Lente	A $\beta$
FA I ou Corpuscules de Meissner	Derme (récepteur superficiel)	Petit	Vitesse d'établissement du stimulus, vibrations cutanées superficielles	Rapide	A $\beta$
SA II ou Corpuscules de Ruffini	Derme	Grand (2 à 8mm)	Pressions cutanées, vibrations	Lente	A $\beta$
FA II ou Corpuscules de Pacini	Derme et hypoderme (récepteurs profonds)	Grand	Vibrations cutanées profondes, indentations transitoires	Rapide	A $\beta$

**Tableau 2 : Les différents types de mécanorécepteurs cutanés (d'après Roll, 1994)**

### **II.2.2. Les spécificités de la peau du pied (peau dorsale et peau plantaire)**

La peau dorsale et la peau plantaire du pied ont des caractéristiques tout à fait différentes inhérentes à la **fonction principale du pied** qui est celle de **support** et d'**interface entre le corps et le sol**. La peau dorsale, fine et très souple, permet une bonne mobilité articulaire en flexion. Elle est très peu sollicitée par le travail en pression et n'a donc pas de rôle sensitif lors des appuis au sol. La peau plantaire travaille en pression et présente donc une

structure résistante d'un point de vue mécanique. Sa sensibilité à la pression est essentielle pour le maintien postural. Les épaissements de la couche cornée plantaire, appelés encore hyperkératoses, sont très fréquents chez la personne âgée et peuvent avoir des répercussions importantes sur la stabilité posturale ou le patron de marche (Menz & Morris, 2005a, 2006a; Scott *et al.*, 2007).

### II.2.3. La sensibilité cutanée du pied

Tous les types de mécanorécepteurs cutanés sont présents au niveau de la sole plantaire. Les récepteurs à adaptation rapide sont majoritaires (environ 70% contre 60% au niveau de la peau palmaire de la main) (Tableau 3).

	Sole plantaire (pied)	Peau palmaire (main)
SA I ou Disques de Merkel	14,4%	25%
FA I ou Corpuscules de Meissner	56,7%	43%
SA II ou Corpuscules de Ruffini	15,4%	19%
FA II ou Corpuscules de Pacini	13,5%	17%

**Tableau 3 : Répartition (en %) des différents types de mécanorécepteurs cutanés au niveau de la sole plantaire et de la peau palmaire (d'après Kennedy & Inglis, 2002; Vallbo & Johansson, 1984).**

Le seuil d'activation des mécanorécepteurs cutanés est plus élevé au niveau de la sole plantaire que de la face palmaire de la main car la peau est plus épaisse et les champs récepteurs sont en moyenne trois fois plus grands. En effet, plus le champ récepteur est étendu, plus l'acuité tactile est faible. Leur distribution et leur densité varient selon la région considérée (Kennedy & Inglis, 2002). Par exemple, contrairement aux doigts de la main, il n'y a pas d'accumulation des récepteurs SA au niveau des orteils. Cette différence s'explique par le rôle distinct de la main et du pied. La main a besoin d'informations précises sur la déformation de la peau pour la prise et le maintien des objets. Le pied a essentiellement un rôle de support qui ne nécessite pas autant de précision. Néanmoins, les récepteurs présents

sur les bords latéral et médial du pied sont majoritairement des SA I ou disques de Merkel qui ont un petit champ récepteur et donc un seuil d'activation assez bas (Inglis *et al.*, 2002). La sensibilité cutanée est différente selon la zone du pied considérée : la partie antérieure possède une meilleure capacité discriminative que la partie talonnière (Belhassen & Pelissier, 1999). En ce qui concerne la sensibilité aux vibrations, trois zones anatomiques ont été déterminées, quelle que soit la fréquence de stimulation : 1) les orteils (zone la moins sensible), 2) le talon et l'arche latérale, et 3) la tête des métatarses et l'arche médiale (zone la plus sensible) (Wells *et al.*, 2003). Contrairement aux doigts de la main, les orteils ne sont pas les plus sensibles aux vibrations. Tous ces résultats suggèrent que l'innervation n'est pas la même selon les différentes zones de la sole plantaire.

Sachant que la sole plantaire est l'interface directe entre le sol et le corps humain, toutes les informations cutanées provenant de cette zone renseignent sur les caractéristiques du support ainsi que sur les variations de pression résultant des déplacements du centre de pression. L'absence de réponse des mécanorécepteurs cutanés lorsque le pied est en décharge souligne le fait que toute activité de ces mécanorécepteurs cutanés est importante et rend compte de la moindre évolution du contact entre le pied et le sol (Kavounoudias *et al.*, 1998b; Kennedy & Inglis, 2002).

#### **II.2.4. L'évaluation de la sensibilité cutanée du pied**

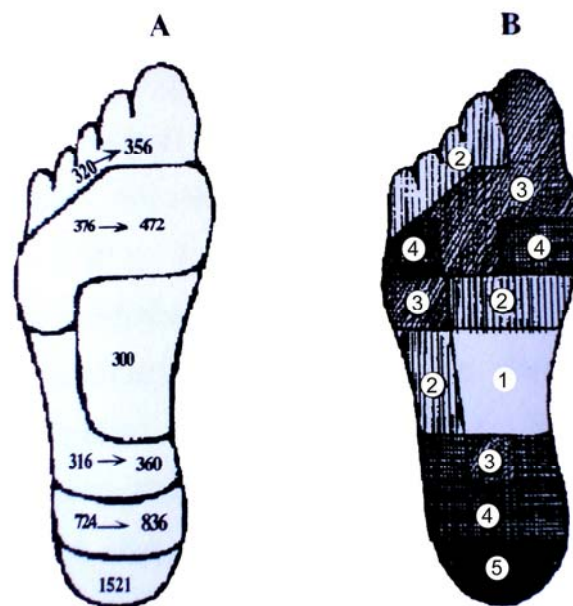
Plusieurs tests permettent d'évaluer la sensibilité cutanée du pied. Ceux-ci reposent sur le ressenti et donc l'interprétation du sujet face au stimulus qui lui est délivré.

##### *Le test du seuil de perception à la pression (monofilaments de Semmes-Weinstein)*

Les monofilaments ou aesthésiomètres de Semmes-Weinstein sont des filaments de nylon de différents diamètres permettant de tester le seuil de perception à la pression. Ils renseignent sur la sensibilité des mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente et permettent d'évaluer la capacité du sujet à discriminer une pression (Figure 14). Le concept du filament a été inventé au XIX<sup>ème</sup> siècle par Von Frey qui utilisait des crins de différentes épaisseurs permettant d'exercer différentes pressions. Ce principe a été repris et codifié au milieu du XX<sup>ème</sup> siècle par Sidney Weinstein et Joséphine Semmes avec la création de monofilaments

portant leurs noms. Il existe plusieurs kits : un kit de cinq monofilaments pour mesurer la sensibilité cutanée de la main, un kit de six monofilaments pour le pied mais le plus utilisé reste celui de vingt monofilaments (kit complet).

La fiabilité du test est bonne (Bell-Krotoski *et al.*, 1995; Kamei *et al.*, 2005; Menz *et al.*, 2003) mais les résultats restent soumis à des variations interindividuelles et dépendent largement du ressenti du patient face à ce stimulus. C'est une technique très utile pour évaluer la perte de sensibilité chez la personne âgée (Perry, 2006).



**Figure 14 : Cartographie des seuils de perception à la pression au niveau de la sole plantaire (d'après Gerthoffert, 1982).**

A : Seuils de perception à la pression (en mg) mesurés à l'aide d'un aesthésiomètre (entre 300 et 2000 mg). B : épaisseur moyenne du pli cutané de chacune des zones considérées (1 : 2,1 mm ; 2 : 3 mm ; 3 : 3,65 mm ; 4 : 4,8 mm et 5 : 6,5 mm)<sup>1</sup>

<sup>1</sup> L'épaisseur de la peau au niveau des têtes métatarsiennes est relativement importante (entre 3,65 et 4,8 mm) mais le seuil de perception à la pression est bas. C'est l'inégale répartition des différents mécanorécepteurs cutanés qui est à l'origine des variations de la discrimination tactile sur la sole.

*Le test de discrimination de deux points statiques ou test de Weber*

Ce test a été mis au point en 1835 par Ernst Heinrich Weber et permet de déterminer quelle est la distance minimale entre deux pointes pour laquelle le sujet est capable de discriminer deux points statiques. Cette distance est différente selon la zone testée (Tableau 4). Les récepteurs visés sont essentiellement les disques de Merkel. Ce test présente une bonne fiabilité et peut venir compléter le test de perception du seuil à la pression (Spicher, 2003).

Territoires sensitifs	Région	Discrimination (distance entre deux points en mm)
Nerf plantaire interne	Pulpe des orteils	10
	Le reste du territoire	13 à 15
Nerf plantaire externe	Pulpe des orteils	10
	Le reste du territoire	13 à 15
Nerf saphène interne	Tout le territoire	13 à 15
Nerf calcanéen (talon)	Tout le territoire	18 à 20

**Tableau 4 : Valeurs du test de discrimination de deux points statiques pour les quatre territoires sensitifs du pied chez un individu présentant une bonne sensibilité cutanée plantaire (d'après Létéviant, 1876)**

*Le test de discrimination de deux points mobiles ou test de Dellon*

Ce test a été mis au point par Arnold Lee Dellon et permet de tester les corpuscules de Meissner. Il repose sur le même principe que le test de Weber et permet de déterminer quelle est la distance minimale entre deux pointes pour laquelle le sujet est capable de discriminer deux points mobiles. Sa passation est néanmoins difficilement reproductible et il n'existe, à notre connaissance, aucune norme pour le pied.

*Le test du seuil de perception aux vibrations*

Chez l'homme, une distinction est généralement faite entre les sensations vibratoires superficielles de la peau (i.e., la fréquence du stimulus n'excède pas 30-40 Hz) et les sensations vibratoires plus profondes (fréquence supérieure à 40 Hz). A partir des travaux effectués chez le singe, il a été déterminé que la sensibilité maximale des corpuscules de

Meissner se situe aux alentours de 30-40 Hz alors que celle des corpuscules de Pacini tourne autour de 200-300 Hz. Les recherches de Jean-Pierre Roll (1994) ont montré que les quatre types de mécanorécepteurs cutanés étaient sensibles aux vibrations inférieures à 200 Hz. Ainsi, le test de perception des vibrations n'est pas spécifique d'un type de récepteurs mais il permet d'évaluer une sensibilité vibrotactile globale de façon relativement fiable. Il est important de noter que la sensibilité fréquentielle maximale varie considérablement d'un récepteur à l'autre.

Différents outils renseignent sur la perception des vibrations : le diapason et des générateurs d'ondes sinusoïdales comme le vibralgic®, le vibradol®, le neurothésiomètre®, le biothésiomètre® et l'optacon®. Nous avons longtemps pensé que seuls les corpuscules de Meissner et les corpuscules de Pacini étaient capables de détecter les vibrations. Le test du diapason gradué à 30 ou 256 Hz (ou diapason de Rydel-Seiffer) repose sur ce postulat et cherche à évaluer la présence de récepteurs à adaptation rapide (corpuscules de Meissner pour le diapason à 30 Hz et corpuscules de Pacini pour le diapason à 256 Hz). Il consiste à mettre le diapason en contact avec la peau par son extrémité double et le sujet doit indiquer s'il perçoit ou non les vibrations. Plusieurs problèmes subsistent : 1) l'amplitude de la vibration dépend énormément de la frappe initiale pour le faire vibrer et de la pression exercée sur la peau (elle diminue presque instantanément lors du contact avec la peau) et, 2) les vibrations peuvent plutôt se transmettre à l'os. La sensibilité aux vibrations peut aussi être mesurée à l'aide de générateurs d'ondes sinusoïdales comme le vibralgic® et le vibradol® qui actionnent une sonde dont l'extrémité présente un déplacement axial.

### ***II.3 La stimulation plantaire et le contrôle postural***

Trois méthodes ont permis de mettre en évidence l'importance des informations cutanées plantaires dans le contrôle postural :

- La modification des caractéristiques du support
- La réduction de ces informations par ischémie, anesthésie par le froid ou par iontophorèse
- La stimulation des afférences plantaires par vibrations et massages

### II.3.1. La modification des caractéristiques du support

Okubo et Watanabe (1980) et Watanabe et Okubo (1981) furent expérimentalement les premiers à regarder ce qu'engendrait une manipulation des informations plantaires sur le contrôle postural chez les jeunes adultes. Ils modifièrent la répartition des pressions sous le pied en plaçant des billes de plomb distantes de 1 à 2 cm sous la sole plantaire et enregistrèrent une diminution de la surface et de la vitesse moyenne des déplacements du CoP en condition yeux fermés. L'utilisation d'un système de stimulation mécanique consistant à surélever le pourtour de la sole plantaire à l'aide d'un tube en élastomère semble être une autre « aide sensorielle » permettant de compenser la perte de sensibilité cutanée plantaire observée chez la personne âgée et de rétablir plus efficacement l'équilibre en réponse à des translations de plate-forme (Maki & McIlroy, 2005; Maki *et al.*, 1999). Waddington et Adams (2003) ont par ailleurs montré que des semelles munies de caoutchoucs permettaient d'évaluer plus précisément la position d'inversion du pied chez les sportifs et diminueraient ainsi le risque d'entorse.

D'autres supports comme la mousse peuvent au contraire venir perturber le contrôle postural (Lord *et al.*, 1991). Ce type de support altère les informations proprioceptives provenant des chevilles et les informations extéroceptives provenant de la peau plantaire. Même s'il est difficile de quantifier précisément ce degré d'altération (Teasdale *et al.*, 1991a), de nombreuses études ont rapporté une grande variabilité interindividuelle en réponse à des perturbations de cette nature, suggérant ainsi l'existence de comportements différents (Isableu & Vuillerme, 2006; Kluzik *et al.*, 2005). Lorsque la stabilité posturale de jeunes adultes est testée en l'absence de vision et sur deux supports différents (ferme et en mousse), trois comportements apparaissent (Isableu & Vuillerme, 2006) : 1) un premier groupe oscille davantage sur le support en mousse, 2) un deuxième groupe est plus stable sur le support en mousse, et 3) un troisième groupe ne présente pas de différence quelle que soit la nature du support. Ces résultats montrent bien que le cadre référentiel utilisé dans cette tâche n'est pas le même chez tous les sujets. Certains se basent préférentiellement sur les caractéristiques du support et donc sur le référentiel proprioceptif au niveau des chevilles et/ou tactile (groupe 1), ils utilisent la stratégie de cheville pour minimiser leurs déplacements sur une surface rigide et sont fortement perturbés lorsque ces informations sont brouillées. Le deuxième groupe favorise plutôt les afférences provenant des étages supérieurs de l'ensemble de la chaîne proprioceptive (i.e., musculaire, articulaire, tendineuse et vestibulaire). Ce référentiel est aussi sûrement privilégié par le troisième groupe car il fournit de précieuses informations sur



l'orientation, la stabilité corporelle ou joue un rôle de gravicepteur important lorsque les référentiels visuel et proprioceptif sont supprimés ou altérés.

### **II.3.2. La réduction des informations cutanées plantaires**

Contrairement aux systèmes visuel et vestibulaire, la suppression totale des informations provenant de la sole plantaire est expérimentalement difficile à obtenir. Nous parlerons donc plutôt d'une dégradation de ces afférences sensorielles. Il existe trois techniques principales qui visent à partiellement reproduire des altérations de sensibilité cutanée plantaire observées avec le vieillissement ou dans certaines pathologies comme la neuropathie diabétique : l'ischémie, l'anesthésie de la sole plantaire par le froid ou par iontophorèse.

#### *L'ischémie*

Un blocage ischémique (ou blocage partiel de la circulation sanguine) pratiqué au niveau des chevilles a peu d'effets sur la stabilité posturale en condition yeux ouverts mais modifie les réponses posturales consécutives à des translations de plate-forme de faible fréquence (Diener *et al.*, 1984). Les conséquences sont : 1) une augmentation de l'utilisation de la stratégie de hanche même dans le cas où la stratégie de cheville aurait été plus efficace (Horak *et al.*, 1990), et 2) des oscillations posturales plus rapides (Diener *et al.*, 1984). Cette dégradation posturale est encore plus marquée lorsque l'ischémie a lieu au-dessus des genoux (Mauritz & Dietz, 1980). Les informations tactiles plantaires jouent donc un rôle important dans l'adéquation entre contraintes environnementales et réponses posturales. Cependant, ce type d'intervention n'agit pas sélectivement sur les afférences tactiles puisqu'elle supprime l'ensemble des afférences somatosensorielles provenant du pied et de la cheville.

#### *L'anesthésie de la sole plantaire par le froid*

L'anesthésie de la sole plantaire par le froid est une méthode qui a été très largement utilisée afin de comprendre les effets d'une réduction des afférences plantaires sur la stabilité posturale. Abaisser la température cutanée de la sole plantaire à environ 10 degrés affecte à la fois les mécanorécepteurs cutanés superficiels et profonds et a pour conséquence une

diminution de la sensibilité vibrotactile (Eils *et al.*, 2004; Eils *et al.*, 2002; Nurse & Nigg, 2001; Perry *et al.*, 2000; Stal *et al.*, 2003). Cette dégradation de la sensibilité, qui peut être compensée par d'autres modalités sensorielles (Stal *et al.*, 2003), se répercute aussi au niveau du contrôle postural (Magnusson *et al.*, 1990). Après anesthésie de la sole plantaire par le froid, Perry *et al.* (2000) ont en effet observé une augmentation de l'utilisation de la stratégie de hanche en réponse à de faibles translations de plate-forme de force dans le plan antéro-postérieur. Cette stratégie posturale est normalement plutôt appropriée pour faire face à de plus fortes perturbations. Le transfert rapide du poids du corps vers les talons enregistré lors de translations de la plate-forme vers l'avant a aussi permis de démontrer le rôle important du talon dans la génération de réponses compensatoires en utilisant la stratégie du pas. Ces résultats montrent bien **l'utilité des informations plantaires pour détecter les limites de la stabilité**.

Le patron de la marche est également modifié lors d'une anesthésie de la sole plantaire par le froid. Eils *et al.* (2002) ont observé une altération du déroulement du pied sur le sol car l'attaque du talon et l'impulsion (décollement de l'hallux) sont plus prudentes. En l'absence de vision, il y a une modification de la longueur du deuxième pas et un placement des pieds plus variables lors du premier pas (Perry *et al.*, 2001). Une anesthésie de la partie antérieure, de la partie postérieure ou de la totalité de la sole plantaire entraîne des réactions posturales différentes (Nurse & Nigg, 2001). Une anesthésie de l'avant-pied engendre par exemple une diminution du pic de pression au niveau des orteils. Ces pressions sont redistribuées au niveau de l'arche médiale et la trajectoire du centre de pression est modifiée lors du décollement du talon : la position du centre de pression à la fin de l'appui est plus en arrière qu'en l'absence d'anesthésie. Un **mécanisme de protection** favorise donc une **redistribution des pressions vers les zones présentant une meilleure sensibilité** (Chen *et al.*, 1995; Nurse & Nigg, 1999).

#### *L'anesthésie de la sole plantaire par iontophorèse*

L'iontophorèse est une méthode non-invasive permettant de faire pénétrer une substance anesthésiante par voie transdermale à l'aide d'un courant électrique continu. Contrairement à l'anesthésie par le froid ou à l'ischémie, cette technique permet d'altérer uniquement les afférences provenant des mécanorécepteurs cutanés superficiels et de définir précisément leur rôle dans le contrôle postural (Meyer & Oddsson, 2003). En effet, l'injection intradermale d'un anesthésiant local au niveau de la sole plantaire est une méthode très efficace pour engendrer une perte temporaire de la sensibilité cutanée plantaire mais est très contraignante dans sa mise en œuvre.

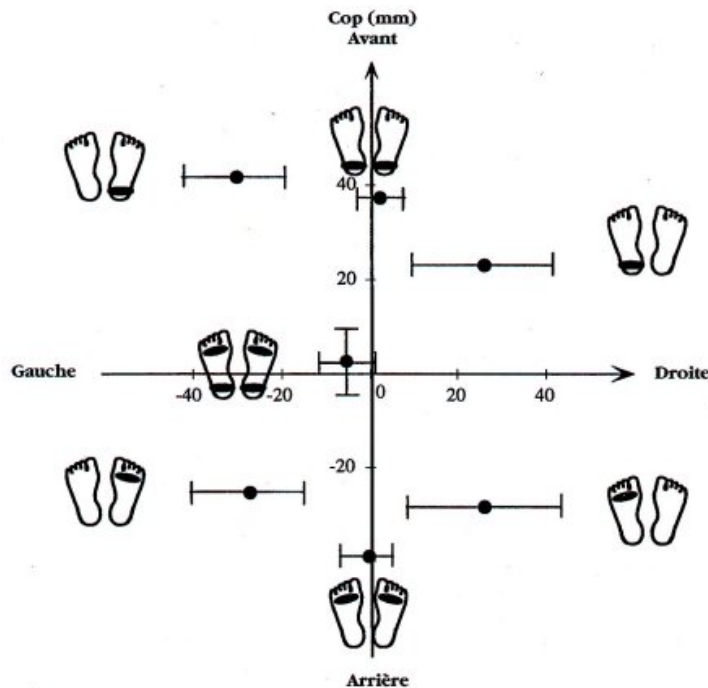
L'anesthésie de l'avant-pied ou de toute la sole plantaire a pour conséquence une dégradation de la stabilité posturale, respectivement dans le plan médio-latéral et antéro-postérieur (Meyer *et al.*, 2004a). L'anesthésie de l'avant-pied n'a aucun effet sur le contrôle postural en présence de vision mais la vitesse moyenne du CoP double lorsque les sujets ferment les yeux. Il semblerait donc que : 1) les dysfonctionnements posturaux associés à une neuropathie périphérique ne soient pas complètement reproduits grâce à cette technique puisque l'altération du maintien postural s'observe à la fois en condition yeux ouverts ou fermés chez des sujets atteints d'une neuropathie (Lafond *et al.*, 2004b), et 2) la dégradation posturale liée à la perte simultanée de plusieurs modalités sensorielles soit supérieure à la somme des effets observés dans différentes conditions où il n'y a suppression que d'un seul canal sensoriel. La réduction de la sensibilité plantaire altère aussi les réponses posturales dynamiques (Do *et al.*, 1990; Meyer *et al.*, 2004b). Par exemple, en position orthostatique, l'anesthésie par iontophorèse entraîne une diminution de l'activité musculaire du muscle soléaire et une augmentation de l'activité du tibial antérieur (Do *et al.*, 1990). Plus de moments correcteurs apparaissent au niveau des hanches (Meyer *et al.*, 2004b).

### II.3.3. La stimulation des afférences plantaires

#### *La stimulation par vibration de la sole plantaire*

Les études majeures portant sur les effets d'une stimulation vibratoire de la sole plantaire datent d'une dizaine d'années (Kavounoudias *et al.*, 1999b; Kavounoudias *et al.*, 1998b; Kavounoudias *et al.*, 2001; Roll *et al.*, 2002). Dans ces différentes expériences, les vibrations, de fréquence comprises entre 0 et 100 Hz et d'amplitude variant de 0,2 à 0,5 mm, sont appliquées sur la partie avant et/ou arrière d'un ou des deux pieds. Hormis la condition où les deux soles sont totalement stimulées (parties avant et arrière), chaque stimulation se traduit par des inclinaisons involontaires et orientées du corps. Une simple stimulation tactile plantaire est interprétée comme le signe d'une accentuation de la pression sous la zone stimulée et a pour conséquence une **perception illusoire de l'inclinaison du corps vers la zone stimulée** chez tous les sujets (Roll *et al.*, 2002). Cette illusion est compensée par une inclinaison opposée à la zone vibrée. Par exemple, une stimulation de la partie antérieure du pied droit engendre une réponse posturale orientée vers l'arrière et vers la gauche. Lorsque la partie antérieure des deux pieds est stimulée, l'inclinaison a lieu à l'arrière (Figure 15).

Kavounoudias et al. (2001) ont simulé un conflit sensoriel en vibrant simultanément la partie antérieure des deux soles plantaires et les tendons des muscles tibiaux antérieurs. La stimulation des tendons des muscles tibiaux antérieurs entraîne un étirement des fuseaux neuromusculaires et donne l'illusion d'une inclinaison vers l'arrière. La réponse posturale est alors une inclinaison vers l'avant. Lors de la vibration simultanée des modalités tactile plantaire et proprioceptive au niveau des chevilles, le système nerveux central a donc deux messages contradictoires à prendre en compte : une inclinaison corporelle orientée vers l'arrière en réponse à la stimulation des deux soles plantaires et une inclinaison vers l'avant en réponse à la stimulation des tendons des muscles tibiaux antérieurs. Dans leur protocole, la fréquence des vibrations varie de 20 à 80 Hz. Elle peut soit être la même pour les deux zones (par exemple, 40 Hz pour les soles plantaires et les muscles tibiaux antérieurs), soit être différente (par exemple, 20 Hz pour les soles plantaires et 60 Hz pour les muscles tibiaux antérieurs). Plus la fréquence est élevée, plus l'amplitude des déplacements antéro-postérieurs du centre des pressions est importante. Ces auteurs montrent que les réponses posturales sont orientées préférentiellement selon le niveau fréquentiel appliqué. Lorsque la fréquence de stimulation est la même pour les deux zones, une prédominance du message tactile est observée pour des fréquences de 20 et 40 Hz (i.e., la réponse posturale globale est une inclinaison du corps vers l'arrière) et la tendance s'inverse pour des fréquences de vibration de 60 et 80 Hz (i.e., la réponse posturale globale est une inclinaison du corps vers l'avant). Lorsque la fréquence de stimulation est supérieure au niveau des deux soles plantaires, l'inclinaison corporelle a lieu vers l'arrière. En revanche, si cette fréquence est plus élevée au niveau des muscles tibiaux antérieurs, la réponse posturale est orientée vers l'avant. Ces résultats suggèrent donc que chaque modification dans la répartition des pressions induites par les vibrations sur la sole plantaire est codée par les mécanorécepteurs cutanés de type I et II et est traduite en terme d'orientation corporelle. Les modalités proprioceptive et tactile plantaire sont impliquées à des degrés divers dans le contrôle de l'équilibre postural du corps. Il existe une **complémentarité** voire une **redondance entre les afférences proprioceptives des chevilles et cutanées plantaires** et une **pondération permanente de ces entrées sensorielles selon le type de stimulation et la zone vibrée.**



**Figure 15 : Comparaison des réponses posturales induites par la stimulation isolée et combinée des différentes zones tactiles plantaires. Les positions moyennes du centre de pression et les écart-types latéraux sont indiqués pour quatre conditions de stimulation asymétrique de la sole plantaire d'un seul pied et pour les différentes conditions de co-stimulation symétrique des deux pieds mettant en jeu les mêmes zones d'appui plantaire (tirée de Kavounoudias *et al.*, 1998a).**

Plus récemment, il a été montré que le port de semelles vibrantes pouvait avoir des effets bénéfiques sur la stabilité posturale des personnes âgées, des jeunes adultes (Collins *et al.*, 2003; Gravelle *et al.*, 2002; Priplata *et al.*, 2003) mais aussi des patients atteints de diabète ou ayant subi un accident vasculo-cérébral (Priplata *et al.*, 2006). Il semblerait que la sensibilité vibrotactile soit aussi améliorée par l'application de vibrations sur des zones bien définies de la sole plantaire (Dhruv *et al.*, 2002; Khaodhiar *et al.*, 2003; Wells *et al.*, 2004) ou sur sa totalité (Collins *et al.*, 1996). D'autres auteurs ont suggéré que les récepteurs superficiels et profonds ont un rôle bien distinct (Maurer *et al.*, 2001). Les **récepteurs superficiels** ont plutôt une **fonction extéroceptive** et permettent par exemple d'évaluer la structure du support. Les **récepteurs profonds** ont une **fonction proprioceptive** et contribuent de façon continue au contrôle des déplacements du centre de pression.

### *Le massage de la sole plantaire*

Des travaux ont montré les effets bénéfiques du massage de la sole plantaire sur le contrôle postural. Un massage manuel de la sole plantaire couplé à une manipulation thérapeutique des chevilles pendant vingt minutes entraîne un meilleur contrôle postural chez la personne âgée lorsque la vision est supprimée au cours d'un essai (Vaillant *et al.*, 2008). Les effets observés sur l'amplitude moyenne des déplacements antéro-postérieurs et médio-latéraux du centre de pression ne sont pas immédiats. Ils apparaissent environ dix secondes

après le début de la suppression des informations visuelles. Ces résultats indiquent que ce type d'intervention thérapeutique pourrait être à l'origine d'une sur activation des récepteurs somatosensoriels et permettrait de compenser partiellement les effets déstabilisants induits par l'absence de vision. D'autres études ont indiqué que l'utilisation d'un appareil de massage améliore la stabilité posturale de jeunes adultes (Bernard-Demanze *et al.*, 2004; Bernard-Demanze *et al.*, 2006). Dans cette population, les bénéfices obtenus 1) augmentent en fonction de la durée du massage (dix à trente minutes), 2) sont uniquement visibles sur l'axe médio-latéral, 3) sont uniquement visibles après un massage de la voûte plantaire (aucun effet n'est observé après un massage des orteils), et 4) disparaissent vingt minutes après le dernier massage. Deux suggestions ont été formulées par les auteurs : malgré la très bonne sensibilité existant sous les orteils, il est possible qu'une stimulation isolée des orteils ne soit pas prise en compte par le système nerveux dans le contrôle postural ou qu'il faille davantage stimuler cette zone pour obtenir des effets bénéfiques.

Toutes ces études supposent qu'appliquer des massages ou des vibrations au niveau de la sole plantaire stimule de façon efficace les récepteurs cutanés. Mais aucune d'entre elles n'a quantifié cette stimulation en terme d'évolution de la sensibilité (amélioration ou dégradation). Les mécanismes neurophysiologiques et la localisation précise de ces effets sont en réalité encore peu connus.

## ***II.4 L'évolution des informations cutanées plantaires et son incidence sur la posture avec l'âge***

### **II.4.1. L'apparition de modifications structurelles et fonctionnelles du pied avec l'âge**

Le vieillissement est associé à des modifications structurelles et fonctionnelles du pied. Les problèmes de pied sont très fréquents chez la personne âgée. Ils se caractérisent par : 1) une diminution de la mobilité de l'articulation méta phalangienne de l'hallux, 2) une recrudescence du nombre de pieds plats, d'hallux valgus, de déformation des orteils, de callosités et de cors, 3) une perte de force musculaire au niveau des muscles fléchisseurs plantaires, 4) des douleurs à l'origine de postures antalgiques qui engendrent des anomalies de

positionnement du pied au sol (Gagey & Weber, 2005), et 5) une diminution de la sensibilité vibrotactile de la sole plantaire (Scott *et al.*, 2007). Les épines irritatives d'appui plantaire (EIAP) constituent un autre problème fréquemment rencontré chez la personne âgée. Ce sont des zones nociceptives podales dont la stimulation modifie la posture érigée (Gagey & Weber, 2005). Elles sont souvent la conséquence d'un déséquilibre des pressions au niveau de l'avant-pied et sont associées à des hyperkératoses.

La diversité des protocoles permettant de montrer une altération de la sensibilité vibrotactile chez la personne âgée est grande. Selon les études, les zones testées varient d'une à cinquante-cinq, les fréquences de stimulation sont comprises entre 0,5 à 400 Hz (Johansson *et al.*, 1982; Kekoni *et al.*, 1989; Nurse & Nigg, 1999). Toutes s'accordent néanmoins à dire que la sensibilité aux vibrations décline avec l'âge et est associée à une augmentation du risque de chute (Lord *et al.*, 1994; Menz *et al.*, 2006b; Robbins *et al.*, 1997; Robbins *et al.*, 1995). Ce déclin devient significatif aux alentours de 70 ans et se traduit par une augmentation des seuils de perception à la pression et à la vibration pour des fréquences de 25, 100 (Perry, 2006), 250 ou 400 Hz (Wells *et al.*, 2003). Plusieurs phénomènes pourraient en être à l'origine : la diminution du nombre de récepteurs (Axelrod *et al.*, 1968), les modifications de la peau (altération des fibres de collagène et des fibres élastiques, apparition de callosités) ainsi que la diminution de la vitesse de conduction du message nerveux liée à une dégradation des gaines de myéline (Kenshalo, 1977; Kenshalo, 1986).

La sensibilité vibrotactile est un bon prédicteur des performances posturales enregistrées lors de tests d'équilibre statique ou dynamique chez la personne âgée (Lord *et al.*, 1991; Menz & Morris, 2006a). Son altération entraîne par exemple une augmentation des oscillations posturales, aussi bien sur un support dur que sur un support en mousse. En revanche, cette sensibilité n'explique pas les différences observées dans la distribution des pressions lors de la marche entre les jeunes adultes et les personnes âgées (Menz & Morris, 2006a).

## II.4.2. Le cas particulier du pied de la personne âgée atteinte d'une neuropathie diabétique

### *Les différents types de neuropathie diabétique périphérique*

Parmi les différentes neuropathies sensorielles existantes, la neuropathie diabétique périphérique se définit par la présence de symptômes et/ou de signes d'altération nerveuse périphérique secondaires au diabète (Gautier *et al.*, 1997). Elle touche le système nerveux périphérique et le système nerveux autonome et affecte aussi bien les personnes atteintes du diabète de type 1 (diabète insulino-dépendant) que les personnes atteintes du diabète de type 2 (diabète non insulino-dépendant). La neuropathie se déclare chez 25% des individus qui sont atteints du diabète depuis dix ans. Ce pourcentage augmente dans le temps. La neuropathie diabétique se caractérise par des troubles sensitifs (douleurs neuropathiques, perte de la sensibilité cutanée superficielle et profonde) qui peuvent être associés à des troubles moteurs (paralysies). Plusieurs classifications existent pour caractériser les différentes formes cliniques de neuropathie diabétique. Brown et Asbury (1984) en différencient trois formes :

1. Les **neuropathies distales et symétriques** (90% des neuropathies périphériques) correspondent à une atteinte bilatérale et symétrique débutant à l'extrémité distale des membres inférieurs qui se poursuit sur d'autres territoires dans le sens ascendant. Les symptômes sont différents selon les zones touchées. Une atteinte des petites fibres non myélinisées est associée à une perte de la sensibilité thermique et douloureuse. Une atteinte des fibres moyennes et grosses myélinisées engendre une diminution de la conduction nerveuse, une perte de la sensibilité vibrotactile, proprioceptive musculaire, articulaire, tendineuse et une disparition des réflexes ostéo-tendineux. Les neuropathies distales et symétriques peuvent être divisées en trois sous catégories :
  - a. Les neuropathies mixtes sensitivo-motrices (70 % des cas) se caractérisent par des troubles sensitifs importants et des vitesses de conceptions anormales
  - b. Les polyneuropathies sensitives pures (environ 30 %) sont responsables de troubles de la sensibilité thermique (lésion des petites fibres), de troubles



de la sensibilité proprioceptive (excepté au niveau vestibulaire) et vibrotactile (lésion des grosses fibres)

- c. Les polyneuropathies symétriques et distales à prédominance motrice sont rares.

2. **Les neuropathies symétriques proximales motrices** se caractérisent par une faiblesse et un déficit musculaire apparaissant surtout au niveau des muscles quadriceps. Elles peuvent être associées à des douleurs et sont surtout présentes chez les personnes âgées diabétiques non insulino-dépendantes.

3. **Les neuropathies focales et multifocales** sont à l'origine d'un déficit neurologique qui se traduit par l'atteinte d'un seul tronc nerveux (mononeuropathie) ou de plusieurs troncs nerveux (mononeuropathie multiple).

#### *Le pied diabétique et neuropathique : un pied à risque*

La neuropathie diabétique se manifeste essentiellement au niveau du pied et peut avoir des conséquences très graves. La neuropathie diabétique favorise la survenue de **troubles statiques** du pied. La perte de la sensibilité de protection, de la sensibilité cutanée plantaire profonde et superficielle ainsi qu'un amincissement des tissus mous peuvent être à l'origine d'une répartition anormale des pressions au niveau de la sole plantaire. Le **mal perforant** est une des complications associées à cette pathologie. Des **ulcérations cutanées** (surtout au niveau de la tête du premier métatarse) peuvent survenir au niveau des zones d'hyperpression qui sont caractérisées par une hyperkératose. Ce problème est accentué avec la présence de déformations osseuses et d'une mauvaise vascularisation du pied. Les ulcères peuvent aboutir à des **amputations**. Les troubles de la sensibilité thermique et de la sensibilité à la douleur expliquent que ces lésions soient souvent indolores.

La dégradation de la sensibilité cutanée plantaire, observée chez ces personnes qui ne ressentent généralement pas le monofilament 5,07, entraîne une diminution de l'amplitude articulaire de la cheville (Simmons *et al.*, 1997a) et une altération générale de la stabilité posturale (Lafond *et al.*, 2004b; Simmons *et al.*, 1997b). Cette dégradation n'est pas associée au diabète per se mais plutôt à la présence d'une neuropathie (Simoneau *et al.*, 1994) et à sa sévérité (Boucher *et al.*, 1995) qui peut être mesurée à partir du test de Valk *et al.* (1992). Ce test distingue quatre niveaux de polyneuropathie : 1) pas de neuropathie, 2) légère, 3) modérée, et 4) sévère. L'amplitude et la vitesse d'oscillation sont plus importantes chez des

---

sujets atteints d'une neuropathie que chez des sujets sains avec ou sans vision. Cette augmentation est comprise entre 66 à 117% et varie selon les informations sensorielles disponibles. Les effets sont plus prononcés lorsque qu'il y a une dégradation des informations proprioceptives musculaires et vestibulaires (Simoneau *et al.*, 1994). Les personnes diabétiques et neuropathiques ne parviennent pas à pallier ce déficit sensoriel et sont très perturbées dans le cas de la réintégration d'informations visuelles. La reconfiguration sensorielle impliquée lors de la transition vision à non vision demande une capacité d'intégration qui excède celle de ces personnes (Boucher *et al.*, 1995). Les patients atteints de cette pathologie montrent aussi des adaptations comportementales au niveau de la marche avec, par exemple, une diminution de l'amplitude et de la durée du cycle (Courtemanche *et al.*, 1996). Ils sont plus prudents et mobilisent davantage de ressources attentionnelles que les sujets sains. La neuropathie diabétique est donc associée à une dégradation du contrôle postural et constitue un facteur de chute supplémentaire chez la personne âgée.



# **PROBLEMATIQUE**



### III - LA PROBLEMATIQUE ET LES HYPOTHESES

Le vieillissement du corps humain est caractérisé par une altération de la sensibilité cutanée plantaire qui constitue un facteur de dégradation de la stabilité posturale et donc un facteur de risque de chute. Plusieurs solutions ont déjà été apportées pour résoudre ce problème. Parmi celles-ci, nous pouvons citer la stimulation plantaire par l'application de vibrations ou de massages (Bernard-Demanze *et al.*, 2004; Priplata *et al.*, 2003; Vaillant *et al.*, 2008). L'utilisation de semelles vibrantes ou d'un appareil de massages requièrent néanmoins une alimentation électrique et des circuits électroniques qui sont plus coûteux et plus difficiles à mettre en œuvre que pour une semelle qui stimule tout aussi efficacement la sole plantaire sans faire appel à ce type d'équipement. Par exemple, il a été montré qu'une semelle au contour surélevé améliorerait 1) la capacité à récupérer un déséquilibre lors de translations de plate forme, et 2) la stabilité latérale lors d'une marche sur terrain instable (Maki *et al.*, 1999; Perry *et al.*, 2008). Bien que des semelles munies de petits picots en caoutchouc semblent être utiles pour évaluer plus précisément la position d'inversion du pied chez les sportifs (Waddington & Adams, 2003), aucune étude ne s'est encore intéressée aux effets du port de **semelles à picots** sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée plantaire de la personne âgée. Les semelles composées de picots sont différentes des semelles lisses et plates que l'on retrouve habituellement dans les chaussures car elles engendrent une **réduction de la surface de support** et une **augmentation artificielle de la pression** au niveau des zones directement en contact avec la sole plantaire. Dans le cas de semelles lisses, la répartition des pressions se fait normalement plus ou moins sur toute la surface de la sole plantaire. Les picots provoquent une modification de la répartition des pressions plantaires et entraînent plus particulièrement une augmentation des pressions au niveau des zones de la sole directement en contact avec les picots. Les mécanorécepteurs cutanés qui sont présents sous les picots sont davantage stimulés et sont peut-être susceptibles de répondre plus rapidement ou du moins plus efficacement lorsque les oscillations posturales sont trop amples et font que le centre de gravité se rapproche trop dangereusement des limites de stabilité. Sachant que les picots utilisés lors de nos études étaient flexibles, nous avons voulu déterminer si ce type de semelles pouvait reproduire les effets d'un massage sans l'utilisation d'un appareil spécifique ou sans l'intervention d'un thérapeute. L'objectif était donc de savoir si les semelles à picots

---

pouvaient constituer un autre moyen d'amélioration de l'équilibre et de prévention des chutes chez la personne âgée. Plus précisément, nous avons cherché à savoir :

- Quels étaient les effets immédiats et temporaires des semelles à picots sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée plantaire,
- Si les effets temporaires étaient fonction de la durée de stimulation,
- Quelles différences pouvaient apparaître lorsqu'un sujet restait debout ou marchait avec ces semelles,
- Si une rémanence des effets était visible dans le cas où ces semelles étaient enlevées,
- Si les effets étaient les mêmes pour les personnes âgées saines, atteintes d'une neuropathie diabétique et les jeunes adultes,
- Si les effets étaient plus marqués chez des personnes présentant une dégradation de la sensibilité cutanée plantaire et si une corrélation apparaissait entre stabilité posturale et sensibilité cutanée,
- Quel était le meilleur compromis en terme de caractéristiques structurelles des picots (répartition, taille, dureté du matériau, ... etc.) pour pouvoir obtenir une amélioration optimale du contrôle postural.

L'hypothèse générale de ce travail était la suivante : une stimulation mécanique de la sole plantaire par le port de semelles à picots devrait avoir des effets bénéfiques sur le maintien postural et la sensibilité cutanée plantaire de la personne âgée. D'après certains résultats mentionnés dans la littérature (Watanabe & Okubo, 1981), son efficacité devrait dépendre des caractéristiques structurelles des picots et plus généralement des caractéristiques de la stimulation (durée, zones stimulées). Nous pensons que les effets observés pourraient être assimilés à ceux d'un massage de la sole plantaire.

# **METHODE**





## IV - LES ETUDES EXPERIMENTALES

### ***IV.1 L'évaluation du contrôle postural en position orthostatique***

#### **IV.1.1. La diversité des protocoles**

Il existe une très grande diversité des protocoles expérimentaux utilisés dans le domaine de la posture. Le Clair et Riach (1996) ou Carpenter et al. (2001) ont par exemple montré que la durée d'acquisition pouvait avoir un impact important sur les mesures effectuées à partir des déplacements du centre de pression. Ces durées d'acquisition varient de 10 s (Hasan *et al.*, 1996) à 120 s (Carpenter *et al.*, 2001; Lafond *et al.*, 2004a) selon les études. Les temps utilisés par Carpenter et al. (2001) étaient de 15, 30, 60 et 120 s. Ils ont observé que l'augmentation du temps d'acquisition était associée à une augmentation de la Root Mean Square (la RMS représente la moyenne quadratique de l'amplitude des déplacements du centre de pression) et à une diminution de la fréquence médiane des déplacements du centre de pression. Ils en ont conclu qu'un temps d'échantillonnage de 60 s semblait le plus approprié pour obtenir des valeurs robustes et stables de la RMS et de la fréquence médiane. Le Clair et Riach (1996) préconisent plutôt des essais compris entre 20 et 30 s.

L'écartement des pieds est aussi un facteur influençant la stabilité posturale. Permettre aux sujets d'adopter une position naturelle (sans contrainte particulière) engendre 1) une variabilité interindividuelle plus prononcée et 2) un biais dans les mesures car les personnes âgées ayant peur de la chute augmentent systématiquement leur base de sustentation (Maki *et al.*, 1991). Certaines études laissent le choix de la position des pieds, en relevant (Carpenter *et al.*, 2001; Maki *et al.*, 1994) ou non (Caron *et al.*, 2004) le contour des pieds pour les essais suivants. Une position standardisée est adoptée dans la majorité des études. Cependant, elle diffère selon les études expérimentales. McIlroy et Maki (1997) ont montré que la position préférée, c'est-à-dire la plus confortable, des jeunes adultes et des personnes âgées dans une tâche de maintien postural avait les caractéristiques suivantes : un espacement d'environ 17 cm entre les deux pieds (ou 11% de la taille du sujet) et un angle de 14° formé par l'axe longitudinal des deux pieds. Elle a été reprise dans quelques études (Maki *et al.*, 1999; Melzer

*et al.*, 2003). La Société Internationale de Posturographie préconise d'avoir les talons collés ou légèrement écartés en formant un angle de 30° (Bernard-Demanze *et al.*, 2004; Vuillerme *et al.*, 2005). Cette position standardisée représente une autre position moyenne préférée des individus (Kapteyn *et al.*, 1983).

D'autres différences comme le choix de la fréquence d'échantillonnage et de coupure (Schmid *et al.*, 2002) ou le nombre d'essais (Lafond *et al.*, 2004a) subsistent entre les protocoles. Lafond *et al.* (2004a) ont étudié l'effet du nombre d'essais sur la robustesse des paramètres stabilométriques et ont déterminé le nombre minimum d'essais pour atteindre une robustesse de l'ordre de 90%. Ce nombre est de 13 pour la surface, 8 pour l'amplitude antéro-postérieure (AP), 6 pour l'amplitude médio-latérale (ML) et 2 pour la vitesse moyenne AP et ML. Cette diversité des protocoles de recherche rend la comparaison de leurs résultats difficile.

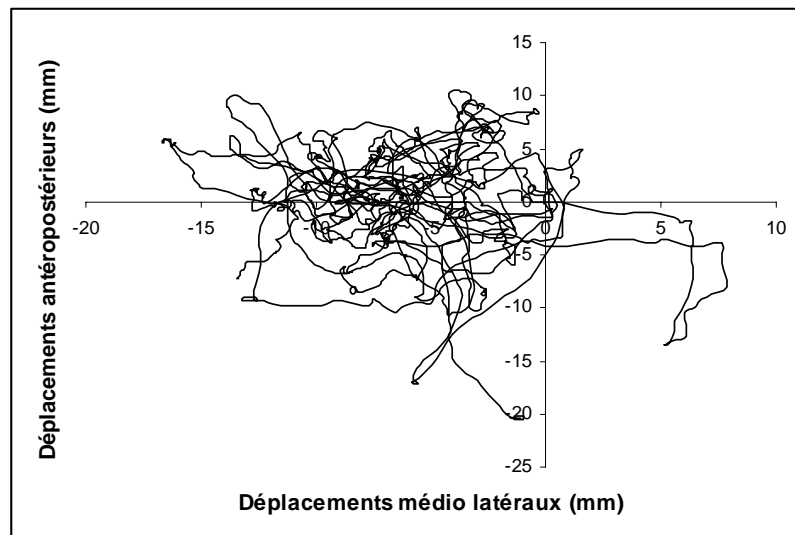
#### **IV.1.2. Les méthodes et les outils pour évaluer les régulations posturales**

Différents outils sont utilisés afin de quantifier les oscillations posturales. Les caméras en trois dimensions permettent de modéliser le corps humain par un ou plusieurs segments et donc d'évaluer directement la position du centre de gravité. Les plates-formes de force enregistrent les déplacements du centre de pression à partir de ses coordonnées selon trois axes x, y et z qui représentent respectivement les axes antéro-postérieur, médio-latéral et vertical de la plate-forme : c'est une mesure indirecte des déplacements du centre de gravité. Cette technique de stabilométrie est largement utilisée pour caractériser l'équilibre quasi-statique (Bernard-Demanze *et al.*, 2004; Lafond *et al.*, 2004a; Maki *et al.*, 1990). Il existe trois types de plates-formes de force : les plates-formes statiques, dynamiques et servo-commandées. Elles sont toutes composées d'un plateau rigide reposant sur des capteurs de force et sont généralement de forme triangulaire ou carrée. Cet outil peut être couplé à des enregistrements électromyographiques (EMG) qui renseignent sur l'activité musculaire mise en jeu pour réguler la posture.

### IV.1.3. Les variables étudiées

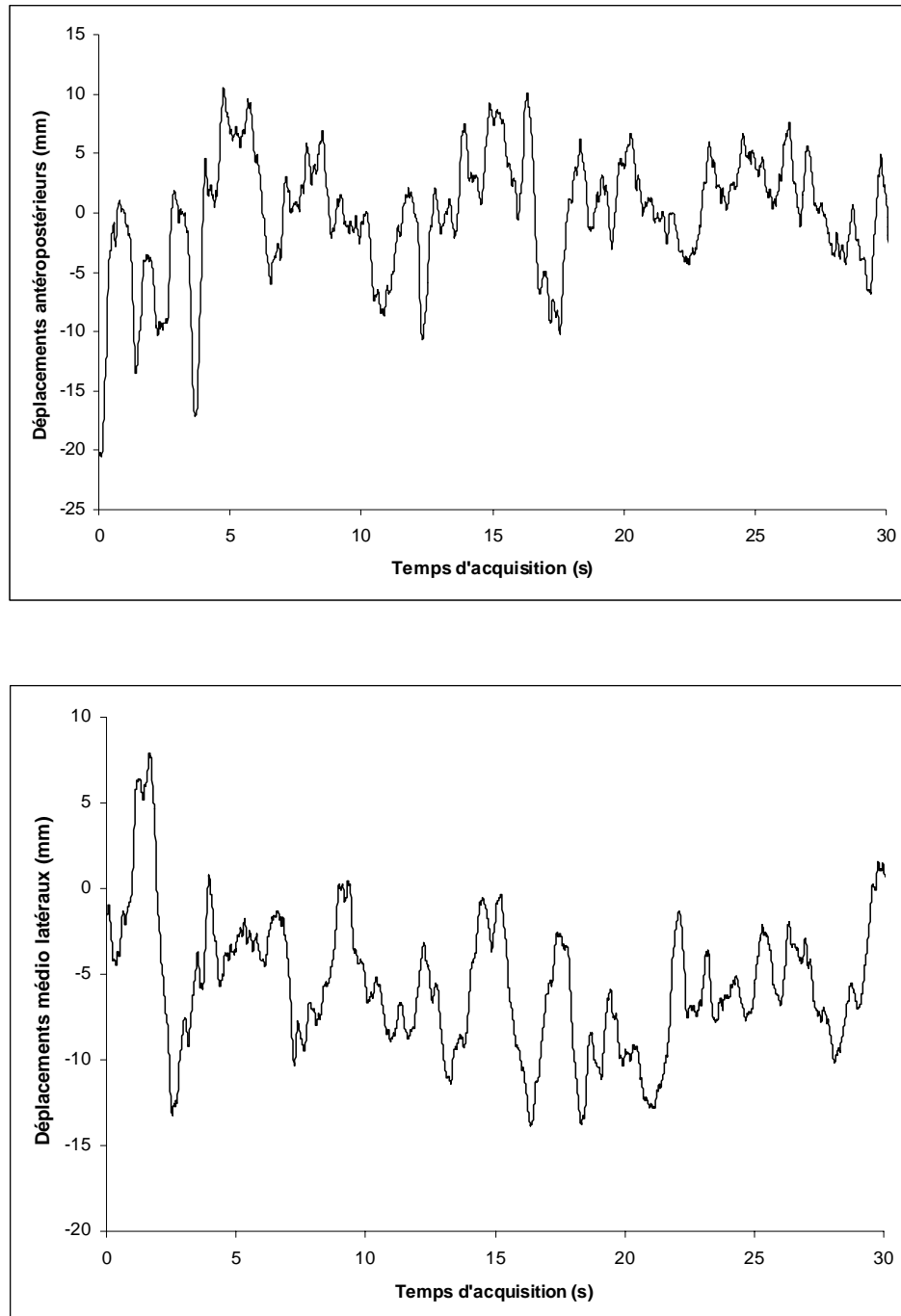
La stabilométrie permet de localiser la position du centre de pression et de suivre ses variations en fonction du temps grâce à une plate-forme de force. Elle permet ainsi de calculer les déplacements du centre de pression dans les plans antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML). En condition quasi-statique, les déplacements du centre de pression permettent de mesurer de façon indirecte ceux du centre de gravité (Winter, 1995). Les paramètres spatio-temporels sont très utilisés dans la littérature (par exemple Prieto *et al.*, 1996; Teasdale & Simoneau, 2001; Tremblay *et al.*, 2004; par exemple Vuillerme *et al.*, 2007a). La visualisation de ces déplacements peut être représentée graphiquement sous forme :

- Vectographique : elle correspond à la représentation du centre de pression dans les plans antéro-postérieur et médio-latéral et permet d'extraire les paramètres spatio-temporels comme la surface de l'ellipse à 90% de confiance, l'amplitude moyenne et maximale, la distance totale parcourue... etc. (Figure 16).



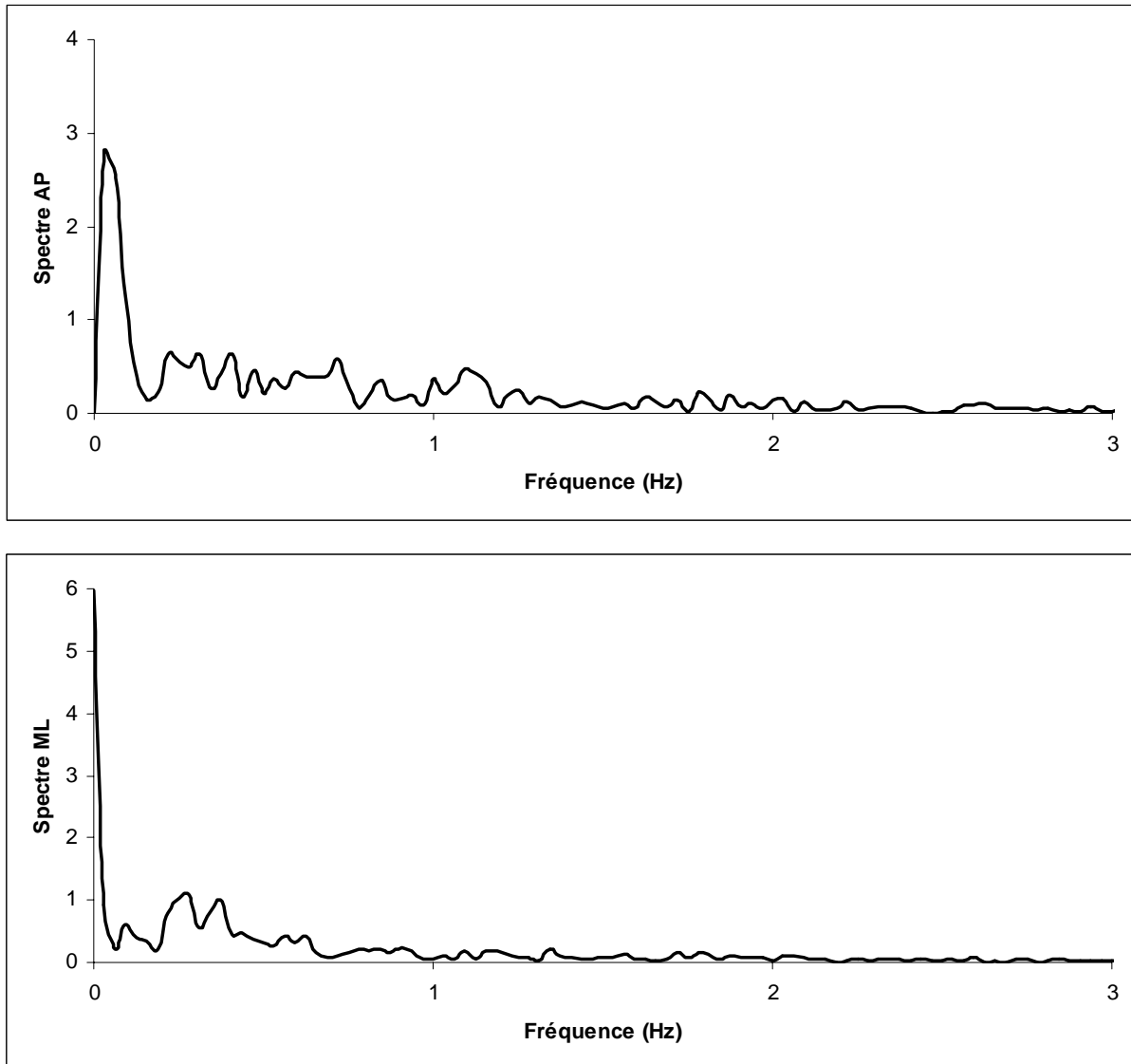
**Figure 16 : Stabilogramme du centre de pression dans les plans antéro-postérieur et médio-latéral d'un sujet âgé pendant un essai de 30 s en position quasi-statique.**

- Linéaire : elle fait appel à une visualisation dissociée des déplacements antéro-postérieurs et médio-latéraux du centre de pression en fonction du temps. Elle est par exemple utile pour extraire la vitesse moyenne AP et ML (Figure 17).



**Figure 17 : Représentation temporelle des données du stabilogramme précédant suivant les deux axes antéro-postérieur et médio-latéral.**

- Fréquentielle : c'est la représentation spectrale du centre de pression dans les deux directions AP et ML. La bande de fréquence du centre de pression est généralement comprise entre 0 et 3 Hz en position quasi-statique. Cette représentation permet de calculer des paramètres fréquentiels comme la fréquence moyenne ou médiane (Figure 18).



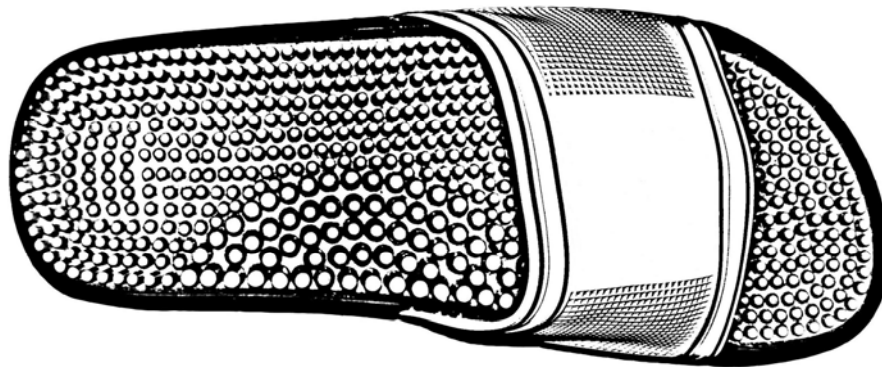
**Figure 18 : Représentation spectrale des données de la figure précédente suivant les deux axes antéro-postérieur et médio-latéral.**

## **IV.2 Matériels et Méthodes**

### **IV.2.1. L'outil de stimulation plantaire : la semelle à picots**

Les sandales utilisées lors de cette expérience étaient les sandales Arena® NewMarco, surtout commercialisées pour les activités en piscine (Figure 19). Leurs semelles intérieures sont recouvertes de picots flexibles distribués uniformément sous le pied (densité : 4 picots/cm<sup>2</sup> ; hauteur des picots : 5 mm ; diamètre des picots : 3 mm) excepté au niveau de l'arche médiale où les picots sont plus gros (densité : 2 picots/cm<sup>2</sup> ; hauteur des picots : 1 cm ; diamètre des picots : 5 mm). Nous avons choisi d'utiliser ces sandales pour deux raisons :

- Leurs picots sont flexibles et peuvent donc, dans une certaine mesure, reproduire les effets d'un massage de la sole plantaire à travers une stimulation mécanique continue (i.e., la marche) qui ne fait ni appel à un appareil de massage, ni à une intervention thérapeutique. C'est cet effet massant annoncé par le fabricant qui nous intéresse car nous savons que les massages de la plante des pieds sont bénéfiques pour l'équilibre de la personne âgée (Vaillant *et al.*, 2008)
- Seuls les picots sont en contact direct avec la peau plantaire. La surface de contact est donc réduite par rapport à celle d'une semelle lisse et implique une répartition des pressions différente des semelles lisses qui sont présentes dans la plupart des chaussures.



**Figure 19 : Les sandales munies de semelles à picots utilisées lors de nos études expérimentales.**

## IV.2.2. Les outils de description et de quantification des réponses posturales

### *Le centre de pression (CoP)*

Le travail de recherche de cette thèse s'est basé sur les trajectoires du centre de pression pour caractériser l'équilibre quasi-statique. D'après la théorie de Winter et al. (Winter, 1995; Winter *et al.*, 1998), le sujet oscille à la manière d'un pendule inversé. Les déplacements du centre de pression rendent compte de façon indirecte de la direction, de l'amplitude et de la vitesse des déplacements corporels résultant du centre de gravité. Nous avons utilisé une plate-forme de force triangulaire en dural de 10 mm d'épaisseur et de 80 cm de côté (Equi+, modèle PF01, Aix les Bains, France) qui était reliée à un ordinateur portable (Figure 21). Elle était munie de trois jauges de contraintes : ces capteurs mono axiaux (étendue de mesure : 0-50daN) ont permis d'enregistrer les déplacements antéro-postérieurs et médio-latéraux du CoP podal qui résulte des forces appliquées à la fois sous le pied gauche et le pied droit du sujet. Ces déplacements sont intéressants à étudier car ils sont la conséquence directe des actions musculaires mises en jeu dans les régulations posturales (Kim *et al.*, 2003). Les coordonnées du CoP ont été calculées à un temps  $t$  à partir des trois composantes verticales centrées sur chaque capteur (Figure 20 et Figure 21).

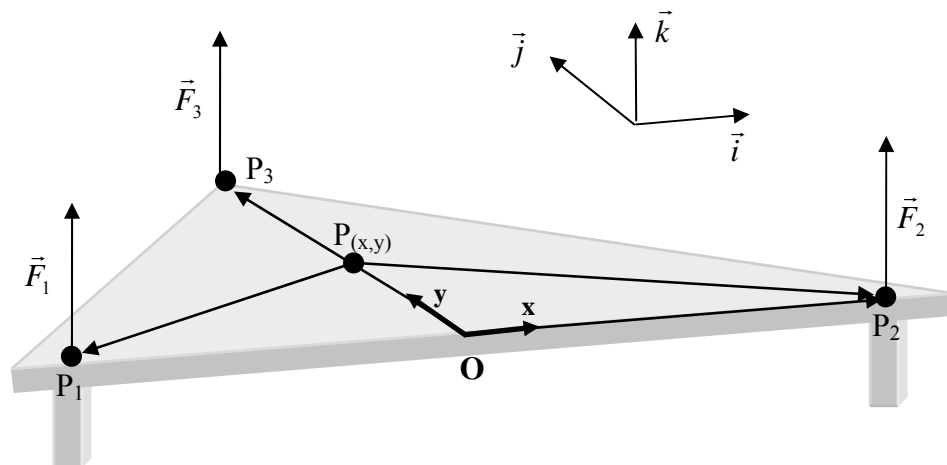


Figure 20 : Schéma de la plate-forme Equi+ munie de trois capteurs mono axiaux.



On définit le centre de pression comme le barycentre des composantes verticales des forces de réaction.

Soit  $\vec{F}_1$ ,  $\vec{F}_2$  et  $\vec{F}_3$  les forces mesurées respectivement par les capteurs P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub> et P<sub>3</sub>.

La position du centre de pression P, dans le plan Oxy, est définie par ses composantes (voir annexe *calcul de la position du centre de pression*) :

$$\begin{aligned} OP_x &= \frac{(F_2 - F_1) \times OP_2}{R} \\ OP_y &= \frac{F_3 \times OP_3}{R} \end{aligned}$$

Rigoureusement, l'analyse du contrôle postural devrait se faire dans les trois plans de l'espace. Les forces de cisaillement représentent une part infime des forces de réactions en condition quasi-statique et peuvent donc être négligées (Mizrahi & Susak, 1989; Winter *et al.*, 1996). La fréquence d'échantillonnage était de 64 Hz.



**Figure 21 : Photo de la plate-forme de force utilisée lors des expériences.**

Nous avons principalement utilisé des indices posturographiques spatio-temporels. Pour simplifier les formules ci-dessous,  $x_{cop}$  fait référence à la position instantanée du CoP à laquelle a été retranchée sa position moyenne. Elle peut être remplacée par X si nous nous intéressons plutôt aux déplacements médio-latéraux et Y pour les déplacements antéro-postérieurs. Ces paramètres étaient les suivants (les formules sont tirées de Maurer & Peterka, 2005; Prieto *et al.*, 1996) :

- La position moyenne par rapport à l'origine

$$Pmoy = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_{cop(i)}|$$

- La vitesse moyenne : elle correspond à la longueur de la trajectoire divisée par le temps de mesure

$$Vmoy = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} |x_{cop(n+1)} - x_{cop(n)}|$$

- La valeur efficace de la distance ou root mean square (RMS)

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [x_{cop(i)}]^2}$$

- La fréquence moyenne :

$$Fmoy = \frac{Vmoy}{4 \times \sqrt{2} \times Pmoy}$$

- La surface de l'ellipse à 90% de confiance : elle englobe 90% la trajectoire du centre de pression (cette formule est tirée du logiciel d'acquisition Equi+)

Soient

$CoP_x$  et  $CoP_y$  les sommes des positions du CoP selon les directions X et Y

$CoP^2_x$  et  $CoP^2_y$  les sommes des positions élevées au carré de ces positions

$CoP(x, y)$  la somme des produits de ces positions

n le nombre de points enregistrés

$$A = \frac{CoP(x, y) - CoP_x \times CoP_y / n}{n - 1}$$

$$V_x = \frac{CoP^2_x}{n} - \frac{CoP^2_x}{n^2} \quad \text{et} \quad V_y = \frac{CoP^2_y}{n} - \frac{CoP^2_y}{n^2} \quad (V_x \text{ et } V_y \text{ sont les variances en X et Y})$$

$$B = \frac{(V_y - V_x)}{A}$$

$$C = -\frac{B}{2} - \frac{\sqrt{(B^2 + 4)}}{2}$$

$$D = -\frac{B}{2} + \frac{\sqrt{(B^2 + 4)}}{2}$$

$$E = \left| \frac{D^2 \times V_x - 2 \times D \times A + V_y}{D^2 + 1} \right|$$

$$F = \left| \frac{C^2 \times V_x - 2 \times C \times A + V_y}{C^2 + 1} \right|$$

$$G = \sqrt{E \times 4,6}$$

$$H = \sqrt{F \times 4,6}$$

$$\text{Surface} = G \times H \times \pi$$

### *Les seuils de perception à la pression*

La sensibilité cutanée plantaire a été évaluée sur les deux soles plantaires et sur quatre zones différentes : le gros orteil, la tête du premier métatarse, la tête du cinquième métatarse et le talon. Ces mesures ont été effectuées à l'aide d'un kit de six monofilaments pour pied (Tableau 5). Chaque monofilament est défini par une marque comprise entre 2,83 à 6,65 et correspond à une force appliquée par une masse comprise entre 0,07 g et 446,7 g. Cette force est définie à partir de la formule suivante :

$$10^{\text{marque}} \times 10^{-4} = \text{force appliquée par une masse en gramme}$$

Afin d'établir la plus petite pression ressentie par un individu, le test nécessite un protocole précis et codifié. En effet, la précision de l'application du monofilament à la surface de la peau est fondamentale pour respecter cet étalonnage. Elle s'effectue perpendiculairement à la sole plantaire et avec la force minimale qui permet de courber le filament. Après avoir établi un monofilament de référence, la passation comporte trois séries ascendantes (A) où l'on relève le premier monofilament perçu à chaque fois et trois séries descendantes (D) où c'est le dernier monofilament perçu qui est relevé. Les six passages se

font dans l'ordre ADADAD et leur moyenne permet d'établir le seuil de perception à la pression. Le temps de stimulation est de deux secondes et l'intervalle de temps entre chaque application est de huit secondes (Figure 22).



**Figure 22 : Le test de perception à la pression avec un monofilament de Semmes-Weinstein.**

Exemple :

- la référence est de 4,56
- Première série ascendante : le plus petit monofilament perçu est 4,17. La force appliquée par une masse est 1,5g
- Première série descendante : le plus petit monofilament perçu est 4,31. La force appliquée par une masse est 2,1g
- Deuxième série ascendante : le plus petit monofilament perçu est 4,31. La force appliquée par une masse est 2,1g
- Deuxième série descendante : le plus petit monofilament perçu est 4,08. La force appliquée par une masse est 1,2g
- Troisième série ascendante : le plus petit monofilament perçu est 4,17. La force appliquée par une masse est 1,5g
- Troisième série descendante : le plus petit monofilament perçu est 4,08. La force appliquée par une masse est 1,2g
- La moyenne de ces forces d'application et donc le seuil de perception à la pression est de 1,6g.

Marque du monofilament (kit pied de six monofilaments)	Force appliquée par une masse (en gramme)	Interprétation pour la face plantaire du pied
2,83	0,07	Sensibilité normale
3,61	0,4	
4,31	2,1	Perte légère de la sensibilité tactile
4,56	3,6	Perte moyenne de la sensibilité tactile
5,07	11,7	<b>Disparition de la sensibilité tactile</b>
6,65	446,7	

**Tableau 5 : Table d'utilisation des monofilaments de Semmes-Weinstein.<sup>2</sup>**

### *Les seuils de perception à la vibration*

La sensibilité aux vibrations a été évaluée sur les deux soles plantaires et sur quatre zones différentes, uniquement lors de l'étude 4 : le gros orteil, la tête du premier métatarse, la tête du cinquième métatarse et le talon. Ces mesures ont été effectuées à l'aide du Vibradol<sup>TM</sup> (Figure 23) qui est un générateur de vibrations de fréquence prédéterminée de 100 Hz et d'amplitude variant de 0,001 à 1 mm. Nous avons simplement cherché à savoir si les personnes atteintes d'une neuropathie diabétique percevaient les vibrations d'amplitude 1 mm. Ce stimulus d'1 mm d'amplitude indique en effet que la sensibilité vibratoire est bien présente chez ces personnes. En revanche, elle ne permet pas de quantifier précisément le niveau de cette sensibilité (Spicher, 2003).



**Figure 23 : Le vibradol<sup>TM</sup>**

<sup>2</sup> Remarque : chaque fois que le Log change d'unité, par exemple de 4 à 5, la force d'application change de décimale, exemple de gramme à dizaine de grammes. Ainsi, les numéros 2 correspondent à une force inférieure à 0,1g ; les numéros 3 sont inférieurs à 1g ; les numéros 4 sont inférieurs à 10g ; les numéros 5 sont inférieurs à 100g et les numéros 6 sont inférieurs à 1000g.

### **IV.2.3. Les procédures expérimentales**

Des groupes d'environ 20 personnes âgées (entre 61 et 88 ans) et 20 jeunes adultes (entre 21 et 32 ans) ont participé aux différentes expériences. Après avoir pris connaissance du protocole expérimental, ils donnaient leur consentement conformément à la déclaration d'Helsinki (1964).

Pendant les tests d'équilibre quasi-statique, les participants devaient adopter une posture érigée naturelle et chercher à être le plus stable possible, les bras le long du corps et les yeux fermés pendant plusieurs essais de 32 s. Nous avons suivi les recommandations de la Société Internationale de Posturographie qui préconise d'avoir les talons légèrement écartés (5 cm dans notre étude) en formant un angle de 30°. Le déclenchement et l'arrêt de chaque enregistrement étaient signalés par un bip sonore. Un expérimentateur se tenait à côté du sujet pour parer à toute chute éventuelle. Des pauses étaient régulièrement ménagées afin de minimiser les effets liés à la fatigue.

Les tests de sensibilité étaient réalisés au début de chaque expérience selon le protocole détaillé ci-dessus et pouvaient être renouvelés dans certains cas après le port des semelles à picots.

### ***IV.3 Etude 1 : Les effets immédiats et temporaires du port de semelles à picots sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée chez la personne âgée***

**Article 1:** Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly?

*AGE 30 (1): 53-61 (2008)*

*Palluel E, Nougier V and Olivier I*

**Mots-clés.** Personnes âgées; contrôle postural; sensibilité cutanée plantaire; stimulation plantaire; semelles à picots

Résumé :

**Objectif.** Les problèmes d'équilibre sont souvent associés à une perte de sensibilité cutanée plantaire. L'objectif de cette étude était de savoir si des semelles munies de picots pouvaient engendrer des modifications de la stabilité posturale et de la sensibilité cutanée plantaire chez les personnes âgées.

**Méthode.** 19 personnes âgées (moyenne d'âge = 69,0 ans ; extrêmes 62-80 ans) et 17 jeunes adultes (moyenne d'âge = 25,9 ans ; extrêmes 21-32 ans) ont participé à ce protocole. Ils devaient rester debout (session *debout*) ou marcher (session *marche*) 5 min avec des sandales munies de semelles à picots (condition *picot*). Les deux sessions comprenaient aussi une condition sans picots dans laquelle les participants restaient debout ou marchaient pendant 5 min sans ces semelles (condition *sans picots*). Dans chaque condition, le contrôle postural a été évalué en situation quasi-statique (1) immédiatement après avoir mis les sandales équipées ou non des semelles à picots, et (2) après être resté debout ou avoir marché 5 min avec ces sandales. Les variables posturales étaient : la surface de l'ellipse à 90% de confiance, la vitesse moyenne, la root mean square (RMS) et la fréquence médiane (F<sub>méd</sub>) sur les axes antéro-postérieur et médio-latéral. La sensibilité plantaire cutanée a été évaluée grâce aux monofilaments de Semmes-Weinstein.

**Résultats.** Bien qu'aucun effet immédiat des semelles à picots n'ait été trouvé, les résultats indiquent que rester debout ou marcher durant 5 min avec ce type de semelles améliore la stabilité posturale des personnes âgées et des jeunes adultes.

**Conclusion.** Nos résultats montrent donc que le port de semelles à picots peut contribuer, au moins de façon temporaire, à l'amélioration de contrôle postural chez les personnes âgées présentant une bonne sensibilité cutanée plantaire. D'autres études sont nécessaires afin de déterminer leurs effets dans le cadre d'un port de ces semelles à picots plus long et/ou discontinu.

### IV.3.1. Problématique et hypothèses

Différents protocoles ont mis en évidence l'importance des informations cutanées plantaires dans le contrôle postural (Kavounoudias *et al.*, 1998b; Meyer *et al.*, 2004a; Vaillant *et al.*, 2008). Les caractéristiques du support sont des indices fondamentaux pour la régulation des oscillations posturales. Cette première étude avait pour objectif de savoir si des semelles à picots pouvaient avoir des effets bénéfiques sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée plantaire, particulièrement chez la personne âgée. L'expérience visait à déterminer :

(1) les effets immédiats et temporaires du port de ces semelles ;

(2) si ces effets étaient identiques lorsque le sujet restait debout (session « debout ») ou marchait (session « marche ») avec ces semelles. De part l'absence de mouvement du sujet et des picots lors de la session « debout », cette stimulation était considérée comme statique. Dans la session « marche », la stimulation était considérée comme dynamique car la flexibilité des picots engendrait un mouvement des picots que l'on pouvait assimiler à un massage et le sujet pouvait intégrer ces informations lors de la marche ;

(3) si cette stimulation mécanique avait des effets sur la sensibilité cutanée plantaire.

De récentes études ont montré qu'une stimulation vibratoire améliorait à la fois le maintien postural et la sensibilité cutanée plantaire (Dhruv *et al.*, 2002; Priplata *et al.*, 2003). Nous avons donc émis l'hypothèse que les semelles à picots pouvaient elles aussi améliorer la stabilité posturale et la sensibilité cutanée plantaire chez la personne âgée.

### IV.3.2. Population

19 personnes âgées en bonne santé (8 hommes et 11 femmes ; moyenne d'âge 69,0 ans, extrêmes 62-80 ; taille moyenne 167±2 cm ; poids moyen 74,4±1,5 kg) et 19 jeunes (10 hommes et 9 femmes ; moyenne d'âge 25,9 ans, extrêmes 21-32 ; taille moyenne 171±2 cm ; poids moyen 66,2±2,6 kg) ont participé à cette étude. Toutes les personnes âgées vivaient chez elles, n'étaient pas atteintes de maladies neurologiques, n'avaient pas chuté depuis au moins 6 mois, ne présentaient pas de problèmes d'équilibre particuliers et n'étaient pas sous traitement médicamenteux pouvant affecter l'équilibre ou la sensibilité cutanée.



### IV.3.3. Protocole expérimental

Les sujets participèrent à deux sessions de 45 min chacune réalisées au moins à deux jours d'intervalles : une session *debout* et une session *marche*. Chaque session comprenait deux conditions : une condition *picot* et une condition *sans picots*. L'ordre de présentation des conditions était contrebalancé entre les participants.

#### 1. Session debout

Dans cette session, les sujets (1) restaient 5 min debout avec les sandales à picots (condition *picot*), et (2) restaient debout 5 min avec les sandales mais sans contact direct avec les picots (condition *sans picots*). Dans la condition *sans picots*, de fines semelles en polystyrène étaient placées dans les sandales pour éviter le contact avec les picots. Leur épaisseur était de 3 mm et ne modifiait pas la flexibilité de la sandale. La durée de 5 min a été choisie sur la base de pré-tests montrant une amélioration de la stabilité posturale après un chaussage de 5 min. Cette durée a aussi permis de minimiser les effets possibles de la fatigue, plus particulièrement chez la personne âgée.

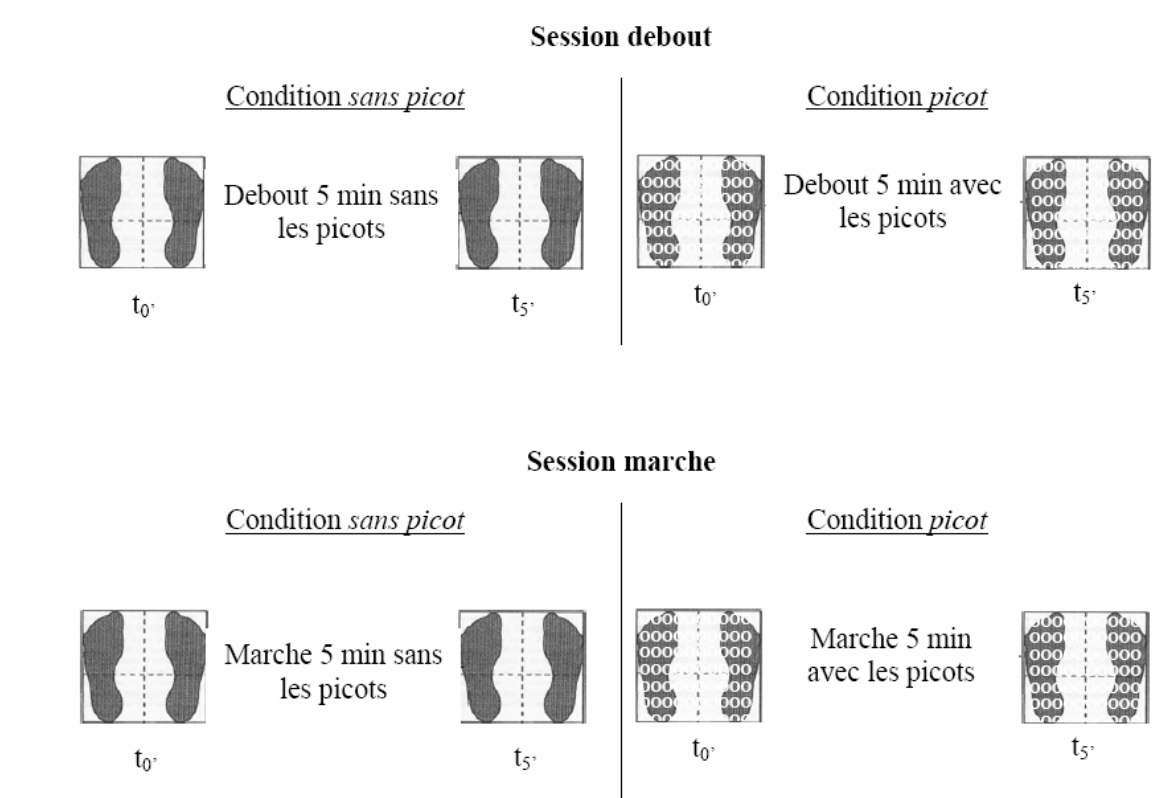
#### 2. Session marche

Le protocole était identique à celui de la session debout mise à part que les sujets marchaient entre les différentes mesures de stabilité posturale.

Les tests de stabilité posturale ont été réalisés sur une plate-forme de force (Equi+, model, PF01 ; Aix les Bains, France). La fréquence d'échantillonnage de la plate-forme était de 64 Hz. La tâche consistait à rester debout le plus stable possible les **yeux fermés**, les bras le long du corps, avec les talons écartés de 5 cm et un angle de 30° formé par le bord médial des pieds. Sachant que la vision est le système visuel prédominant chez la personne âgée (Perrin *et al.*, 1997) et que le rôle des informations cutanées plantaires est difficilement observable chez un sujet sain lorsque la vision est disponible (Meyer *et al.*, 2004a), nous avons fait le choix de supprimer les entrées visuelles afin de pouvoir explorer uniquement l'influence des afférences provenant de la sole plantaire.

Dans chaque condition, trois essais de 32 s (repos entre les essais : 15 s) étaient réalisés immédiatement après avoir chaussé les sandales à picots ( $t_0$ ) puis après être resté debout ou avoir marché 5 min avec ( $t_5$ ). La condition *sans picots* a permis de contrôler que les effets temporaires n'étaient pas uniquement dus au fait de rester debout ou de marcher.

Pour minimiser la fatigue et la baisse d'attention, une pause de 10 min était ménagée entre chaque condition (Figure 24).



**Figure 24 : Protocole expérimental.**



: Mesures de stabilité

La sensibilité cutanée plantaire a été évaluée sur les deux soles plantaires et sur quatre zones différentes : le gros orteil, la tête du premier métatarse, la tête du cinquième métatarse et le talon. Un kit de six monofilaments de Semmes-Weinstein (Touch test monofilaments, kit pour pied ; Laboratoire Biomedix, France) a permis de déterminer le seuil de sensibilité à la pression des récepteurs SA I et SA II (disques de Merkel et corpuscules de Ruffini). Les marques utilisées étaient les suivantes : 2,83 ; 3,61 ; 4,31 ; 4,56 ; 5,07 et 6,65. Le test a été réalisé avant (*sensibilité pré-test*) et après (*sensibilité post-test*) être resté debout cinq minutes avec les picots selon la méthode ascendante et descendante. Les participants avaient les yeux fermés et étaient informés du début du test ainsi que de la zone testée : ils signalaient à l'expérimentateur toute stimulation perçue.

### *Variables dépendantes*

Les déplacements du CoP ont été mesurés à travers différentes variables dépendantes : la position moyenne (en mm) du CoP, la vitesse moyenne (en mm.s<sup>-1</sup>), la root mean square (RMS en mm), la fréquence médiane (F<sub>méd</sub> en Hz) sur les axes AP et ML et la surface de l'ellipse à 90% de confiance (en mm<sup>2</sup>). Tous ces paramètres sont communément utilisés car ils illustrent bien les effets du vieillissement sur le contrôle postural (Bernard-Demanze *et al.*, 2004; Melzer *et al.*, 2003). Les seuils de perception à la pression (en taille de monofilament) ont été utilisés afin de déterminer la sensibilité cutanée plantaire et son évolution avec le port de semelles à picots.

### *Analyse statistique*

Une Analyse de variance (ANOVA) 2 âges (jeunes et personnes âgées) x 2 sessions (debout et marche) x 2 conditions (avec et sans picots) x 2 temps (t<sub>0</sub> et t<sub>5</sub>) a été réalisée afin de 1) déterminer les effets immédiats et temporaires des semelles à picots, et 2) comparer ces effets entre une stimulation statique (session *debout*) et dynamique (session *marche*). Des analyses post-hoc (Tukey HSD) étaient réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. Le test de Spearman R complétait l'analyse et permettait d'établir s'il y avait ou non une corrélation entre les performances posturales et la sensibilité cutanée. La p-value a été fixée à  $\alpha=0,05$ .

## **IV.3.4. Résultats**

### *Le contrôle de la position moyenne du CoP sur les axes médio-latéral (ML) et antéro-postérieur (AP)*

L'analyse ne révèle aucun effet simple ou aucune interaction sur les deux axes ML et AP. Les résultats ne sont donc pas la conséquence d'une asymétrie ou d'une inclinaison posturale (Genthon & Rougier, 2005; Rougier *et al.*, 2001).

### *Les effets immédiats et temporaires des semelles à picots sur le contrôle postural*

L'amélioration (en %) du contrôle postural associée au port de semelles à picots a été calculée pour chaque variable. Ces bénéfices ont été observés chez 8 à 18 jeunes adultes et chez 10 à 14 personnes âgées selon la variable posturale. La plus forte amélioration observée était de 55,8% (Tableau 6).

	Jeunes adultes				Personnes âgées			
	Session debout		Session marche		Session debout		Session marche	
	A (%)	Nombre de sujets	A (%)	Nombre de sujets	A (%)	Nombre de sujets	A (%)	Nombre de sujets
Surface (mm <sup>2</sup> )	11,6	9	55,8	15	26,7	14	22,7	13
SD	97,5		84,6		35,3		45,9	
Vitesse (mm/s)	-3,1	10	-0,2	18	10,6	10	3,9	10
SD	15,2		22,1		12,2		16	
RMS AP (mm)	0,6	10	9,8	15	16,3	11	2,7	10
SD	50,5		43,2		27,3		32,6	
RMS ML (mm)	3,9	8	9,1	13	10,6	12	18,4	14
SD	34		38,4		23,2		33,4	
MF AP(Hz)	-1,1	10	0,5	11	1,2	14	-0,7	14
SD	15,3		20,6		15,4		13,2	
MF ML(Hz)	3,0	11	2,1	12	-0,6	13	1,8	12
SD	30,1		35,8		25,3		20,3	

**Tableau 6 : Amélioration (A (%) en pourcentage) associée au port de semelles à picots et nombre de sujets (sur 19 sujets pour chaque groupe) qui ont amélioré leur stabilité posturale dans la session marche et la session debout (moyennes et écarts-types (SD)).**

La quadruple interaction âge x session x condition x temps s'est révélée significative pour la surface ( $p=0.027$ ) et la RMS AP ( $p=0.007$ ). La triple interaction âge x condition x temps est significative ( $p=0.040$ ) pour la vitesse et la double interaction condition x temps pour la RMS ML ( $p=0.040$ ). Alors qu'aucun effet n'a été observé pour la F<sub>méd</sub> ML ( $p_s > 0.07$ ), l'analyse montre un effet simple de l'âge pour la F<sub>méd</sub> AP ( $p=0.001$ ) et la RMS ML ( $p=0.006$ ). Leurs valeurs sont plus faibles chez les jeunes.

Chez les personnes âgées, l'analyse post-hoc indique une amélioration de l'équilibre quasi-statique dans les deux sessions. Dans la session *debout*, il y a une diminution de la surface ainsi que de la RMS AP entre  $t_0$  et  $t_5$  dans la condition *picot* ( $p=0.001$  vs  $p=0.003$ , respectivement) et à  $t_5$  entre les deux conditions ( $p=0.001$  vs  $p=0.004$ , respectivement). Cette tendance n'a pas été observée dans la session *marche* ( $p > 0.342$  pour la surface et  $p > 0.99$  pour la RMS AP). Cependant, et ce, quelle que soit la session, une différence significative est apparue au niveau de la vitesse moyenne dans la condition *picot* entre  $t_0$  et  $t_5$  ( $p=0.005$ ), avec des valeurs plus faibles observées à  $t_5$  (10,6% d'amélioration dans la session *debout* et 3,9% dans la session *marche*). La RMS ML est aussi moins élevée à  $t_5$  de la condition *picot*

comparativement à la condition *sans picots* ( $p=0.036$ ; 10,6% d'amélioration dans la session *debout* et 18,4% dans la session *marche*).

Chez les jeunes adultes, l'analyse post-hoc indique une légère amélioration de la stabilité posturale dans la session *debout* en condition *avec picots*. En effet, nous n'avons pas observé de différence significative sur 1) la surface ( $p_s>0.93$ ), 2) la vitesse moyenne ( $p_s>0.99$ ) et sur la RMS AP ( $p_s>0.39$ ). Il y a uniquement une diminution significative de la RMS ML avec des valeurs plus faibles observées dans la condition *picot* comparativement à  $t_5'$  de la condition *sans picots* ( $p=0.036$ ; 3,9% d'amélioration dans la session *debout* et 9,1% dans la session *marche*). Les bénéfices sont plus marqués dans la session *marche* avec une diminution de 1) la surface entre les valeurs obtenues à  $t_5'$  de chaque condition ( $p=0.001$ ), 2) la RMS AP entre  $t_0'$  et  $t_5'$  de la condition *picot* ( $p=0.027$ ) et entre  $t_5'$  des deux conditions ( $p=0.001$ ), et 3) la RMS ML (voir ci-dessus) (Figure 26 et Figure 27).

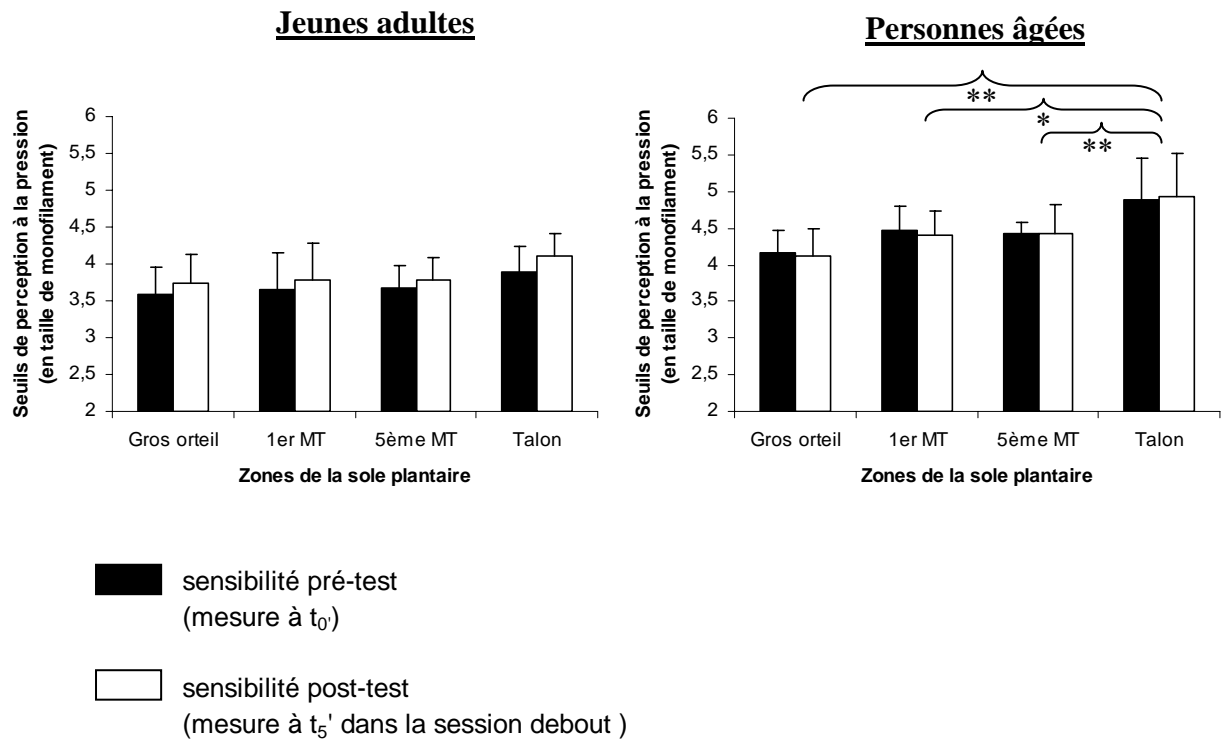
#### *La comparaison entre les effets de la session debout et de la session marche sur le contrôle postural*

Comme indiqué ci-dessus, la quadruple interaction s'est révélée significative pour la surface et la RMS AP. Les valeurs obtenues à  $t_5'$  de la condition *picot* ont donc été comparées entre les deux sessions *debout* et *marche* afin de voir si les bénéfices étaient plus marqués dans une des deux sessions. Pour la surface, l'analyse post-hoc n'indique pas de différence significative chez les jeunes ( $p=0.795$ ) et chez les personnes âgées ( $p=0.581$ ). Cette différence n'apparaît pas non plus pour la RMS AP chez les jeunes ( $p=0.278$ ) mais elle est significative chez les personnes âgées avec des valeurs plus faibles dans la session *debout* ( $p=0.023$ ).

#### *L'évolution de la sensibilité cutanée plantaire dans la session debout*

Une autre ANOVA 2 âges (jeunes vs. personnes âgées) x 2 temps (pré-test et post-test) x 4 zones plantaires (gros orteil, tête du premier métatarse, tête du cinquième métatarse et talon) a été utilisée pour étudier l'évolution de la sensibilité cutanée plantaire en fonction de l'âge et du temps ( $t_0'$  vs  $t_5'$ ). Bien que l'interaction âge x temps apparaisse significative ( $p=0.002$ ), l'analyse post-hoc ne montre aucune différence entre la sensibilité pré- et post-test chez les jeunes ( $3,7 \pm 0,4$  et  $3,8 \pm 0,4$ , respectivement) et les personnes âgées ( $4,5 \pm 0,6$  et  $4,5 \pm 0,5$ , respectivement) : la différence est significative entre les deux populations à  $t_0'$  ( $p=0.014$ ) et l'est presque à  $t_5'$  ( $p=0.075$ ). Les résultats montrent aussi une interaction âge x zones plantaires significative ( $p=0.046$ ) : la sensibilité au niveau du talon est plus faible qu'au niveau (1) du gros orteil ( $p=0.001$ ), (2) de la tête du premier métatarse ( $p=0.036$ ), et (3) de la

tête du cinquième métatarse ( $p=0.033$ ) chez les personnes âgées, à  $t_0$  et à  $t_5$ . La sensibilité moyenne du talon est de  $3,90 \pm 0,35$  pour les jeunes et de  $4,88 \pm 0,60$  chez les personnes âgées. L'analyse de corrélation de Spearman n'a montré aucune corrélation entre la sensibilité cutanée plantaire et les performances posturales dans les deux populations ( $p_s > 0.06$ ) (Figure 25).



1<sup>er</sup> MT : tête du premier métatarse

5<sup>ème</sup> MT : tête du cinquième métatarse

**Figure 25 : Evolution de la sensibilité cutanée plantaire (en taille de monofilaments) de quatre zones de la sole plantaire en fonction du temps (pré-test et post-test) pour les jeunes adultes et les personnes âgées (voir Tableau 5 pour connaître la force appliquée par une masse correspondante). Plus le diamètre du monofilament est petit, plus la sensibilité est bonne. Les valeurs significatives sont reportées (\* $p < 0.05$  et \*\* $p < 0.01$ ).**

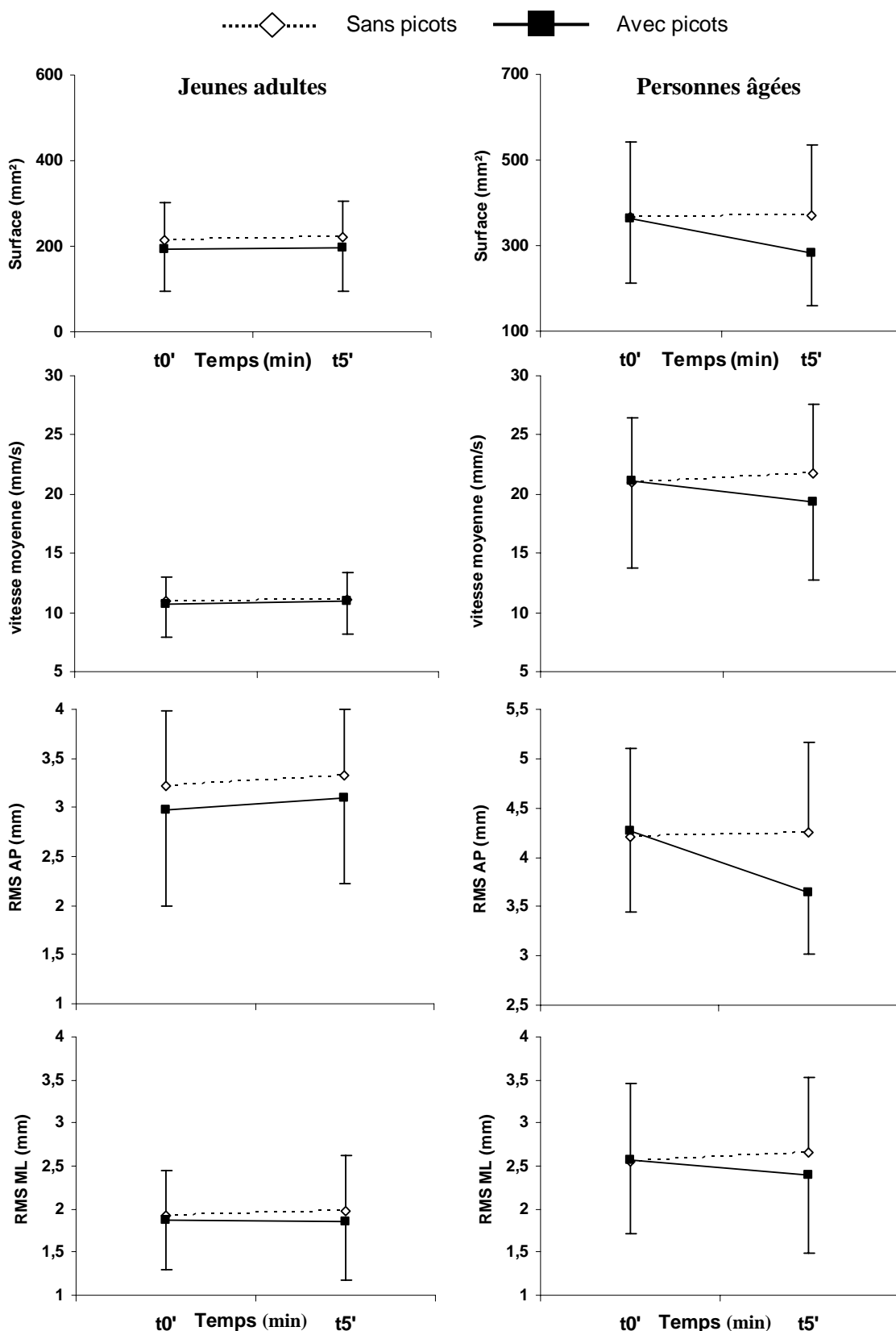


Figure 26 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *debout*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface, de la vitesse moyenne, de la RMS AP et ML chez les jeunes adultes et les personnes âgées, respectivement (moyennes et écart-types). Se référer au texte pour connaître les interactions et les effets significatifs.

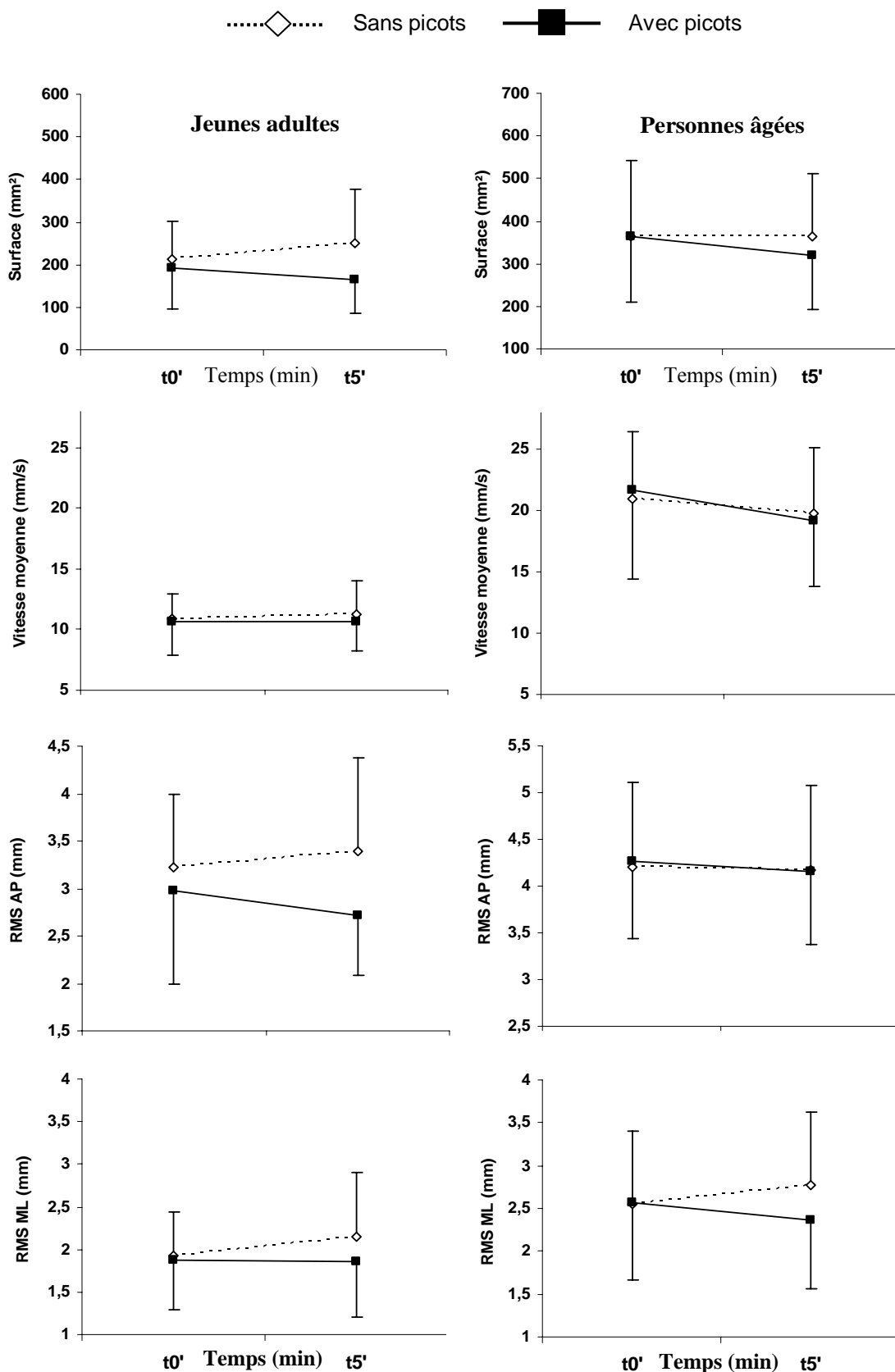


Figure 27 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *marche*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface, de la vitesse moyenne, de la RMS AP et ML chez les jeunes adultes et les personnes âgées, respectivement (moyennes et écart-types). Se référer au texte pour connaître les interactions et les effets significatifs.



### IV.3.5. Discussion

Ces résultats montrent que le port de semelles à picots peut contribuer, de façon temporaire, à l'amélioration de la stabilité quasi-statique chez les personnes âgées présentant une bonne sensibilité cutanée plantaire. Aucun effet n'est apparu immédiatement après avoir chaussé les sandales munies de semelles à picots. Mais une stimulation en restant debout ou en marchant 5 min avec ces semelles est associée à un meilleur contrôle postural sur les axes AP et ML dans les deux populations. Chez la personne âgée, les effets sont plus prononcés dans la session *debout*. La comparaison des pourcentages d'amélioration indique des différences modérées entre les deux sessions sauf pour la RMS ML (Tableau 6). Bien que les effets ne soient pas très prononcés, des différences de ce type ont déjà été considérées comme de bons prédicteurs de chute (Maki *et al.*, 1999). Chez les jeunes adultes, une amélioration modeste a été observée dans la session *debout*. Cependant, la diminution était de l'ordre de 55,8% pour la surface et de 9% pour la RMS AP et ML dans la session *marche*, ce qui suggère qu'eux aussi ont bénéficié des effets induits par les picots. Une amélioration du contrôle postural a déjà été observée lors d'une stimulation de la sole plantaire (Maki *et al.*, 1999; Priplata *et al.*, 2003). Sachant que les récepteurs à adaptation lente codent de façon continue les pressions appliquées à leur champ récepteur (Kennedy & Inglis, 2002), cela suggère que les picots forment une surface de support qui donne des informations pertinentes sur la distribution des pressions en dessous de la sole plantaire et donc sur les oscillations posturales (Kavounoudias *et al.*, 1998b; Wu & Chiang, 1997). L'intégration de ces informations cutanées plantaires par le système nerveux central est synonyme d'une meilleure représentation de la position corporelle.

Certaines études ont déjà montré la relation entre la sensibilité cutanée plantaire et le contrôle postural (Do *et al.*, 1990; Eils *et al.*, 2004; Maki *et al.*, 1999). Compte tenu des résultats de Dhruv *et al.* (2002), nous avons donc émis l'hypothèse que le port de picots pouvait aussi améliorer la sensibilité plantaire. Aucune amélioration significative et aucune corrélation entre stabilité posturale et sensibilité plantaire superficielle n'ont été trouvées. Il se peut donc que les picots aient stimulé d'autres types de récepteurs comme les récepteurs profonds. En effet, alors que les récepteurs superficiels sont essentiellement impliqués dans l'évaluation de la surface de support, les récepteurs profonds contribuent au contrôle continu des déplacements du CoP (Maurer *et al.*, 2001). Les monofilaments de Semmes-Weinstein nous ont uniquement permis de tester les cellules de Merkel et les terminaisons de Ruffini. Un test de perception aux vibrations serait donc utile pour vérifier notre hypothèse.

En conclusion, nos résultats montrent que rester debout ou marcher 5 min avec des sandales munies de semelles à picots améliore l'équilibre quasi-statique du jeune adulte et de la personne âgée. D'autres travaux nécessitent d'être menés afin de connaître les effets du port régulier de ces semelles sur le contrôle postural. Les activités quotidiennes d'une personne âgée incluent des périodes de station debout mais aussi de marche ou de repos. Il reste donc aussi à déterminer si les effets d'une stimulation discontinue sont les mêmes que ceux liés à une stimulation continue. En d'autres termes, nous pouvons nous demander si les bénéfices ne sont visibles que lors du port des sandales ou bien si ces effets perdurent quelques temps après les avoir enlevées.

#### **IV.3.6. Limites et perspectives de l'étude**

Les limitations de cette étude ont pour origine la sélection des sujets, la quantification des performances posturales et l'analyse statistique. Aucune perte avancée de sensibilité cutanée plantaire n'a été détectée dans notre groupe de personnes âgées. Cela peut sans doute expliquer l'absence de corrélation entre la sensibilité cutanée plantaire et la stabilité posturale. Il faudrait donc pouvoir évaluer des personnes âgées présentant une dégradation importante de cette sensibilité.

Les réponses posturales ont uniquement été enregistrées en condition quasi-statique. Bien que ces mesures donnent des informations essentielles sur les stratégies d'équilibre, elles n'indiquent rien sur les régulations déclenchées lors de perturbations posturales. L'utilisation d'une plate-forme instable permettrait de savoir si les picots facilitent la récupération d'un déséquilibre. De plus, il nous reste à déterminer si les effets persistent lorsque (1) la vision est disponible (bien que cette situation de privation visuelle puisse paraître au premier abord inhabituelle, elle se rapproche de certaines conditions environnementales caractérisées par une faible luminosité et/ou une détérioration de l'acuité visuelle), et (2) ces semelles sont intégrées à des chaussures, particulièrement en condition *marche*. Enfin, la méthode statistique se base sur des comparaisons multiples faites à partir d'un échantillon relativement faible : cela augmente le risque de première espèce. Même si  $\alpha$  était fixé à 0.05, la plupart de nos p-values se situaient en dessous de 0.01. D'autres expériences visant à augmenter l'échantillon nécessitent d'être menées afin de valider la généralisation de nos résultats.

***Une stimulation mécanique exercée sur la sole plantaire pendant 5 min par le port de semelles à picots s'est révélée bénéfique sur le contrôle postural des personnes âgées et des jeunes adultes.***

## ***IV.4 Etude 2 : La rémanence des effets du port de semelles à picots sur la stabilité posturale chez la personne âgée***

**Article 2:** Do the benefits of wearing spike insoles persist after taking them off in elderly?

*Soumis à Experimental Aging Research*

*Palluel E, Olivier I and Nougier V*

**Mots clés.** Personnes âgées ; stabilité posturale ; stimulation mécanique de la sole plantaire ; semelles à picots ; rémanence des effets d'une stimulation plantaire

### Résumé :

**Objectif.** L'objectif de cette étude était de savoir s'il existe une rémanence des effets d'une stimulation mécanique exercée par les picots.

**Méthode.** 19 personnes âgées (moyenne d'âge = 68,8 ans ; extrêmes 61-80) et 17 jeunes adultes (moyenne d'âge = 24,3 ans ; extrêmes 21-32) sont restés debout ou ont marché pendant 5 min avec les sandales munies de semelles à picots. Le contrôle postural a été évalué quatre fois en condition quasi-statique : (1) immédiatement après avoir mis les sandales équipées de semelles contrôles (semelles *sans picots*) afin d'éviter le contact direct entre la sole plantaire et les picots ( $t_1$ ), (2) 5 min après être resté debout (session *debout*) ou avoir marché (session *marche*) avec les semelles à picots ( $t_2$ ), (3) immédiatement après avoir remis les semelles sans picots ( $t_3$ ), et (4) après un repos assis de 5 min avec les semelles sans picots ( $t_4$ ). Nous nous sommes intéressés à quatre variables posturales : la vitesse moyenne, la root mean square (RMS) sur les axes antéro-postérieur et médio-latéral (RMS AP et ML) et la surface de l'ellipse à 90% de confiance.

**Résultats.** Bien qu'une amélioration significative de la stabilité posturale ait été observée dans les deux populations après avoir porté les semelles à picots 5 min, les bénéfices ont immédiatement disparu lorsque les semelles à picots étaient remplacées par les semelles sans picots.

**Conclusion.** Nos résultats montrent donc que (1) quelle que soit la nature de la stimulation -statique (session *debout*) ou dynamique (session *marche*)-, une stimulation mécanique exercée par les picots améliore la stabilité posturale, et (2) les jeunes adultes et les personnes âgées ont bénéficié de cette surface à picots et ont été perturbés lorsque celle-ci a été remplacée par une surface lisse. Les picots semblent apporter des informations pertinentes au système contrôlant la posture. Cet enrichissement du contexte sensoriel est synonyme d'amélioration du maintien postural.

#### IV.4.1. Problématique et hypothèses

L'étude précédente nous a indiqué qu'une stimulation mécanique exercée par les picots pendant 5 min se révélait bénéfique pour la stabilité posturale des personnes âgées et des jeunes adultes. Cette seconde étude avait pour objectif de déterminer s'il existait une rémanence de ces effets lorsque les sujets enlevaient ces semelles. En effet, les activités quotidiennes d'une personne âgée saine incluent des périodes en position debout, des périodes de marche mais aussi des périodes de repos. Il était donc important de savoir si les bénéfices persistaient une fois les semelles retirées. Bernard-Demanze et al. (2002) ont indiqué qu'un massage de 10 min de la sole plantaire engendrait une meilleure répartition du poids du corps au niveau des deux pieds et que ces effets disparaissaient déjà au bout de 8 min. Sachant que la flexibilité des picots permet d'une certaine manière de reproduire les effets d'un massage, nous avons émis l'hypothèse que les bénéfices observés après 5 min de stimulation devaient aussi disparaître lorsque les semelles étaient retirées.

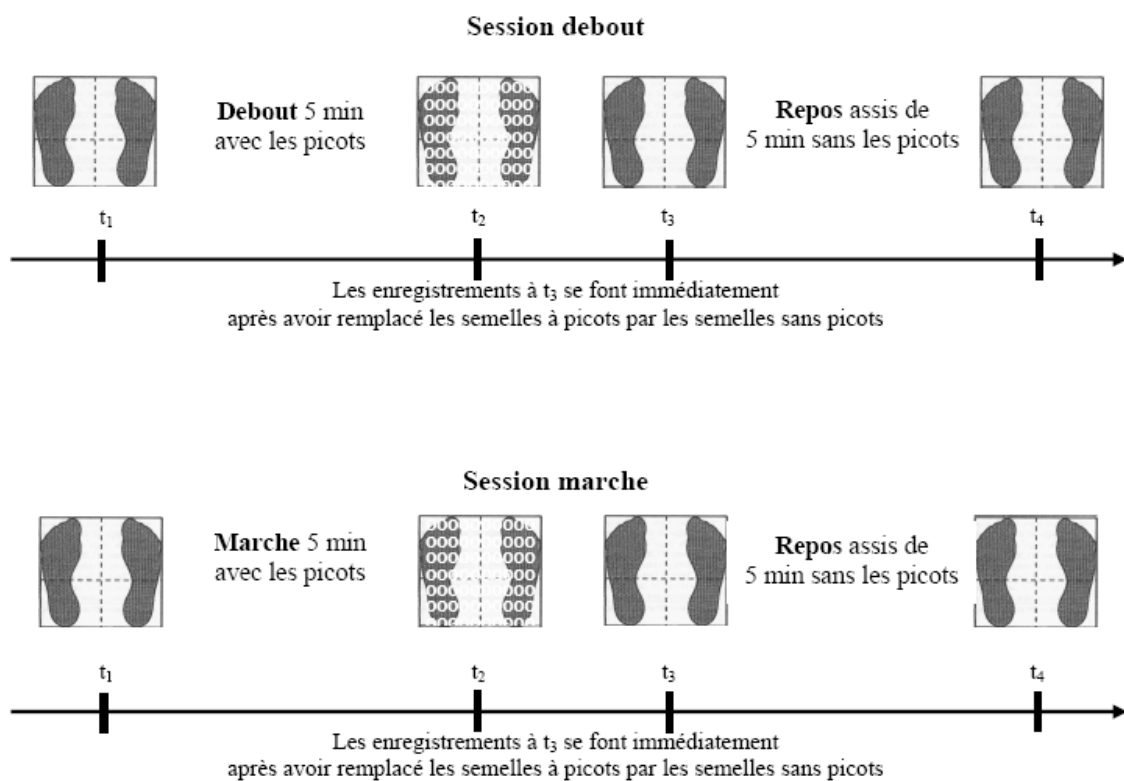
#### IV.4.2. Population

19 personnes âgées en bonne santé (8 hommes et 11 femmes ; moyenne d'âge 68,8 ans, extrêmes 61-80 ; taille moyenne  $165 \pm 2$  cm ; poids moyen  $73,8 \pm 1,4$  kg) et 17 jeunes (7 hommes et 10 femmes ; moyenne d'âge 24,3 ans, extrêmes 21-32 ; taille moyenne  $172 \pm 2$  cm ; poids moyen  $66,8 \pm 1,3$  kg) ont participé à cette étude. Toutes les personnes âgées vivaient chez elles, n'étaient pas atteintes de maladies neurologiques, n'avaient pas chuté depuis au moins 6 mois, ne présentaient pas de problèmes d'équilibre particuliers et n'étaient pas sous traitement médicamenteux pouvant affecter l'équilibre ou la sensibilité cutanée.

#### IV.4.3. Protocole expérimental

Les sujets participèrent à une session *debout* et une session *marche*. Les performances posturales ont toujours été mesurées en condition quasi-statique à l'aide d'une plate-forme (Equi+, model, PF01 ; Aix les Bains, France). La tâche consistait à rester debout le plus immobile possible les **yeux fermés**, les bras le long du corps, avec les talons écartés de 5 cm et un angle de 30° formé par le bord médial des pieds. La fréquence d'échantillonnage de la plate-forme était de 64 Hz. Trois essais de 32 s (repos entre les essais : 15 s) étaient réalisés

(1) immédiatement après avoir chaussé les sandales équipées de semelles contrôles (semelles *sans picots*) afin d'éviter le contact direct entre la sole plantaire et les picots ( $t_1$ ), (2) 5 min après être resté debout (session *debout*) ou avoir marché (session *marche*) avec les semelles à picots ( $t_2$ ), (3) immédiatement après avoir remis les semelles sans picots ( $t_3$ ), et (4) après un repos assis de 5 min avec les semelles sans picots ( $t_4$ ) (Figure 28). Il a été imposé aux sujets de rester 45 s debout avant les enregistrements posturographiques faits à  $t_4$  afin de supprimer les effets dus à la transition entre la position assise et la position debout. La durée de stimulation de 5 min a été choisie sur la base des résultats de la première étude (Palluel *et al.*, 2008). Enfin, les semelles introduites entre  $t_3$  et  $t_4$  pour éviter le contact avec les picots ne modifiaient pas la flexibilité des sandales Arena® NewMarco.



**Figure 28 : Protocole expérimental.**

#### *Variables dépendantes*

Les déplacements du CoP ont été mesurés à travers différentes variables dépendantes : la surface de l'ellipse à 90% de confiance (en  $\text{mm}^2$ ), la vitesse moyenne (en  $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ), la root

mean square (RMS en mm) sur les axes AP et ML. La moyenne des trois essais a été calculée à  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  et  $t_4$  dans la session *debout* et la session *marche*, respectivement.

#### *Analyse statistique*

Une Analyse de variance (ANOVA) 2 âges (jeunes et personnes âgées) x 2 sessions (debout et marche) x 4 temps ( $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  et  $t_4$ ) a été utilisée afin de déterminer si les effets bénéfiques observés après 5 min du port de semelles à picots perduraient lorsque les semelles étaient enlevées. Des ajustements de la p-value ont été effectués grâce à un test multi varié (Hotelling-Lawley Trace) afin de remédier au problème de violation de la condition de sphéricité. Des analyses post-hoc (Tukey HSD) ont été réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. La p-value a été fixée à  $\alpha=0,05$ .

#### **IV.4.4. Résultats**

La triple interaction âge x sessions x temps s'est révélée significative pour la surface ( $p=0.028$ ) et la RMS AP ( $p<0.001$ ). Chez les personnes âgées, l'analyse post hoc a montré une diminution de la surface d'oscillation et de la RMS AP après être resté debout 5 min avec les picots ( $t_2$ ) comparativement à  $t_1$  ( $p<0.001$  et  $p=0.048$ , respectivement). Lorsque les semelles à picots ont été remplacées par les semelles lisses ( $t_3$ ), les bénéfices ont été immédiatement perdus ( $p_s<0.001$ ) et n'ont pas été retrouvés après 5 min de repos ( $t_4$ ) ( $p<0.001$ ), uniquement pour la surface. Dans la session *marche*, la diminution de la surface et de la RMS AP n'était pas significative entre  $t_1$  et  $t_2$  ( $p=0.26$  et  $p<0.99$ , respectivement) mais des valeurs plus élevées sont apparues à  $t_3$  et  $t_4$  ( $p_s<0.001$ ), uniquement pour la surface. Chez les jeunes adultes, l'analyse post hoc indique une faible amélioration de la stabilité posturale dans la session *debout* : il n'y avait pas d'effet significatif pour la surface ( $p_s>0.55$ ) et la RMS AP ( $p_s>0.99$ ). Dans la session *marche*, la diminution de la surface et de la RMS AP était significative entre  $t_1$  et  $t_2$  ( $p=0.028$  et  $p=0.030$ , respectivement) mais les bénéfices ont disparu à  $t_3$  et  $t_4$  ( $p_s<0.001$ ). Un effet simple de l'âge a été observé pour la vitesse moyenne et la RMS ML ( $p<0.001$  et  $p=0.006$ , respectivement) avec des valeurs plus faibles chez les jeunes adultes. L'analyse indiquait aussi un effet simple du temps pour la RMS ML ( $p<0.001$ ). Quels que soient l'âge et la session, des valeurs plus faibles de la RMS ML ont été trouvées à  $t_2$  ( $p=0.045$ ). Mais les bénéfices disparaissaient immédiatement à  $t_3$  puis à  $t_4$  ( $p_s<0.001$ ) (Figure 29).

#### IV.4.5. Discussion

L'objectif de cette étude était (1) de valider le fait que rester debout ou marcher 5 min avec des semelles à picots améliorerait le contrôle postural chez la personne âgée et les jeunes adultes, et (2) de déterminer les effets de rémanence de ce type de stimulation mécanique. Nos résultats ont montré que les bénéfices observés sur la stabilité posturale des personnes âgées et des jeunes adultes après 5 min de port de semelles à picots disparaissaient immédiatement lorsque ces semelles étaient ôtées, et ce, quelle que soit la session considérée. Cette étude confirme que la stimulation mécanique exercée par les picots en condition statique (session *debout*) ou dynamique (session *marche*) améliore la représentation spatiale de la répartition des pressions sous la sole plantaire et favorise de ce fait un meilleur contrôle postural (Palluel *et al.*, 2008). En effet, les deux populations ont bénéficié de la surface à picots et ont été perturbées lorsque celle-ci a été remplacée par une surface lisse. Cette perturbation s'est traduite par une augmentation de la surface d'oscillations, de la RMS AP et ML. Cette altération de l'équilibre a déjà été observée par Teasdale et collaborateurs lors de la suppression des informations visuelles ou de l'altération de la modalité proprioceptive musculaire (Teasdale & Simoneau, 2001; Teasdale *et al.*, 1991a; Teasdale *et al.*, 1991b). Ces auteurs ont montré que la dégradation de la stabilité posturale observée notamment chez les personnes âgées était certainement liée à un problème de reconfiguration posturale lors de la modification du contexte sensoriel. L'amélioration du maintien postural observé lors de l'enrichissement du contexte sensoriel par les picots suggère qu'il y a eu une augmentation du poids des informations tactiles dans les deux populations après une stimulation mécanique de 5 min. La dégradation de la performance posturale observée lors de la suppression des picots traduit une incapacité du système à réorganiser instantanément la hiérarchie entre les différentes modalités sensorielles.

Les picots semblent donc apporter des informations pertinentes au système contrôlant la posture. Les indices apportés par les semelles lisses n'ont pas été aussi riches que ceux fournis par les semelles à picots. Cela s'est traduit par une dégradation du contrôle postural dès le retrait des picots, dégradation qui s'est confirmée après un repos assis de 5 min. Sachant qu'aucune corrélation n'avait été établie lors de l'étude précédente entre sensibilité cutanée plantaire et stabilité posturale (Palluel *et al.*, 2008), nous en avons conclu, en accord avec Maurer *et al.* (2001), que les mécanorécepteurs cutanés superficiels étaient principalement impliqués dans l'évaluation de la surface de support (structure, dureté) alors que les récepteurs profonds participaient davantage au contrôle continu des déplacements du centre de pression. Cependant, nous pouvons nous demander si rester debout ou marcher

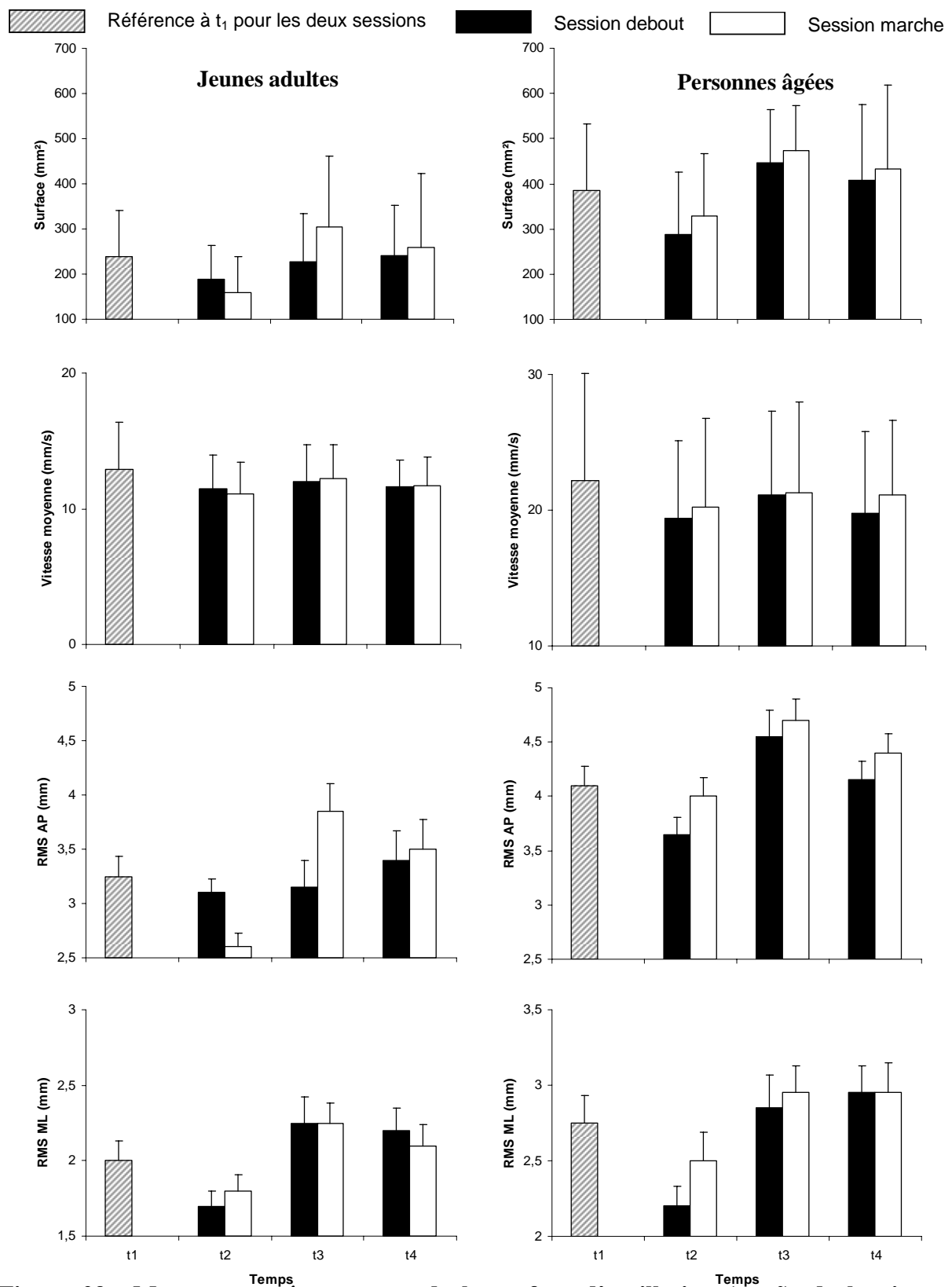
régulièrement mais de façon non permanente avec ce type de semelles pourrait avoir les mêmes effets que les porter continuellement. A notre connaissance, seule une étude s'est intéressée aux effets du port régulier de semelles caractérisées par une élévation du pourtour de la semelle (Maki *et al.*, 2007). De plus, il existe une très grande variation de sensibilité entre les différentes zones de la sole plantaire qui est principalement due à une répartition et une densité inégales des mécanorécepteurs cutanés.

#### **IV.4.6. Limites et perspectives de l'étude**

Les limites sont les mêmes que dans l'étude 1. D'autres travaux nécessitent donc d'être menés pour savoir (1) si une stimulation partielle de la sole plantaire (une stimulation de l'avant-pied, du talon ou de zones bien spécifiques) serait aussi bénéfique que la stimulation de tout le pied, et (2) quel type de stimulation serait le plus approprié étant donné qu'il est difficile de quantifier la raideur des picots utilisés lors de l'étude. En résumé, il serait intéressant de pouvoir évaluer quelles sont les meilleures durées et zones de stimulation ainsi que la quantité et la raideur des picots qui seraient les plus appropriées.

*Les effets bénéfiques observés sur le contrôle postural après 5 min de port de semelles à picots disparaissent immédiatement lorsque ces semelles sont retirées.*





**Figure 29 : Moyennes et écarts-types de la surface d'oscillation (mm<sup>2</sup>), de la vitesse moyenne (mm/s), de la RMS AP et ML (mm) en fonction du temps (immédiatement après avoir chaussé les sandales munies des semelles à picots (t<sub>1</sub>), 5 min après être resté debout (session *debout*) ou avoir marché (session *marche*) avec ces semelles (t<sub>2</sub>), immédiatement après avoir placé les semelles sans picots (t<sub>3</sub>), et après un repos de 5 min en position assise avec les semelles sans picots (t<sub>4</sub>) chez les jeunes adultes et les personnes âgées. Se référer au texte pour connaître les interactions et les effets significatifs.**

### ***IV.5 Etude 3 : Les effets d'une marche de trente minutes avec les semelles à picots sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée chez la personne âgée***

**Mots clés.** Personnes âgées ; stabilité posturale ; stimulation mécanique de la sole plantaire ; semelles à picots ; variabilité interindividuelle

#### Résumé :

**Objectif.** L'objectif de cette étude était de savoir si les effets bénéfiques observés après une stimulation de 5 min avec les semelles à picots étaient retrouvés après une marche de 30 min avec ces mêmes semelles.

**Méthode.** 19 personnes âgées en bonne santé (moyenne d'âge 77,7 ans ; extrêmes 64-88) et 18 jeunes (moyenne d'âge 25,9 ans ; extrêmes 22-32) ont marché 30 min avec les semelles à picots (condition *marche avec picots*). La condition contrôle consistait à marcher 30 min en remplaçant ces semelles par des semelles lisses afin d'éviter le contact direct entre la sole plantaire et les picots (condition *marche sans picots*). Le contrôle postural a été évalué en situation quasi-statique pour chaque condition, immédiatement avant ( $t_0$ ) et après ( $t_{30}$ ) la marche. Nous nous sommes intéressés à la surface de l'ellipse à 90% de confiance et à son pourcentage d'évolution. La sensibilité cutanée plantaire ainsi que le degré de confort des semelles à picots ont été recueillis pour chaque participant.

**Résultats.** L'analyse par K-moyennes révèle deux comportements pour chacune des populations. Le contrôle postural s'améliore avec le port de picots pour certains sujets alors qu'il se dégrade pour d'autres. Aucune corrélation n'a pu être établie entre les performances posturales et la sensibilité cutanée plantaire.

**Conclusion.** L'hétérogénéité du comportement observé dans les deux groupes montre qu'une stimulation de 30 min n'a pas les mêmes effets selon les individus. Cette variabilité interindividuelle n'est pas associée aux performances posturales initiales ou au niveau de sensibilité cutanée plantaire. La détermination d'autres facteurs à l'origine de ces différents comportements pourrait nous permettre d'établir une durée de stimulation optimale pour chaque individu.

### **IV.5.1. Problématique et hypothèses**

Nous avons voulu savoir si les bénéfices d'une activité physique qui ont déjà été observés sur le contrôle postural lors de la marche (Melzer *et al.*, 2003) pouvaient être augmentés par le port de semelles à picots. Seuls Maki *et al.* (2007) ou Perry *et al.* (2008) ont indiqué que le port quotidien de semelles au pourtour surélevé sur une période de 12 semaines améliorait significativement la qualité des régulations posturales lors d'une marche sur surface irrégulière. Nos deux précédentes études ont montré que marcher 5 min avec les semelles à picots avait des effets bénéfiques sur la stabilité posturale des personnes âgées. Cette expérience vise à déterminer :

(1) si les bénéfices observés après 5 min de port de semelles sont identiques pour une stimulation de 30 min ;

(2) si les performances posturales observées après 30 min sont associées à la sensibilité cutanée plantaire et/ou au contrôle postural initial (i.e., avant d'avoir été stimulé par ces semelles).

Nous avons émis l'hypothèse que les semelles à picots amélioreraient la stabilité posturale et que compte tenu des résultats de l'étude 1, cette stabilité ne serait pas corrélée à la sensibilité cutanée plantaire, particulièrement chez la personne âgée.

### **IV.5.2. Population**

19 personnes âgées en bonne santé (4 hommes et 15 femmes ; moyenne d'âge 77,7 ans, extrêmes 64-88 ; taille moyenne 165±3 cm ; poids moyen 70,5±1,4 kg) et 18 jeunes (8 hommes et 10 femmes ; moyenne d'âge 25,9 ans, extrêmes 22-32 ; taille moyenne 172±2 cm ; poids moyen 67,1±1,9 kg) ont participé à cette étude. Toutes les personnes âgées vivaient chez elles. Elles marchaient régulièrement au moins trente minutes trois fois par semaine, n'étaient pas atteintes de maladies neurologiques, n'avaient pas chuté depuis au moins 6 mois, ne présentaient pas de problèmes d'équilibre particuliers et n'étaient pas sous traitement médicamenteux pouvant affecter l'équilibre ou la sensibilité cutanée.

### IV.5.3. Protocole expérimental

Les sujets participèrent à deux sessions d'une heure réalisées à une semaine d'intervalle au moins : une session *marche avec picots* et une session *marche sans picots*.

#### 1. Session *marche avec picots*

Dans cette session, les sujets effectuaient une marche de 30 min avec les sandales équipées de semelles à picots. La marche était réalisée sur terrain plat et à vitesse confortable. La durée de 30 min a été choisie afin de savoir si les bénéfices observés après 5 min de stimulation étaient retrouvés dans le cadre d'une stimulation plus longue.

#### 2. Session *marche sans picots*

Le protocole était identique à celui de la session *marche avec picots* mis à part que les semelles à picots étaient recouvertes de fines semelles lisses de 3 mm d'épaisseur pour garder le même type de chaussage et éviter tout contact direct entre la sole plantaire et les picots.

Les tests de stabilité posturale ont été réalisés sur une plate-forme de force (Equi+, modèle PF01 ; Aix les Bains, France). La fréquence d'échantillonnage de la plate forme était de 64 Hz. La tâche consistait à rester debout le plus immobile possible les **yeux fermés**, les bras le long du corps, avec les talons écartés de 5 cm et un angle de 30° formé par le bord médial des pieds. Dans chaque session, trois essais de 32 s (repos entre les essais : 15 s) étaient réalisés immédiatement après avoir chaussé les sandales munies de semelles à picots ou des semelles sans picots ( $t_0$ ) puis après avoir marché 30 min avec les deux types de semelles ( $t_{30}$ ). La session *marche sans picots* a permis de contrôler que les effets observés n'étaient pas uniquement dus au fait de marcher. Pour minimiser la fatigue occasionnée par la marche (par exemple, augmentation du rythme cardiaque et du rythme respiratoire), une pause de 2 min en position debout était ménagée avant d'effectuer les mesures à  $t_{30}$ .

La sensibilité cutanée plantaire a été évaluée sur les deux soles plantaires et sur quatre zones différentes : le gros orteil, la tête du premier métatarse, la tête du cinquième métatarse et le talon. Un kit de six monofilaments de Semmes-Weinstein (Touch test monofilaments, kit pour pied ; Laboratoire Biomedix, France) a permis de déterminer le seuil de sensibilité à la pression des récepteurs SA I et SA II (disques de Merkel et corpuscules de Ruffini). Les marques utilisées étaient les suivantes : 2,83 ; 3,61 ; 4,31 ; 4,56 ; 5,07 et 6,65. Le test a été réalisé au début de la session *marche avec picots* (avant de chausser les sandales) selon la méthode ascendante et descendante. Les participants avaient les yeux fermés et étaient

informés du début du test ainsi que de la zone testée. Ils signalaient à l'expérimentateur toute stimulation perçue.

### *Variables dépendantes*

Les déplacements du CoP ont été mesurés à travers la surface de l'ellipse à 90% de confiance (en mm<sup>2</sup>) et le pourcentage de différence de la surface évalué à partir du ratio [(sans picots à t<sub>30'</sub> - avec picots à t<sub>30'</sub>)/(avec picots à t<sub>30'</sub> + sans picots à t<sub>30'</sub>)x100] (en %). Ce ratio, inspiré de l'étude de Lacour et al. (1997), nous a permis de comparer la stabilité posturale des personnes âgées et des jeunes adultes et d'étudier l'influence des picots sur cette stabilité. Un ratio négatif ou proche de zéro indique que la surface des oscillations posturales est identique ou plus petite dans la condition *sans picots à t<sub>30'</sub>* comparativement à *avec picots à t<sub>30'</sub>* : les performances posturales sont dans ce cas moins bonnes avec les semelles à picots. Inversement, des valeurs positives reflètent une plus grande surface des oscillations posturales en condition *sans picots à t<sub>30'</sub>* : les performances sont meilleures avec les picots. La surface de l'ellipse à 90% de confiance est une variable très utilisée dans le domaine de la posture (Isableu & Vuillerme, 2006; Lacour *et al.*, 1997; Vuillerme *et al.*, 2007a). Bien qu'elle ne reflète pas entièrement les mécanismes mis en jeu dans la régulation des oscillations, c'est un bon indicateur de la stabilité générale du sujet. Les seuils de perception à la pression (en taille de monofilament) ont été déterminés avant le début de la session avec picots afin de connaître la sensibilité cutanée plantaire initiale des participants. Enfin, nous avons relevé le degré de confort mentionné par les participants à la fin de la marche avec les semelles à picots. Nous leur avons simplement demandé s'ils les trouvaient confortables ou inconfortables.

### *Analyse statistique*

Une Analyse de variance (ANOVA) 2 âges (jeunes et personnes âgées) x 2 sessions (marche avec picots et marche sans picots) x 2 temps (t<sub>0'</sub> et t<sub>30'</sub>) a tout d'abord été utilisée afin de déterminer les effets immédiats et temporaires des semelles à picots lors d'une marche de 30 min avec ces semelles. Un histogramme (Figure 31) rendant compte de la distribution des pourcentages de différence a été élaboré indépendamment pour chaque population en regroupant la moyenne des individus par intervalles de classes de 10%. Les deux distributions ne se sont pas révélées normales. Au contraire, nous avons plutôt obtenu des distributions bi modales, avec des valeurs négatives ou proches de zéro pour le premier sous-groupe et des valeurs positives pour le second. Nous avons effectué une analyse en clusters avec la méthode des K-moyennes pour déterminer si la distribution était vraiment bi modale. Cette méthode

divise une population donnée en clusters et a pour objectif de minimiser la variabilité intra-cluster tout en maximisant la variabilité inter-cluster.

Une autre ANOVA 2 âges (jeunes vs. personnes âgées) x 4 zones plantaires (gros orteil, tête du premier métatarse, tête du cinquième métatarse et talon) a été utilisée pour étudier l'évolution de la sensibilité cutanée plantaire en fonction de l'âge. La moyenne des deux pieds a été utilisée pour chaque zone. Nous avons utilisé le test de Spearman R pour déterminer s'il existait une corrélation entre les performances posturales (exprimées à partir du ratio calculé ci-dessus), le niveau de stabilité posturale initial (surface de l'ellipse à 90% de confiance à  $t_0$ , sans les semelles à picots) et la sensibilité cutanée plantaire mesurée sur les quatre zones de la sole. La p-value a été fixée à  $\alpha=0,05$ .

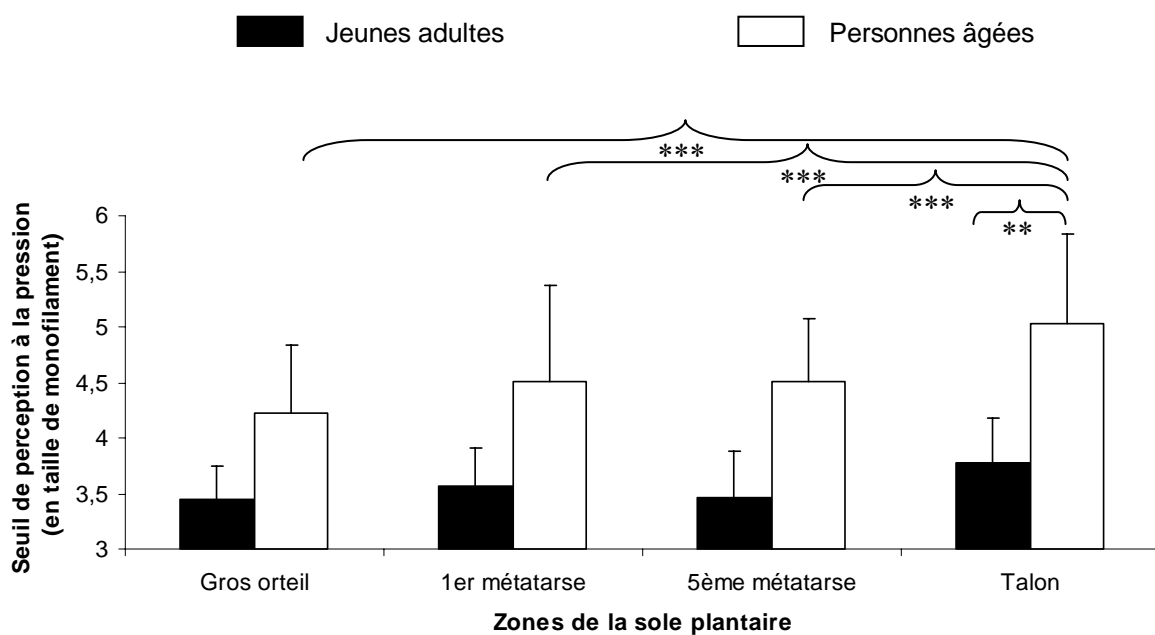
#### IV.5.4. Résultats

*Evolution des performances posturales après une marche de 30 min avec les semelles à picots chez les personnes âgées et les jeunes adultes*

L'ANOVA a seulement indiqué un effet simple de l'âge pour la surface ( $p<0.001$ ). Elle n'a révélé aucun effet immédiat ou temporaire des picots sur le contrôle postural. La Figure 31 représente la distribution des pourcentages de différence pour la surface à partir du ratio  $[(\text{sans picots à } t_{30} - \text{avec picots à } t_{30}) / (\text{avec picots à } t_{30} + \text{sans picots à } t_{30}) \times 100]$  chez les jeunes adultes et les personnes âgées. Une distribution bimodale a été observée, suggérant ainsi que ces deux populations n'étaient pas homogènes. Cette hypothèse a été validée par l'analyse des K-moyennes qui a montré que le groupe des jeunes adultes et celui des personnes âgées pouvaient significativement être divisés chacun en deux sous-groupes ( $p_s<0.001$ ) : un sous-groupe D dont le contrôle postural se dégrade après 30 min de marche avec les picots et un sous-groupe A dont le contrôle postural s'améliore après 30 min de marche avec les picots. Chez les personnes âgées, le sous-groupe D était composé de 7 individus dont le pourcentage moyen de dégradation était de  $-16,24 \pm 6,44\%$ . Le sous-groupe A était formé des 12 autres participants avec un pourcentage moyen d'amélioration de  $14,90 \pm 10,17\%$ . Chez les jeunes, le sous-groupe D était constitué de 11 sujets dont le pourcentage moyen de dégradation était de  $-9,56 \pm 8,86\%$ . Le sous-groupe A comprenait 7 participants avec un pourcentage moyen d'amélioration de  $18,39 \pm 7,68\%$  (Figure 31).

### Evolution de la sensibilité cutanée plantaire avec l'âge

L'interaction âge x zones plantaires s'est révélée significative ( $p=0.016$ ). Aucune différence entre les seuils de perception à la pression n'est apparue entre les jeunes adultes et les personnes âgées pour le gros orteil ( $p=0.31$ ), la tête du premier métatarse ( $p=0.11$ ) et la tête du cinquième métatarse ( $p=0.07$ ). Seul le talon est significativement moins sensible chez la personne âgée ( $p=0.0001$ ). Dans cette population, la zone du talon est d'ailleurs moins sensible que le gros orteil, la tête du premier métatarse et du cinquième métatarse ( $p_s=0.0001$ ).



**Figure 30 : Les seuils de perception à la pression (en taille de monofilament) des quatre zones de la sole plantaire (gros orteil, têtes du premier et cinquième métatarse, talon) pour les jeunes adultes et les personnes âgées (voir Tableau 5 pour connaître la force appliquée par une masse correspondante). Plus le diamètre du monofilament ressenti est petit, plus la sensibilité est bonne. Les valeurs significatives sont reportées (\*\* $p<0.01$  et \*\*\* $p<0.001$ ).**

### Degré de confort des semelles à picots et contrôle postural

16 personnes âgées (84%) et 7 jeunes (39%) ont trouvé ces semelles confortables, 3 personnes âgées (16%) et 11 jeunes (61%) les ont trouvées inconfortables (Tableau 7). Parmi les participants qui ont trouvé ces semelles confortables, 58% des personnes âgées et 17% des jeunes ont amélioré leur contrôle postural alors que 26% des personnes âgées et 22% des

jeunes ont au contraire montré une dégradation de la stabilité posturale. Parmi les participants qui trouvés ces semelles inconfortables, 5% des personnes âgées et 22% des jeunes ont amélioré leur contrôle postural alors que 11% des personnes âgées et 39% des jeunes ont au contraire montré une dégradation de la stabilité posturale.

	Amélioration du contrôle postural	Dégradation du contrôle postural	TOTAL
Confortable	11 personnes âgées (58%) 3 jeunes (17%)	5 personnes âgées (26%) 4 jeunes (22%)	16 personnes âgées (84%) 7 jeunes (39%)
Inconfortable	1 personne âgée (5%) 4 jeunes (22%)	2 personnes âgées (11%) 7 jeunes (39%)	3 personnes âgées (16%) 11 jeunes (61%)
TOTAL	12 personnes âgées (63%) 7 jeunes (39%)	7 personnes âgées (37%) 11 jeunes (61%)	

**Tableau 7 : Classification des participants selon leurs performances posturales (amélioration ou dégradation à  $t_{30'}$  dans la condition avec picots comparativement à  $t_{30'}$  de la condition sans picots) et le degré de confort exprimé sur les semelles à picots (confortable et inconfortable).**

*Corrélation entre les performances posturales, la sensibilité cutanée plantaire et le degré de confort des semelles à picots*

Nous n'avons retrouvé aucune corrélation entre les performances posturales, le niveau de stabilité posturale initial et la sensibilité cutanée plantaire. L'évolution de la surface d'oscillation ne semble donc pas dépendre des performances posturales initiales et de la sensibilité cutanée plantaire.

#### IV.5.5. Discussion

D'après ces résultats, nous pouvons dire que les bénéfices observés après 5 min de stimulation (cf. étude 1) ne sont globalement plus visibles pour une stimulation de 30 min. L'absence d'effet des semelles à picots peut certainement être associée à la variabilité



interindividuelle présente dans les deux groupes. Cette **hétérogénéité des deux populations** a été validée par l'analyse des K-moyennes qui a permis de détecter deux sous-groupes dans chacune des populations : un sous-groupe A dont les performances posturales s'améliorent avec le port de picots et un sous-groupe D pour lequel les performances se dégradent. Les picots ont davantage d'effets bénéfiques chez les personnes âgées (12 sur 19 participants soit 63%) que chez les jeunes adultes (7 sur 18 participants soit 39%) que par les jeunes adultes (7 sur 18 participants soit 16%). La majorité des personnes âgées (58%) qui trouvent ces semelles confortables montrent une amélioration de leur stabilité posturale. Ce pourcentage est beaucoup plus faible chez les jeunes adultes (17%). Ces résultats indiquent que la perception du confort évolue avec l'âge et qu'elle n'est pas forcément synonyme d'amélioration du contrôle postural (5 personnes âgées ont trouvé les semelles confortables et montrent pourtant une augmentation de la surface d'oscillation). Les bénéfices de ces semelles sont plus visibles chez la population de personnes âgées qui présente à l'origine une sensibilité cutanée plantaire significativement moins bonne que celle des jeunes adultes. Néanmoins, aucune corrélation n'a pu être clairement établie entre la sensibilité cutanée plantaire et la stabilité posturale. Cela indique que ce ne sont donc pas forcément les personnes dont la sensibilité est la plus dégradée qui tirent le plus de bénéfices des semelles à picots. Il est possible que l'hétérogénéité des groupes, en particulier celui des personnes âgées, soit associée à des déformations structurelles des pieds qui sont notamment couramment observées chez la personne âgée (Gagey & Weber, 2005; Scott *et al.*, 2007) et qui sont synonymes d'altération de l'équilibre (Gagey & Weber, 2005; Lord *et al.*, 1991; Menz & Morris, 2006a). Elles correspondent par exemple à des déformations du pied (i.e., pieds plats ou pieds creux), à des déformations d'orteils, à la présence de callosités ou d'épines irritatives d'appui plantaire (Gagey & Weber, 2005) qui diminuent la perception à la pression. Sachant que ces déformations peuvent être à l'origine de troubles posturaux, elles mériteraient certainement d'être évaluées par un podologue pour de futures études.

Alors qu'une stimulation de 5 min améliorerait modestement mais de manière significative la stabilité posturale, ces résultats suggèrent qu'une stimulation de 30 min est peut-être trop longue chez certaines personnes pour obtenir des effets bénéfiques et qu'elle engendre sûrement une **saturation** des mécanorécepteurs cutanés chez les individus dont les performances posturales se sont dégradées. La bande passante caractérisant la sensibilité des mécanorécepteurs cutanés aux vibrations est maintenant bien établie (Roll, 1994). En revanche, celle qui reflète la sensibilité des récepteurs aux pressions n'est pas encore clairement définie. Les monofilaments de Semmes-Weinstein sont utilisés pour déterminer le

seuil minimal de perception à la pression des mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente. Ces données permettent de définir la limite inférieure de la bande passante. Il doit aussi exister, de la même manière que pour les vibrations, un **seuil maximal de perception à la pression**. Cette limite maximale pourrait s'exprimer à la fois en terme de pression absolue mais aussi en terme de durée de stimulation. La pression absolue peut être modulée en modifiant les caractéristiques des picots (densité, répartition, hauteur, diamètre). Aucune étude ne s'est intéressée à notre connaissance à ce seuil maximal de perception à la pression. L'hypothèse d'une saturation ou d'une sur activation des mécanorécepteurs cutanés pourrait expliquer en partie la dégradation des performances posturales observées chez certains sujets. Ce phénomène de saturation des mécanorécepteurs a déjà été évoqué par les études de Duarte et Zatsiorsky (1999) lors du maintien prolongé (>30 min) de la station debout.

D'après l'hétérogénéité des comportements que nous avons obtenue, nos résultats suggèrent que la durée de stimulation nécessite d'être adaptée à chaque personne. Une stimulation de 5 min semblait être bénéfique pour l'ensemble des personnes âgées et des jeunes adultes qui ont participé à notre première étude. Nous avons essayé de trouver des facteurs expliquant cette variabilité. Les performances posturales initiales et la sensibilité cutanée plantaire ne sont pas des facteurs permettant de prédire les comportements des personnes âgées et des jeunes adultes face à une stimulation mécanique de 30 min. Une personne âgée qui présente une dégradation de la sensibilité cutanée plantaire ou des performances posturales inférieures aux performances moyennes du groupe n'est pas celle qui bénéficie le plus des semelles à picots. Sachant que les picots stimulent certainement les récepteurs profonds, d'autres études nécessitent d'être menées afin de déterminer : (1) la durée de stimulation optimale pour chaque participant, et (2) s'il existe un lien entre la sensibilité plus profonde et le contrôle postural associé au port de semelles à picots.

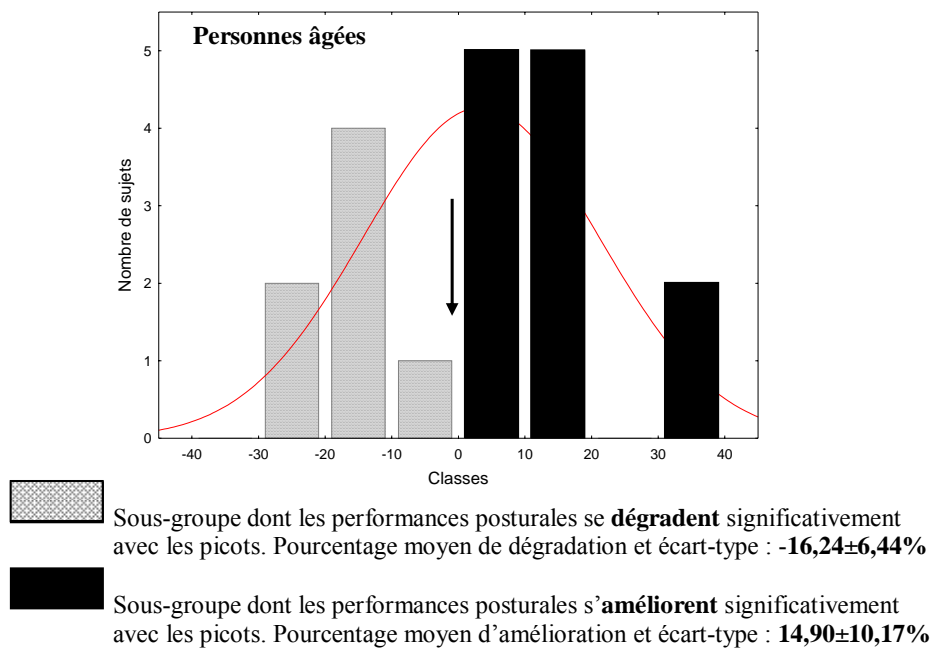
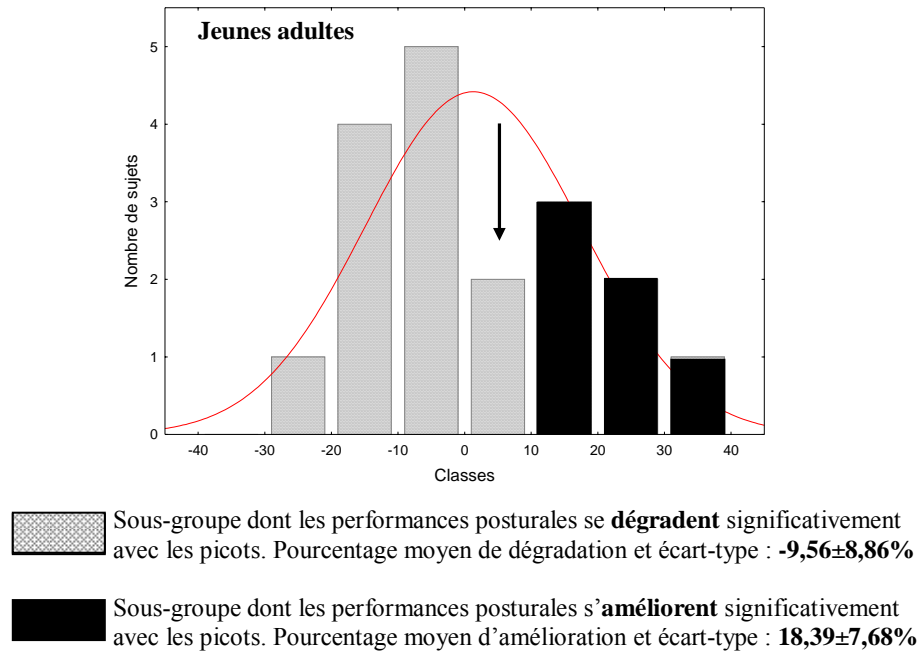
#### **IV.5.6. Limites et perspectives de l'étude**

Les limitations de cette étude ont pour origine la sélection des sujets, la quantification des performances posturales et l'analyse statistique. Malgré une moyenne d'âge plus élevée que dans le groupe de personnes âgées de l'étude 1, aucune perte avancée de sensibilité cutanée plantaire n'a été détectée chez les personnes âgées de cette troisième étude. Cela peut peut-être expliquer une nouvelle fois l'absence de corrélation entre la sensibilité cutanée plantaire et la stabilité posturale qui a pourtant été démontrée de nombreuses fois dans la littérature (Eils *et al.*, 2002; Menz *et al.*, 2005b; Meyer *et al.*, 2004a). Il faudrait pouvoir

évaluer des personnes âgées présentant une dégradation importante de cette sensibilité comme par exemple des personnes âgées atteintes de neuropathie diabétique. Il se peut aussi que le kit pied de six monofilaments ne soit pas assez précis pour quantifier la sensibilité cutanée plantaire. C'est certainement pour cela que certains auteurs utilisent le kit de 20 monofilaments (Dhruv *et al.*, 2002; Eils *et al.*, 2002). Une évaluation clinique des caractéristiques structurelles du pied permettrait sans doute d'expliquer l'hétérogénéité des réponses posturales, particulièrement chez la personne âgée. En effet, nous savons que certains facteurs comme la déformation des orteils ou de la voûte plantaire, la mobilité articulaire, la présence de callosités ou de douleurs sont à l'origine d'une modification de la distribution des pressions lors de la station debout (Gagey & Weber, 2005) ou de la marche (Menz & Morris, 2006a).

Les réponses posturales ont uniquement été enregistrées en condition quasi-statique. Seule la surface a été retenue pour l'analyse en clusters. Bien que ces mesures donnent des informations essentielles sur les stratégies d'équilibre, elles n'indiquent rien sur les régulations déclenchées lors de perturbations posturales. Enfin, d'autres expériences visant à augmenter l'échantillon nécessitent d'être menées afin d'évaluer la généralisation de nos résultats. Il serait aussi sûrement très intéressant de tester une nouvelle fois les personnes qui ont présenté une dégradation de la stabilité posturale en reprenant le protocole de l'étude 1 (stimulation de 5 min). En effet, si un même individu améliore son contrôle postural au bout de 5 min, nous pouvons penser que la durée de stimulation de 30 min est trop longue. En revanche, si cette dégradation persiste lors d'une stimulation de 5 min, cela indique peut-être qu'il ne tire aucun bénéfice des semelles à picots.

*Une stimulation mécanique exercée sur la sole plantaire lors d'une marche de 30 min avec les semelles à picots a révélé une hétérogénéité des réponses posturales face à cette stimulation. Certains sujets jeunes et âgés ont bénéficié du port de semelles à picots. D'autres ont démontré une dégradation de leur stabilité posturale. Cette variabilité interindividuelle ne dépend ni de la sensibilité cutanée plantaire, ni des performances posturales initiales des sujets.*



**Figure 31 : Histogrammes rendant compte de la distribution des pourcentages de différence pour la surface à partir du ratio  $[(\text{sans picots à } t_{30'} - \text{avec picots à } t_{30'}) / (\text{avec picots à } t_{30'} + \text{sans picots à } t_{30'}) \times 100]$ . L'histogramme du haut montre la distribution pour les jeunes adultes et celui du bas la distribution chez les personnes âgées (la courbe de distribution normale dessinée en rouge montre bien que la distribution est plutôt bi modale). Les deux populations sont significativement divisées en deux sous-groupes (voir les flèches). Les sujets représentés en gris sont ceux pour qui le contrôle postural se dégrade avec les picots, ceux représentés en noir sont ceux pour qui le contrôle postural s'améliore avec les picots.**

#### ***IV.6 Etude 4 : Les effets immédiats et temporaires du port de semelles à picots sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée chez la personne âgée atteinte de neuropathie diabétique***

**Mots clés.** Personnes âgées diabétiques ; neuropathie périphérique ; stabilité posturale ; stimulation mécanique de la sole plantaire ; semelles à picots ; sensibilité vibrotactile

Résumé :

**Objectif.** Les problèmes d'équilibre sont souvent associés à une perte de sensibilité cutanée plantaire. L'objectif de cette étude était de savoir si une surface de support munie de picots pouvait améliorer la stabilité posturale de personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique.

**Méthode.** 9 personnes âgées en bonne santé (moyenne d'âge = 69,9 ans ; extrêmes 62-81 ans) et 9 personnes âgées diabétiques et atteintes d'une neuropathie (moyenne d'âge = 67,8 ans ; extrêmes 56-82 ans) ont participé à ce protocole. Elles devaient rester debout (session *debout*) ou marcher (session *marche*) pendant 5 min avec des sandales munies de semelles à picots (condition *avec picots*). Les deux sessions comprenaient aussi une condition sans picots dans laquelle les participants restaient debout ou marchaient 5 min sans ces semelles (condition *sans picots*). Dans chaque condition, le contrôle postural a été évalué en situation quasi-statique (1) immédiatement après avoir mis les sandales équipées ou non des semelles à picots, et (2) après être resté debout ou avoir marché pendant 5 min avec ces sandales. Les variables posturales étaient la surface de l'ellipse à 90% de confiance, la vitesse moyenne, la root mean square (RMS) et la fréquence moyenne (FMoy) sur les axes antéropostérieur et médio latéral. La sensibilité vibrotactile a été évaluée grâce aux monofilaments de Semmes-Weinstein et à un générateur de vibrations, le vibradol<sup>TM</sup>.

**Résultats.** Bien qu'aucun effet immédiat des semelles à picots n'ait été retrouvé, les résultats indiquent que rester debout 5 min avec ce type de semelles améliore la stabilité posturale des personnes âgées saines et diabétiques.

**Conclusion.** Ces premiers résultats montrent que le port de semelles à picots peut contribuer, au moins de façon temporaire, à l'amélioration du contrôle postural chez les personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique. Les récepteurs à adaptation rapide semblent être stimulés par les picots. D'autres études sont nécessaires afin de généraliser ces résultats sur une population plus importante.

### IV.6.1. Problématique et hypothèses

Le vieillissement est associé à une dégradation de la sensibilité cutanée plantaire qui est en partie à l'origine de l'altération de la stabilité posturale et de l'augmentation du risque de chute chez le sujet âgé. Les personnes atteintes d'une neuropathie diabétique (ND) présentent une perte de la sensibilité cutanée plantaire très importante qui explique pourquoi leurs performances posturales sont moins bonnes que celles de sujets sains (S) (Lafond *et al.*, 2004b; Simmons *et al.*, 1997b). Le problème de la chute se pose donc particulièrement pour cette pathologie. Sachant que les semelles à picots stimulent à la fois les récepteurs superficiels et profonds (Palluel *et al.*, 2008), nous avons voulu savoir si les personnes ND pouvaient bénéficier, comme les personnes S, des semelles à picots. L'expérience visait à déterminer :

- (1) les effets immédiats et temporaires du port de ces semelles chez les personnes ND ;
- (2) si ces effets étaient identiques lorsque le sujet restait debout ou marchait pendant 5 min avec ces semelles ;
- (3) si les bénéfices étaient plus prononcés chez les sujets ND.

Nous avons émis l'hypothèse que les semelles à picots pouvaient aussi améliorer la stabilité posturale des personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique.

### IV.6.2. Population

9 personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique (moyenne d'âge : 67,8 ans ; 56-82 ans) et 9 personnes âgées saines (moyenne d'âge : 69,9 ans ; 62-81) ont participé au protocole. Un participant était atteint du diabète de type 1 (ou insulino-dépendant) et les huit autres participants étaient atteints d'un diabète du type 2 (ou non insulino-dépendant). Les sujets diabétiques neuropathiques (ND) ont été recrutés dans un cabinet d'orthopédie et ont été appariés avec les sujets sains (S) suivant l'âge car ce facteur influence la stabilité posturale. Tous les individus vivaient chez eux, n'avaient pas chuté depuis au moins 6 mois, ne présentaient pas de problèmes d'équilibre particuliers, n'avaient pas de plaies au niveau de la sole plantaire et n'avaient subi aucune amputation.

### IV.6.3. Protocole expérimental

Le protocole expérimental est identique à celui de l'étude 1 excepté que la sensibilité plantaire a été testée uniquement au début de l'expérience, c'est-à-dire avant le port des sandales. Nous avons aussi effectué une mesure de la sensibilité aux vibrations en début d'expérience grâce à l'appareil Vibradol<sup>TM</sup>. Les vibrations appliquées avaient pour fréquence 100 Hz et pour amplitude 1 mm. Cette sensibilité a été évaluée sur les deux soles plantaires et sur quatre zones différentes : le gros orteil, la tête du premier métatarse, la tête du cinquième métatarse et le talon. Elle nous a permis de déterminer si les récepteurs FA I et FA II (corpuscules de Meissner et de Pacini) répondaient à ce type de stimulation. L'objectif de cette mesure n'était pas d'évaluer le seuil de perception aux vibrations mais plutôt de savoir si les sujets ressentaient la stimulation d'amplitude 1 mm qui marque la présence de la sensibilité aux vibrations (Spicher, 2003) comme le monofilament 5,07 qui, s'il n'est pas ressenti, caractérise une perte totale de la sensibilité aux pressions. Les participants avaient les yeux fermés et étaient informés du début du test ainsi que de la zone testée : ils signalaient à l'expérimentateur toute stimulation perçue.

#### *Variables dépendantes*

Les déplacements du CoP ont été mesurés à travers différentes variables dépendantes : la surface de l'ellipse à 90% de confiance (en mm<sup>2</sup>), la vitesse moyenne (en mm.s<sup>-1</sup>), la root mean square (RMS en mm) et la fréquence moyenne (Fmoy en Hz) sur les axes AP et ML. Les seuils de perception à la pression (en taille de monofilament) ont été utilisés afin de déterminer la sensibilité cutanée plantaire superficielle. L'appareil Vibradol<sup>TM</sup> nous a permis de vérifier si les participants, notamment les personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique, ressentaient les vibrations ayant une fréquence prédéterminée de 100 Hz et une amplitude de 1 mm.

#### *Analyse statistique*

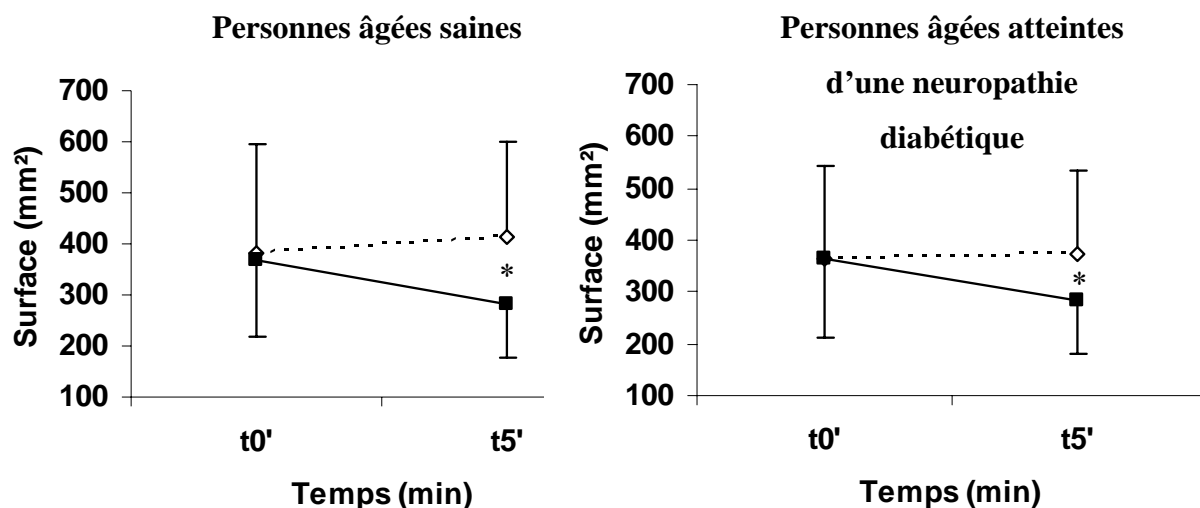
Une Analyse de variance (ANOVA) 2 groupes (personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique et personnes âgées saines) x 2 sessions (debout et marche) x 2 conditions (avec et sans picots) x 2 temps (t<sub>0</sub> et t<sub>5</sub>) a été utilisée afin de 1) déterminer les effets immédiats et temporaires des semelles à picots, 2) comparer ces effets entre une stimulation statique (session *debout*) et dynamique (session *marche*), et 3) voir si les picots ont des effets chez des personnes âgées présentant une disparition de la sensibilité tactile

plantaire. Des analyses post-hoc (Tukey HSD) étaient réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. La p-value a été fixée à  $\alpha=0,05$ .

#### IV.6.4. Résultats

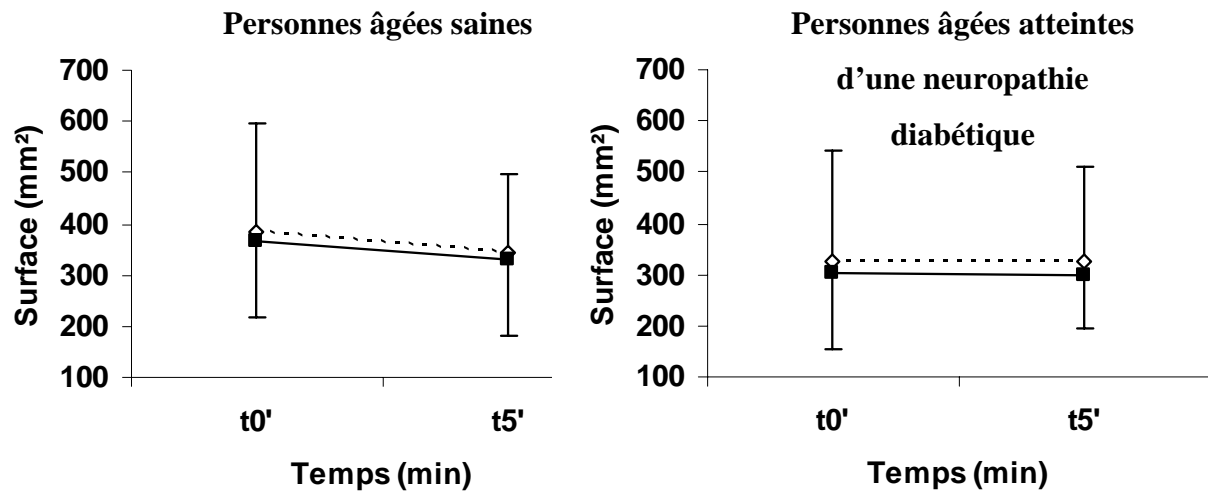
Les personnes ND ne ressentait pas le monofilament 5,07 ce qui indique une disparition totale de la sensibilité des mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente. Les personnes âgées saines présentaient une bonne sensibilité (moyenne  $4,57\pm 0,18$  en taille de monofilament). Tous les participants ont détecté les vibrations d'amplitude 1 mm. Ils présentaient donc au moins tous un début de sensibilité aux vibrations et donc de sensibilité des mécanorécepteurs cutanés à adaptation rapide.

Seule l'interaction session x condition x temps s'est révélée significative pour la surface ( $p=0.045$ ). L'analyse post hoc indique que la surface d'oscillation est significativement plus faible à  $t_5$  en condition *avec picots* que à  $t_5$  de la condition *sans picots* chez les personnes âgées ND et S, dans la session *debout* uniquement ( $p=0.001$ ) (Figure 32 et Figure 33). Contrairement aux résultats de l'étude 1, aucun effet n'a été retrouvé pour la vitesse moyenne, la RMS AP et ML ainsi que la Fmoy AP et ML.



**Figure 32 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *debout*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface chez les personnes âgées saines et les personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique, respectivement (moyennes et écart-types). Les différences significatives sont reportées (\* $p<0.05$ ).**





**Figure 33 :** Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *marche*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface chez les personnes âgées saines et les personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique, respectivement (moyennes et écart-types). Les différences significatives sont reportées (\* $p < 0.05$ ).

#### IV.6.5. Discussion

Ces résultats montrent que le port de semelles à picots peut contribuer, de façon temporaire, à l'amélioration de la stabilité quasi statique chez les personnes âgées diabétiques manifestant une perte totale de la sensibilité des mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente. La sensibilité des mécanorécepteurs cutanés à adaptation rapide était présente chez tous les participants. Aucun effet n'est apparu immédiatement après avoir chaussé les sandales munies de semelles à picots. Mais une stimulation en restant debout 5 min avec ces semelles est associée à une diminution quasi identique de la surface d'oscillations dans les deux populations ND et S. Malgré l'absence de sensibilité des récepteurs à adaptation lente, les personnes ND semblent pouvoir elles aussi bénéficier de la stimulation mécanique exercée par les picots. Nous avons suggéré lors de l'étude 1 que les picots stimulent les récepteurs profonds qui sont, rappelons-le, impliqués dans le contrôle continu des déplacements du CoP (Maurer *et al.*, 2001). Des vibrations d'une fréquence de 100 Hz stimulent essentiellement les récepteurs à adaptation rapide (Perry, 2006). Les résultats de l'étude 4 nous permettent d'être plus précis en indiquant que, compte tenu de l'absence de sensibilité des mécanorécepteurs à adaptation lente chez les ND, les mécanorécepteurs cutanés à adaptation rapide sont certainement stimulés par les picots. Ils jouent donc un rôle très important dans le maintien postural. Sachant que les effets sont identiques dans les deux populations, deux interprétations

peuvent être émises quant à l'implication des récepteurs à adaptation lente : (1) ils ne sont pas significativement impliqués dans le contrôle postural ou (2) il existe chez les ND un phénomène de compensation par les récepteurs à adaptation lente ou par d'autres récepteurs, notamment proprioceptifs.

Les personnes ND présentent généralement une dégradation de la stabilité posturale qui a pour origine une détérioration de l'activité neuromusculaire au niveau de l'articulation de la cheville. C'est le contrôle postural en ML qui est le plus affecté (Lafond *et al.*, 2004b). Sachant que la stabilité posturale est altérée en présence d'une neuropathie, les semelles à picots pourraient constituer une piste pour réduire les effets de cette pathologie. Il serait intéressant de savoir si une stimulation mécanique de ce type permettrait de redonner du poids sensoriel à la modalité tactile plantaire et inciter ainsi le système nerveux central à ne plus omettre ces informations.

#### **IV.6.6. Limites et perspectives de l'étude**

Les limitations de cette étude ont pour origine le nombre de sujets, la quantification des performances posturales et de la sensibilité aux vibrations et l'analyse statistique. La population étudiée nécessite d'être complétée par d'autres sujets DN afin de pouvoir vérifier ces premiers résultats, de les généraliser et de déterminer si les bénéfices sont plus marqués chez les personnes ND que chez les personnes saines. L'absence d'effets observée pour la vitesse moyenne, la RMS et la Fmoy en ML et AP est certainement associée à la taille de notre échantillon.

Une évaluation plus précise de la sensibilité profonde serait intéressante pour déterminer plus exactement leur degré de sensibilité et voir ainsi s'il existe une corrélation entre cette sensibilité et la stabilité posturale. Etant donné que le Vibradol<sup>TM</sup> est un générateur de vibrations à amplitude variable, cet appareil aurait pu nous permettre de quantifier précisément la sensibilité à des vibrations de 100 Hz. Nous avons commencé ces mesures mais elles se sont révélées très imprécises car le ressenti des sujets variait beaucoup pour une même stimulation.

Les réponses posturales ont été enregistrées en condition quasi-statique uniquement. Bien que ces mesures fournissent des informations essentielles sur les stratégies d'équilibre, elles n'indiquent rien sur les régulations déclenchées lors de perturbations posturales. L'utilisation d'une plate-forme instable permettrait de savoir si les picots facilitent la récupération d'un déséquilibre. De plus, il nous reste à déterminer si les effets persistent lorsque 1) la vision est disponible, et 2) ces semelles sont intégrées à des chaussures,

particulièrement en condition *marche*. Enfin, la méthode statistique se base sur des comparaisons multiples faites à partir d'un échantillon relativement faible. Cela augmente le risque de première espèce.

*D'après ces premiers résultats, le port de picots s'est aussi révélé bénéfique chez les personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique lors d'une stimulation de 5 min.*

## ***IV.7 Expérience complémentaire 1 : La stimulation totale ou partielle de la sole plantaire ?***

### **IV.7.1. Problématique et hypothèses**

Dans notre étude 3, nous avons émis l'hypothèse qu'une saturation des mécanorécepteurs cutanés pouvait être à l'origine de la dégradation des performances posturales observées chez certains individus. Les causes de cette saturation sont sûrement associées à la durée de stimulation et/ou à la répartition des pressions et donc à la densité et à la localisation des picots présents sous la sole plantaire. L'objectif de cette étude complémentaire était de comparer les effets d'une stimulation totale vs d'une stimulation partielle de la sole plantaire par le port de semelles à picots. Demanze et al. (2004) ont montré qu'un massage isolé des orteils n'avait pas d'effet sur le maintien postural. Selon ces auteurs, la stimulation ne devait pas être suffisamment étendue ou forte pour pouvoir être prise en compte par le système nerveux central. En revanche, Maki et al. (1999) ont indiqué qu'une stimulation mécanique réalisée à partir d'une surélévation du pourtour du pied améliorerait les régulations posturales en réponse à des translations de plate-forme. Sachant que les effets exercés par les picots se sont révélés modestes dans l'étude 1, nous avons émis l'hypothèse que les bénéfices observés lors de notre première expérience ne seraient plus présents lors d'une stimulation partielle de la sole plantaire.

### **IV.7.2. Population**

4 personnes âgées en bonne santé (1 homme et 3 femmes ; moyenne d'âge 64,1 ans, extrêmes 62-69 ; taille moyenne  $164 \pm 5$  cm ; poids moyen  $74,2 \pm 3,4$  kg) ont participé à cette expérience. Ces quatre personnes avaient participé à la première étude et ont été sélectionnées car une stimulation de 5 min lors de la session *debout* entraînait chez elles une amélioration générale de la surface et de la vitesse d'oscillation d'au moins 10%.

### **IV.7.3. Protocole expérimental**

Nous avons réutilisé certaines performances posturales enregistrées lors de l'étude 1 et nous avons complété ces données en appliquant une stimulation mécanique partielle soit au

niveau de l'avant-pied (condition *avec picots avant-pied*), soit au niveau de l'arrière et du médio-pied (condition *avec picots talon*).

Les tests de stabilité posturale étaient identiques à ceux de l'étude 1. Dans chaque session (*debout* ou *marche*), trois essais de 32 s (repos entre les essais : 15 s) étaient réalisés dans cinq conditions :

1. condition 1 : performances initiales des sujets à  $t_0$  (condition *sans picots*, mesure à  $t_0$ ).
  2. condition 2 : pas de stimulation de la sole plantaire par les picots pendant 5 min (condition *sans picots*, mesure à  $t_5$ ).
  3. condition 3 : stimulation **totale** de la sole plantaire avec les picots pendant 5 min (condition *avec picots*, mesure à  $t_5$ ).
  4. condition 4 : stimulation **partielle** de la sole plantaire, sous l'avant-pied avec les picots pendant 5 min (condition *avec picots avant-pied*, mesure à  $t_5$ ).
  5. condition 5 : stimulation **partielle** de la sole plantaire, sous l'arrière et le médio-pied pendant 5 min (condition *avec picots talon*, mesure à  $t_5$ ).
- Performances enregistrées lors de l'étude 1*

L'ordre des conditions était contrebalancé entre les sujets. Dans la condition *sans picots* (à  $t_0$  ou  $t_5$ ), de fines semelles lisses étaient placées au-dessus des semelles à picots afin de garder le même type de sandales et d'éviter le contact direct entre les picots et la sole plantaire. Lors de la stimulation partielle de la sole plantaire, la zone non stimulée reposait sur un morceau de semelle lisse qui recouvrait les picots au niveau de l'avant-pied pour la condition *avec picots talon* et au niveau du médio et de l'arrière-pied pour la condition *avec picots avant-pied*.

#### *Variables dépendantes*

Les déplacements du CoP ont été mesurés à travers la surface de l'ellipse à 90% de confiance ( $\text{mm}^2$ ) et la vitesse moyenne ( $\text{mm/s}$ ).

### *Analyse statistique*

Compte tenu de l'effectif réduit, aucun test statistique n'a été réalisé. Nous avons simplement fait une étude de cas en essayant d'en dégager les comportements globaux.

#### **IV.7.4. Résultats**

Les figures ci-dessous (Figure 34 et Figure 35) montrent que la surface ou la vitesse moyenne sont en général plus faibles lors d'une stimulation **totale** de la sole plantaire (condition 3) par rapport à une stimulation **partielle** de l'avant-pied (condition 4) ou du médio et de l'arrière-pied (condition 5). Même si une amélioration du contrôle postural peut-être observée en conditions 4 et 5 pour le sujet 4 par exemple, il semblerait qu'une stimulation totale de la sole plantaire soit plus bénéfique qu'une stimulation partielle aussi bien dans la session *debout* que la session *marche*.

#### **IV.7.5. Discussion**

D'après les observations faites chez quatre personnes âgées, une meilleure stabilité posturale est observée lors d'une stimulation totale de la sole plantaire pendant 5 min (condition 3). Il semble néanmoins que le sujet 4 a aussi bénéficié d'une stimulation partielle de la sole plantaire (conditions 4 et 5). Bien que les performances posturales soient inférieures à celles de la condition 3, nous observons une diminution de la surface dans les conditions 4 et 5 ainsi que de la vitesse moyenne dans la condition 5 pour les sessions *debout* et *marche*. Ces premières observations indiquent qu'un enrichissement sensoriel de la totalité de la sole plantaire favorise une meilleure stabilité posturale. Plus la stimulation est étendue, plus le contrôle postural sera performant. Ces résultats sont certainement associés à la distribution des mécanorécepteurs cutanés car l'innervation est différente selon la zone du pied (Kennedy & Inglis, 2002).

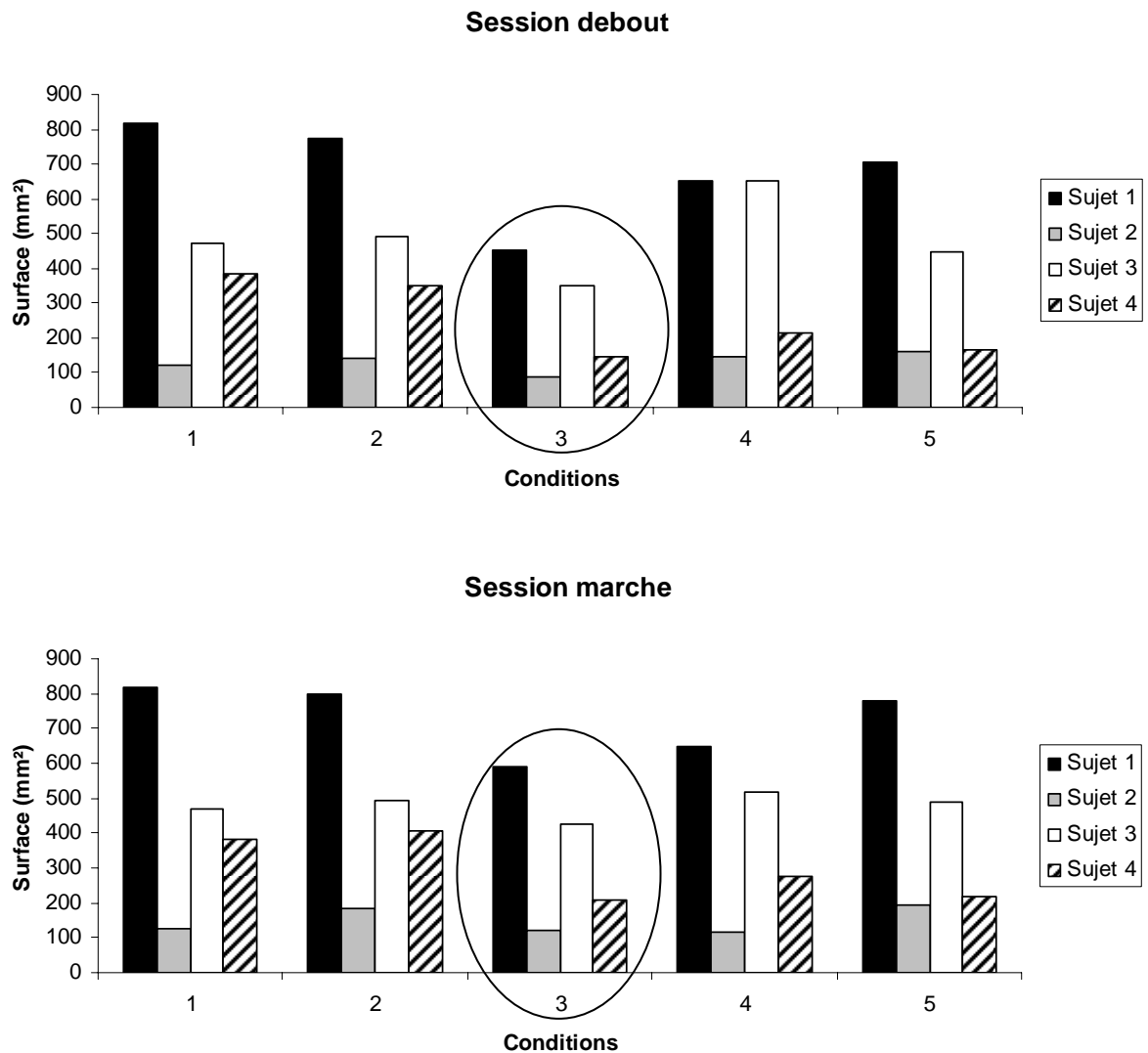
Nous avons émis l'hypothèse d'une saturation des mécanorécepteurs cutanés lors d'une stimulation de 30 min avec les semelles à picots (cf. Etude 3). Nous pouvons par conséquent nous demander si une stimulation partielle de la sole plantaire ne serait pas plus bénéfique dans le cas d'une stimulation supérieure à 5 min. Maki et al. (1999) ont déjà démontré qu'une stimulation partielle consistant à surélever le pourtour du pied par un tube en élastomère réduisait le nombre de pas de rattrapage lors de perturbations posturales. D'après

ces auteurs, ce tube accentue les sensations issues du pourtour du pied et favorise la représentation des limites de stabilité par le système nerveux central. Il reste à déterminer si la stimulation précise de certaines zones comme le contour du pied ou les zones d'appui (le gros orteil, la tête du premier et du cinquième métatarse et le talon) ne permettrait finalement pas de retrouver les bénéfices obtenus lors d'une stimulation totale tout en réduisant ou supprimant le phénomène de saturation des mécanorécepteurs cutanés.

#### **IV.7.6. Limites et perspectives de l'étude**

Outre la nécessité d'augmenter notre échantillon, cette étude complémentaire montre qu'un compromis doit être trouvé afin de stimuler de façon optimale la sole plantaire. Ce compromis nécessite une prise en compte de la durée de stimulation, de l'inégale répartition des mécanorécepteurs cutanés et des problèmes de saturation retrouvés lors d'une stimulation prolongée de 30 min. Même si nous savons qu'une stimulation totale du pied semble être la plus efficace lors d'une stimulation de 5 min, il reste à déterminer quelle est la meilleure zone de stimulation pour une durée de stimulation supérieure. Si nous reprenons l'idée de Maki et al. (1999), la présence de picots serait peut-être suffisante sur le pourtour du pied pour favoriser la représentation des limites de stabilité par le système nerveux central. Elle serait aussi peut-être simplement utile au niveau (1) des principaux points d'appui que sont le gros orteil, la tête du premier et du cinquième métatarse et le talon, ou (2) des zones les plus sensibles de la sole plantaire.

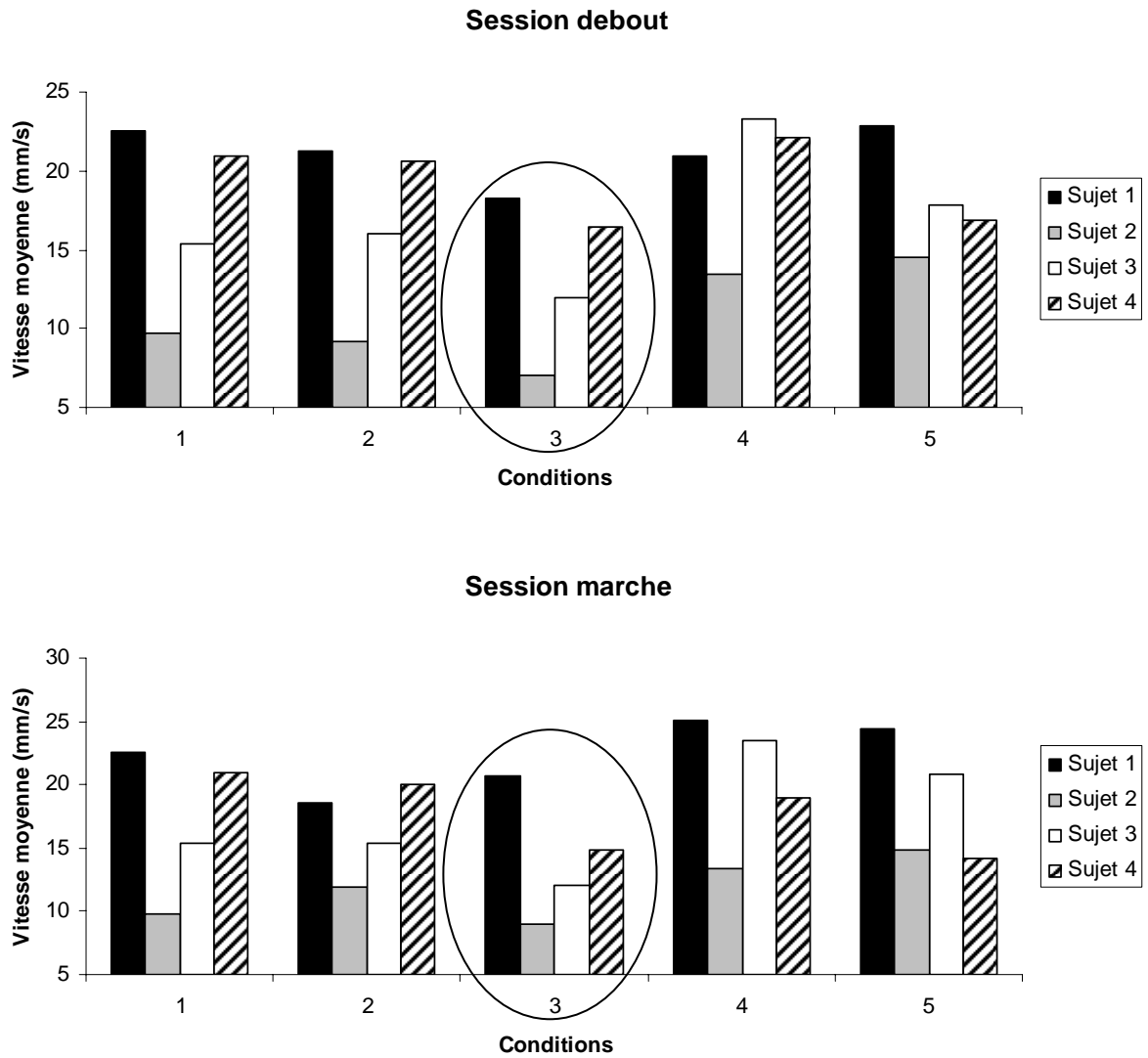
*Lors d'une stimulation de 5 min, les bénéfices observés sur la stabilité posturale sont plus prononcés si toute la sole plantaire est stimulée.*



**Figure 34 :** Les effets temporaires (5 min) d'une stimulation totale (condition 3) ou partielle (conditions 4 et 5) de la sole plantaire par le port de semelles à picots sur la surface d'oscillation de quatre sujets âgés dans les sessions *debout* (graphique du haut) et *marche* (graphique du bas). Les conditions 1 et 2 représentent les performances posturales mesurées à  $t_0$  et  $t_5$ , sans les picots.

○ Condition où l'on observe dans l'ensemble les meilleures performances posturales





**Figure 35 : Les effets temporaires (5 min) d'une stimulation totale (condition 3) ou partielle (conditions 4 et 5) de la sole plantaire par le port de semelles à picots sur la vitesse moyenne d'oscillation de quatre sujets âgés dans les sessions *debout* (graphique du haut) et *marche* (graphique du bas). Les conditions 1 et 2 représentent les performances posturales mesurées à  $t_0$  et  $t_5$  sans les picots.**

○ Condition où l'on observe dans l'ensemble les meilleures performances posturales

## ***IV.8 Expérience complémentaire 2 : La modification des caractéristiques des picots***

### **IV.8.1. Problématique et hypothèses**

En modifiant la répartition des pressions sous le pied à l'aide de billes de plomb distantes de 1 à 2 cm, Okubo et Watanabe (1980) ou Watanabe et Okubo (1981) montrèrent que plus les billes étaient rapprochées, plus la stabilité posturale s'améliorait. Nous avons donc voulu savoir si une modification des caractéristiques des picots utilisés jusque là dans toutes nos études pouvait avoir des effets sur le contrôle postural. Certains participants avaient reporté lors de l'étude 3 (marche de 30 min) un certain inconfort des semelles à picots Arena®. Nous avons donc recherché un matériau pouvant minimiser cette contrainte. Les picots ont été remplacés par des caoutchoucs amortisseurs GPI® commercialisés avant tout comme des patins anti-vibration pour appareils hifi. L'expérience visait à déterminer :

- (1) les effets immédiats et temporaires du port de ces semelles munies de reliefs en caoutchouc ;
- (2) si ces effets étaient identiques lorsque le sujet restait debout ou marchait avec ces semelles.

Nous avons émis l'hypothèse que les semelles munies de reliefs en caoutchouc pouvaient aussi améliorer la stabilité posturale chez la personne âgée sans engendrer de sensation d'inconfort en cas de marche prolongée.

### **IV.8.2. Population**

8 personnes âgées en bonne santé (4 hommes et 4 femmes ; moyenne d'âge 73,2 ans, extrêmes 62-87 ; taille moyenne  $164 \pm 3$  cm ; poids moyen  $71,5 \pm 3,4$  kg) ont participé à cette étude. Ces personnes vivaient chez elles, n'étaient pas atteintes de maladies neurologiques, n'avaient pas chuté depuis au moins 6 mois, ne présentaient pas de problèmes d'équilibre particuliers et n'étaient pas sous traitement médicamenteux pouvant affecter l'équilibre ou la sensibilité cutanée.

### IV.8.3. Protocole expérimental

Le protocole expérimental est identique à celui de l'étude 1. Seules les caractéristiques des semelles à picots ont été modifiées. Nous avons créé le prototype ci-dessous (Figure 36). Les semelles étaient recouvertes de petits caoutchoucs distribués uniformément sous le pied (densité : environ 1 caoutchouc/cm<sup>2</sup> ; hauteur des caoutchoucs : 2 mm ; diamètre des caoutchoucs : 8 mm). La dureté du matériau était de 8 shore A (la mesure a été réalisée à l'aide d'un duromètre TECLOCK, GS Series, Nagano, Japan). Ces semelles munies de reliefs en caoutchouc ont remplacé les semelles à picots de la sandale Arena®. Afin de garder le même type de chaussage, elles étaient placées directement au-dessus des semelles Arena® lors de la condition *avec caoutchoucs*. Des semelles lisses étaient utilisées dans la condition *sans caoutchoucs*. Nous avons choisi ces reliefs en caoutchouc afin de stimuler la sole plantaire tout en garantissant un certain confort pour les sujets. En effet, des matériaux plus durs avaient été testés auparavant (sans la réalisation de tests de stabilométrie) et s'étaient révélés inconfortables pour la majorité des participants après moins de 5 minutes de stimulation aussi bien en restant debout qu'en marchant avec.



**Figure 36 : Semelles munies de reliefs en caoutchouc et utilisées lors de cette étude.**

#### *Variables dépendantes*

Les déplacements du CoP ont été mesurés à travers différentes variables dépendantes : la vitesse moyenne (en mm.s<sup>-1</sup>), la root mean square (RMS en mm), la fréquence moyenne (Fmoy en Hz) sur les axes AP et ML et la surface de l'ellipse à 90% de confiance (en mm<sup>2</sup>).

#### *Analyse statistique*

Une Analyse de variance (ANOVA) 2 âges (jeunes et personnes âgées) x 2 sessions (debout et marche) x 2 conditions (avec et sans caoutchouc) x 2 temps (t<sub>0</sub> et t<sub>5</sub>) a été réalisée

afin de 1) déterminer les effets immédiats et temporaires des semelles munies de reliefs en caoutchouc, et 2) comparer ces effets entre une stimulation statique (session *debout*) et dynamique (session *marche*). Des analyses post-hoc (Tukey HSD) étaient réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. La p-value a été fixée à  $\alpha=0,05$ .

#### IV.8.4. Résultats

Aucun effet n'a été retrouvé au niveau de la surface d'oscillation, de la vitesse moyenne, de la RMS ML, de la Fmoy AP et AP. Seul un effet simple des reliefs en caoutchouc s'est révélé significatif pour la RMS AP ( $p=0.033$ ). La RMS AP était plus élevée dans la condition *avec caoutchoucs* (Figure 37).

#### IV.8.5. Discussion

L'objectif de cette étude était de caractériser les régulations posturales obtenues lors d'une stimulation mécanique réalisée à partir de semelles munies de reliefs en caoutchouc. Compte tenu des caractéristiques des caoutchoucs en termes de dureté du matériau, de distribution, de densité, de hauteur et de diamètre, la répartition des pressions produites par les caoutchoucs était différente de celle engendrée par les picots de la marque Arena®. Contrairement aux picots, les caoutchoucs n'ont pas significativement amélioré le contrôle postural des personnes âgées. Ces reliefs sont même associés à une augmentation de la RMS AP, ce qui suggère une dégradation de la stabilité posturale dans le plan antéro-postérieur. La dureté des caoutchoucs peut en partie permettre d'expliquer ce résultat. Le matériau était relativement mou et pouvait finalement s'apparenter à de la mousse. De nombreuses études ont indiqué qu'un support en mousse était souvent synonyme de dégradation du maintien postural chez la personne âgée (Lord *et al.*, 1991; Teasdale *et al.*, 1991a). Ce type de surface perturbe les informations proprioceptives provenant des chevilles ainsi que les afférences tactiles plantaires de la sole plantaire. Un matériau plus dur serait certainement nécessaire pour obtenir des effets bénéfiques.

En conclusion, des études complémentaires nécessitent d'être menées afin de trouver le bon compromis entre la dureté du matériau, la hauteur, le diamètre, la densité et la répartition des picots.

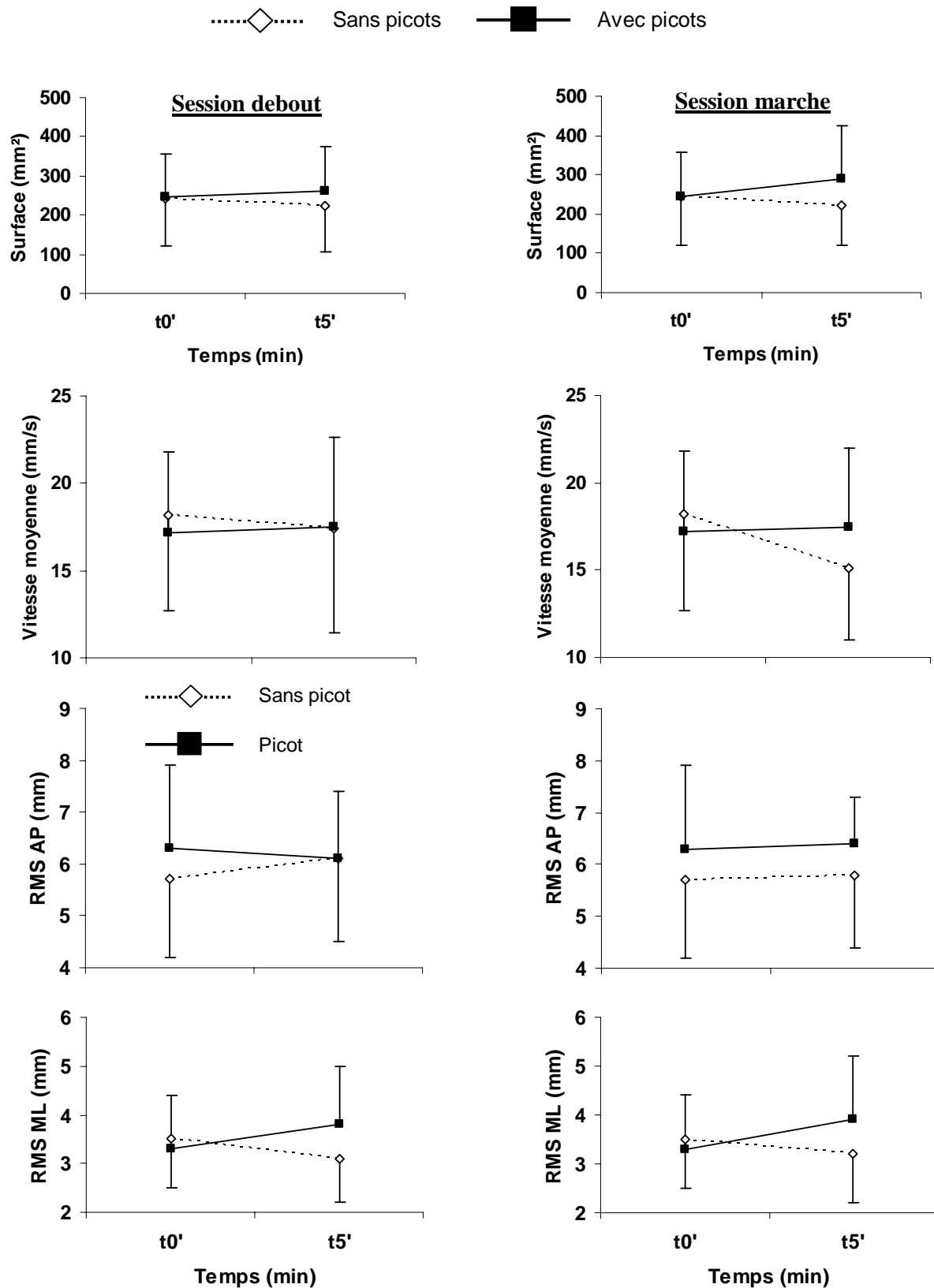


Figure 37 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots en caoutchouc. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface, de la vitesse moyenne, de la RMS AP et ML chez les personnes âgées dans les sessions *debout* et *marche*, respectivement (moyennes et écart-types).

#### IV.8.6. Limites et perspectives de l'étude

Cette étude complémentaire nous a permis de mettre en avant **l'importance du compromis à trouver entre la dureté du matériau, la hauteur, le diamètre, la densité et la répartition des picots** afin d'optimiser les bénéfices associés au port de semelles à picots tout en prenant en compte le problème essentiel du confort des semelles. L'idéal aurait été de pouvoir reprendre les semelles à picots d'Arena® et de modifier séparément chacune de ces caractéristiques. Même si nous avons émis l'hypothèse que la dureté des caoutchoucs pouvait sûrement expliquer l'augmentation générale de la RMS AP, nous ne savons pas réellement si ce résultat est uniquement lié à la dureté du matériau utilisé ou bien s'il est aussi associé à la hauteur, au diamètre, à la densité et/ou à la répartition des caoutchoucs. Enfin, une augmentation de l'échantillon permettrait de généraliser nos résultats.

*Les caractéristiques structurelles des picots (dureté du matériau, hauteur, diamètre, densité) semblent être un élément fondamental à prendre en compte pour optimiser les bénéfices associés au port de semelles à picots.*



# **DISCUSSION GENERALE**





## V - DISCUSSION GENERALE

La contribution des afférences cutanées plantaires au contrôle postural a déjà été largement démontrée dans la littérature. Watanabe et Okubo (1981) ou Okubo et Watanabe (1980) ont par exemple indiqué que des billes de plomb placées sous le pied permettaient de diminuer la surface et la vitesse moyenne des déplacements du centre de pression. D'autres méthodes comme les massages de la sole plantaire constituent un moyen efficace pour améliorer la stabilité posturale des jeunes adultes et des personnes atteintes d'une neuropathie périphérique (Bernard-Demanze *et al.*, 2004; Bernard-Demanze *et al.*, 2006; Vaillant *et al.*, 2008). Bien que les semelles à picots existent depuis de nombreuses années, seule une étude s'est jusque là intéressée aux effets que pouvait engendrer cette stimulation mécanique de la sole plantaire (Waddington & Adams, 2003). Les résultats de cette étude indiquent que des semelles munies de petits picots en caoutchouc permettent d'évaluer plus précisément la position d'inversion du pied chez les sportifs et diminuent ainsi le risque d'entorse.

Nos travaux ont mis en évidence que le port de semelles à picots améliore dans certaines conditions la stabilité posturale chez les jeunes, chez les personnes âgées saines et chez les personnes âgées atteintes de neuropathie diabétique. Les effets ne sont pas toujours très prononcés mais des différences de ce type ont déjà été considérées comme de bons prédicteurs de chute (Maki *et al.*, 1999). Les bénéfices observés ne sont pas corrélés à la sensibilité cutanée plantaire ou aux performances posturales initiales du sujet. Ils disparaissent immédiatement lorsque les picots ne sont plus en contact direct avec la peau plantaire et varient selon les caractéristiques de la population et la durée de la stimulation. Les expériences complémentaires nous laissent penser que toute la surface de la sole plantaire doit être stimulée pour obtenir une amélioration optimale de la stabilité posturale et que les picots doivent avoir certaines caractéristiques structurelles en termes de raideur, densité, diamètre et hauteur pour pouvoir stimuler efficacement les mécanorécepteurs cutanés.

## ***V.1 Une méthode originale de stimulation mécanique de la sole plantaire***

Les semelles composées de picots sont différentes des semelles lisses et plates que l'on retrouve habituellement dans les chaussures car elles engendrent une **réduction de la surface de support** directement en contact avec la sole plantaire. Dans le cas de semelles lisses, la répartition des pressions se fait normalement plus ou moins sur toute la surface de la sole plantaire. Les **picots** provoquent une modification de la répartition des pressions plantaires et entraînent plus particulièrement une **augmentation artificielle des pressions au niveau des zones de la sole directement en contact avec les picots**.

### **V.1.1. L'intégration intramodale des afférences cutanées plantaires**

La méthode de stimulation mécanique occasionnée par le port de semelles à picots est particulièrement sélective : les picots sollicitent essentiellement le **canal sensoriel tactile** car les pressions ainsi que leurs variations sont codées par les **mécanorécepteurs cutanés superficiels et profonds** localisés sur la sole plantaire. Seuls les mécanorécepteurs cutanés dont le champ récepteur est localisé au niveau de la zone stimulée par chaque picot sont activés. A partir du **co-traitement** (i.e., traitement simultané) des informations provenant des diverses zones cutanées en contact direct avec les picots, le système nerveux central synthétise les informations sur la distribution spatiale des pressions afin d'en extraire un **indice de position corporelle** (Kavounoudias, 1999a). Cette **intégration intramodale** fournit instantanément des indications sur l'amplitude et la direction de l'inclinaison du corps auxquelles l'indice de position corporelle est associé. Le contraste entre les différents niveaux de pression s'exerçant sur la sole plantaire rend compte de l'état postural dans lequel se trouve le sujet et renseigne sur les variations de cet état.

Alors que les informations proprioceptives musculaires issues des segments corporels supérieurs ont essentiellement une fonction d'orientation du corps dans l'espace, les afférences tactiles plantaires, tout comme les informations proprioceptives musculaires provenant des segments inférieurs, ont principalement une **fonction de régulation posturale** destinée à **préserver la position verticale du corps et son équilibre** (Kavounoudias *et al.*, 2001). Les mécanorécepteurs cutanés interviennent dans les réponses compensatoires suite à une inclinaison du corps et donc suite à une déviation par rapport à sa position de référence. L'orientation des réponses posturales induites par les vibrations appliquées au niveau de la

sole plantaire a été décrite par Kavounoudias et al. (1999b; 1998b). Ces auteurs ont par exemple montré qu'une stimulation vibratoire administrée au talon génère une illusion de mouvement vers l'arrière et donc l'illusion d'une augmentation des pressions sous la zone stimulée. Ce message afférent informe le système nerveux de cette « fausse » inclinaison du corps vers l'arrière qui est systématiquement régulée controlatéralement à la zone stimulée. Dans ce cas précis, la compensation s'effectue par une inclinaison vers l'avant. Bien que nous nous soyons essentiellement intéressés au contrôle global de la posture, nous pouvons émettre l'hypothèse que les picots contribuent eux aussi à l'élaboration de réponses posturales orientées en corrigeant les écarts relevés par rapport à la posture de référence. Quelques personnes âgées saines ont mentionné que les picots constituaient pour elles un bon feedback sensoriel et permettaient notamment de mieux ressentir et donc de réduire les oscillations posturales antéro-postérieures. Cette remarque est cohérente avec les résultats de Kavounoudias et al. cités ci-dessus. Contrairement aux vibrations, la stimulation mécanique appliquée par les picots ne constitue pas un leurre sensoriel. Mais les pressions exercées par exemple sur l'avant-pied lors d'une inclinaison naturelle et réelle du corps vers l'avant sont sûrement plus facilement détectées par le système nerveux. Grâce à la réduction de la surface de support impliquée par la répartition des picots, la pression appliquée sous chaque picot est plus importante et donc mieux ressentie que lors du port de semelles lisses. Cela expliquerait pourquoi nous avons observé une réduction de la RMS AP mais aussi de la RMS ML lors des études 1 et 2. Même si les effets n'ont pas été exprimés par les personnes âgées sur l'axe ML, il n'en demeure pas moins que ces effets bénéfiques avaient déjà été observés lors de massages de la sole plantaire (Bernard-Demanze *et al.*, 2004).

### **V.1.2. L'implication différentielle et la complémentarité des mécanorécepteurs cutanés**

L'étude réalisée chez les personnes atteintes d'une neuropathie diabétique nous incite à penser qu'il y a eu à la fois une stimulation des mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente et de ceux à adaptation rapide. Rappelons que les mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente codent essentiellement la durée et l'intensité du stimulus ; ceux à adaptation rapide détectent les variations d'intensité du stimulus. Ces personnes ont gardé une certaine sensibilité des mécanorécepteurs cutanés à adaptation rapide car elles ont été capables de détecter des vibrations avec une fréquence de 100 Hz et une amplitude de 1 mm. Malgré une disparition totale de la sensibilité tactile des récepteurs à adaptation lente (les DN ne ressentaient pas le

monofilament 5,07), elles ont montré une diminution de la surface d'oscillation et donc une amélioration de la stabilité posturale grâce au port de semelles à picots. Même si nos résultats nécessitent d'être généralisés, cela démontre que l'atteinte d'un système sensoriel (ici, la sensibilité à adaptation lente) peut être dans une certaine mesure réduite par la suppléance d'un autre système (ici, la sensibilité à adaptation rapide). Il existe donc bien une complémentarité entre les quatre types de mécanorécepteurs cutanés.

La densité importante, l'inégale répartition et la spécialisation fonctionnelle des mécanorécepteurs cutanés au niveau des différentes couches de la peau plantaire permettent un codage assez fin des pressions statiques et dynamiques exercées sur leurs champs récepteurs (Vedel & Roll, 1982). Chaque mécanorécepteur cutané est caractérisé par une **bande passante** qui limite sa sensibilité à un stimulus donné. De nombreuses études ont déjà déterminé cette bande passante pour une stimulation vibratoire (Inglis *et al.*, 2002; Roll, 1994). Les monofilaments de Semmes-Weinstein permettent de définir la plus petite pression perçue par les mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente. C'est un des meilleurs outils pour connaître la limite inférieure de la bande passante en réponse à une stimulation mécanique. En revanche, nous ne savons pas s'il existe, comme c'est le cas pour la sensibilité aux vibrations, une limite supérieure à partir de laquelle il y aurait une saturation des mécanorécepteurs cutanés qui ne répondraient plus de façon aussi efficace à cette stimulation mécanique. Cette saturation pourrait à la fois être exprimée en terme de pression absolue mais aussi en terme de durée de stimulation. A notre connaissance, aucune étude ne s'est encore intéressée à l'évolution du codage effectué par les mécanorécepteurs cutanés en réponse à une stimulation prolongée. L'hypothèse d'une **saturation** ou d'une sur activation des mécanorécepteurs cutanés pourrait expliquer en partie l'absence d'effets retrouvés après une stimulation de 30 min. Il est possible que cette saturation soit apparue chez les personnes dont la stabilité posturale s'est dégradée après la marche de 30 min avec les picots.

La modalité tactile plantaire n'est pas la seule à participer au contrôle postural. Elle interagit en permanence avec les autres modalités sensorielles. Les informations proprioceptives musculaires et vestibulaires participent à l'élaboration d'une représentation interne de la verticale du corps ainsi qu'à ses changements dans le cas par exemple de perturbations posturales (Hlavacka *et al.*, 1996). Les afférences tactiles plantaires et proprioceptives musculaires jouent un rôle différent dans les régulations posturales. La modalité tactile plantaire est plutôt impliquée dans la régulation des oscillations posturales de faible amplitude. Les informations proprioceptives musculaires ont une fonction primordiale dans les déplacements posturaux d'amplitude plus élevée (Kavounoudias, 1999a). En effet,

lors d'oscillations posturales lentes et de faible amplitude, imposées ou réalisées volontairement par le sujet, nous savons que l'activité des récepteurs fusoriaux est faible. En revanche, lorsque ces oscillations sont rapides et amples, l'activité des fibres innervant les fuseaux neuromusculaires s'accroît significativement (Aniss *et al.*, 1990a; 1990b). Les **mécanorécepteurs cutanés** ont à la fois une **fonction extéroceptive** leur permettant d'évaluer la structure du support **et une fonction proprioceptive** qui contribue au contrôle continu des déplacements du centre de pression (Maurer *et al.*, 2001). Le **poinds sensoriel** des différents canaux sensoriels n'est pas systématiquement équivalent : il est **ajusté en permanence** selon un ensemble de facteurs environnementaux, posturaux et cognitifs. C'est la confrontation des différentes informations sensorielles et plus particulièrement leur degré de **congruence** qui contribue à organiser efficacement l'activité des muscles dans le maintien de l'équilibre.

## ***V.2 Une modulation des effets selon les caractéristiques de la stimulation***

### **V.2.1. L'influence des caractéristiques structurelles des picots**

Lors d'une stimulation d'une durée de 5 min, les picots semblent apporter des informations pertinentes sur la distribution des pressions au système régulant la posture (Kavounoudias *et al.*, 1998b; Wu & Chiang, 1997). Cet **enrichissement du contexte sensoriel** est synonyme d'amélioration de la stabilité posturale chez les jeunes adultes, les personnes âgées saines et celles atteintes de neuropathie diabétique. Les picots pourraient constituer une **suppléance sensorielle** pour les individus présentant une dégradation de la sensibilité cutanée plantaire associée à des problèmes d'équilibre (Tableau 8). Ces bénéfices ont été observés indifféremment lorsque les sujets restaient debout ou marchaient avec les semelles à picots sur les axes antéro-postérieur et médio-latéral. Watanabe et Okubo (1981) ou Okubo et Watanabe (1980) ont relevé des effets similaires. La modification des caractéristiques du support induite par la présence de billes de plomb avait pour conséquence une réduction des oscillations posturales dans les plans sagittal et frontal. Contrairement à nos résultats, les effets décrits par ces auteurs étaient immédiats. Il se peut que la différence soit liée à la dureté du matériau, à la hauteur et au diamètre des picots ainsi qu'à leur densité. Les

mécanorécepteurs cutanés nécessitent apparemment d'être stimulés quelques minutes par les picots pour que des bénéfices apparaissent au niveau de la stabilité posturale.

L'expérience que nous avons réalisée avec des reliefs en caoutchouc qui étaient plus mous mais aussi plus petits que les picots renforce cette hypothèse (cf. l'expérience complémentaire 2). Okubo et Watanabe (1980) et Watanabe et Okubo (1981) ont montré que la densité était une caractéristique importante à prendre en compte. En effet, plus les billes de plomb étaient rapprochées, plus le sujet était stable. De même, nous avons constaté qu'une stimulation de la totalité de la sole plantaire était la plus bénéfique pour une stimulation de 5 min. Nous pouvons nous demander si elle est appropriée quelle que soit la durée de stimulation. D'après les phénomènes de saturation observés chez certains participants lors d'une stimulation de 30 min, il serait intéressant de savoir si une stimulation partielle de la sole plantaire ne serait pas plus efficace dans le cas d'une stimulation d'une durée supérieure à 5 min. Maki et al. (1999) ont déjà démontré qu'une stimulation partielle consistant à surélever le pourtour du pied par un tube en élastomère réduisait le nombre de pas de rattrapage lors de perturbations posturales. Rappelons que les récepteurs présents sur les bords latéral et médial du pied sont majoritairement des SA I (Inglis *et al.*, 2002) et qu'ils ont des seuils d'activation plus bas dus en partie à la petite taille de leurs champs récepteurs (Trulsson, 2001). Leur grande sensibilité permet d'établir une comparaison précise entre la position instantanée du sujet et ses limites de stabilité. D'après Maki et al. (1999), ce tube augmente les sensations issues du pourtour du pied et favorise la représentation des limites de stabilité par le système nerveux central. Il faudrait déterminer si la stimulation précise de certaines zones comme le contour du pied ou les zones d'appui (le gros orteil, la tête du premier et du cinquième métatarse, le talon) par les picots ne permettrait pas finalement de retrouver les bénéfices obtenus lors d'une stimulation totale tout en réduisant ou supprimant le phénomène de saturation des mécanorécepteurs cutanés. Sachant que la partie antérieure du pied possède une meilleure capacité discriminative que la partie talonnière (Belhassen & Pelissier, 1999), toutes ces observations nécessitent d'être prises en compte pour établir le meilleur compromis entre les caractéristiques structurelles des picots (flexibilité, hauteur, diamètre, densité et répartition des picots) et les spécificités de la sensibilité cutanée plantaire (inégalement répartie des mécanorécepteurs cutanés, capacité discriminative et contribution des différentes zones au niveau du contrôle postural, phénomènes de saturation).

	Stimulation de 5 min (debout avec les picots)	Stimulation de 5 min (marche avec les picots)
Jeunes adultes (17 participants)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ↓ RMS ML</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ↓ surface</li> <li>• ↓ RMS AP</li> <li>• ↓ RMS ML</li> </ul>
Personnes âgées saines (19 participants)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ↓ surface</li> <li>• ↓ vitesse moyenne</li> <li>• ↓ RMS AP</li> <li>• ↓ RMS ML</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ↓ vitesse moyenne</li> <li>• ↓ RMS ML</li> </ul>
Personnes âgées atteintes de neuropathie diabétique (9 participants)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ↓ surface</li> </ul>	

**Tableau 8 : Récapitulatif des effets observés dans ce travail pour une stimulation de 5 min avec les picots (debout ou marche) chez les jeunes adultes, les personnes âgées saines et les personnes âgées diabétiques neuropathiques.**

↓ = diminution

### V.2.2. La modulation des effets selon la durée de stimulation

La durée de stimulation est un autre facteur à prendre en compte pour déterminer la stimulation la plus efficace. Peu d'études se sont interrogées jusque là sur les effets prolongés d'une stimulation de la sole plantaire. Par exemple, nous ne savons pas si les effets bénéfiques observés immédiatement lors du port de semelles vibrantes (Priplata *et al.*, 2003) se poursuivent lors d'une stimulation prolongée. Seuls Maki *et al.* (2007) ont indiqué que le port quotidien de semelles au pourtour surélevé pendant 12 semaines améliorerait le patron de marche sur terrain accidenté. Dans le cadre de ce travail, les bénéfices observés après une marche de 5 min avec les semelles à picots dans les groupes de jeunes adultes et de personnes âgées saines n'ont pas été significatifs pour une stimulation de 30 min. Nos résultats indiquent même que la stabilité posturale se dégrade chez certains individus (7 sur 19 personnes âgées saines et 11 sur 18 jeunes adultes). L'hypothèse d'une saturation des mécanorécepteurs cutanés par le message afférent a été énoncée en V.1 et constitue une des hypothèses les plus probables. Ce résultat démontre aussi la **variabilité des comportements** face à une stimulation mécanique, variabilité qui a été retrouvée dans les deux populations. Des facteurs



comme la sensibilité cutanée plantaire ou les performances posturales initiales des sujets ne permettent pas d'expliquer cette variabilité. Certaines études ont par exemple montré qu'une stimulation linguale bénéficiait davantage aux personnes présentant initialement la plus grande surface d'oscillation sur un groupe composé de 60 jeunes adultes (Vuillerme *et al.*, 2007a). Nous n'avons pas obtenu une telle corrélation. Cela est peut-être dû à la taille de notre échantillon et/ou à l'hétérogénéité intra et interindividuelle de ce dernier. Sachant que les picots stimulent tous les mécanorécepteurs cutanés localisés dans la peau plantaire, une évaluation précise de la sensibilité cutanée des mécanorécepteurs à adaptation rapide permettrait peut-être d'expliquer pourquoi nous avons finalement obtenu deux sous-groupes (un sous-groupe dont la stabilité s'améliore et un autre pour lequel elle se dégrade) dans chaque population (jeunes adultes et personnes âgées) lors du protocole de marche d'une durée de 30 min.

L'absence de rémanence des bénéfices obtenus après une stimulation mécanique de 5 min est aussi un résultat important (cf. étude 2). L'enrichissement du contexte sensoriel apporté par les picots fournit des informations pertinentes pour la régulation posturale. La suppression des picots entraîne une modification rapide des caractéristiques du support et nécessite une nouvelle pondération sensorielle. Les indices fournis par les semelles lisses ne sont pas aussi riches que ceux procurés par les picots. Cela se traduit par une dégradation immédiate de la stabilité posturale. Il a déjà été démontré que l'alternance de périodes avec et sans vision génère des difficultés d'adaptation chez les personnes âgées et les jeunes adultes aussi bien pendant les transitions de non vision à vision que de vision à non vision (Teasdale *et al.*, 1991a). Les personnes âgées sont les plus perturbées. La réintégration ou la suppression d'informations correspondent à un nouveau contexte sensoriel que le système nerveux central doit analyser pour permettre l'adaptation. La modification du contexte sensoriel demande donc une période d'adaptation et augmente le coût attentionnel de la tâche posturale (Shumway-Cook & Woollacott, 2000; Teasdale & Simoneau, 2001). Cette difficulté d'adaptation est à la fois due à la capacité limitée des processus centraux d'intégration (Teasdale *et al.*, 1991a) et à une réduction de la sensibilité périphérique générale observée avec l'âge (Woollacott *et al.*, 1986). Le problème ici est de savoir si une stimulation discontinue de la sole plantaire ne viendrait finalement pas augmenter le risque de chute. En effet, sachant que les personnes âgées présentent, dès le retrait des picots, une dégradation de leur stabilité posturale qui correspond plus exactement à un retour vers les performances initiales (avant le port de semelles à picots), il faudrait finalement pouvoir être sûr que cette

---

transition n'occasionne pas une dégradation trop importante des performances posturales qui serait à l'origine de la chute.

Ce travail nous a permis de mettre en évidence qu'une stimulation mécanique par le port de semelles à picots pouvait engendrer une amélioration générale de la stabilité posturale chez des personnes âgées saines, atteintes d'une neuropathie diabétique et chez de jeunes adultes. D'autres expérimentations vont être nécessaires pour quantifier plus précisément la stimulation optimale en jouant sur les propriétés structurelles des picots, la durée et la fréquence de stimulation, tout en prenant en compte les caractéristiques structurelles et fonctionnelles de la sole plantaire ainsi que le confort de la semelle.



## VI - LIMITES ET PERSPECTIVES DE CE TRAVAIL

### ***VI.1 Les limites***

Outre les limitations propres à chacune des études, voici les limitations auxquelles nous avons été confrontés pour l'ensemble de ce travail. Elles ont principalement pour origine 1) le type de chaussage, 2) le confort des semelles, 3) la quantification de la dureté des picots, 4) la quantification des réponses posturales, et 5) la connaissance exacte de l'implication des différents mécanorécepteurs cutanés.

#### **VI.1.1. Le type de chaussage**

Un chaussage inapproprié chez les personnes âgées peut être à l'origine de chutes. Il leur est souvent recommandé de porter des chaussures qui maintiennent suffisamment le pied. Les sandales adoptées pour notre travail expérimental ne remplissent pas ces critères. L'idéal aurait été de pouvoir intégrer les semelles à picots directement dans les chaussures des participants ou du moins dans des chaussures fermées. La semelle Arena® était directement moulée dans la sandale. Nous aurions pu mouler nous-mêmes cette matrice de stimulation. Mais une autre contrainte devait dans ce cas être résolue : celle de la hauteur des picots (jusqu'à 1 cm) qui empêchait de glisser la semelle dans des chaussures. Une chaussure avec un renforcement du contrefort aurait été nécessaire pour intégrer ces semelles.

#### **VI.1.2. Le confort des semelles**

Comme nous l'avons indiqué dans notre étude 3, certains participants, plus particulièrement les jeunes ont rapporté un manque de confort des semelles à picots avec notamment une sensation de brûlure apparaissant dans le cas d'une stimulation prolongée. Cette sensation est certainement associée à la structure des picots (leur dureté, la matière plastique utilisée). C'est pour cela que nous avons cherché dans l'étude complémentaire 2 à identifier un matériau plus confortable et à déterminer un compromis entre dureté, hauteur, diamètre, densité et répartition des picots.

### **VI.1.3. La quantification de la dureté des picots**

Il aurait été intéressant de pouvoir quantifier précisément (1) la dureté des picots comme nous l'avons fait pour les caoutchoucs de l'étude complémentaire 2, et (2) les déplacements de ceux-ci lorsque les participants marchaient avec (en utilisant la formule  $F=kx$  avec  $F$ =force ;  $k$ =raideur ;  $x$ =déplacement). Nous avons tenté de mesurer la dureté en shore A à l'aide d'un duromètre. Nous nous sommes heurtés à un problème de normalisation de nos données car les valeurs relatives auraient été bonnes mais la marge d'erreur pour obtenir des données normées était estimée de 30 à 50%. Pour normaliser correctement nos données, plusieurs points auraient dû être respectés :

- La hauteur des picots devait être de 6 mm au minimum. Certains ont une hauteur de seulement 2 mm ; la dureté mesurée dépendait donc du matériau se trouvant en dessous des picots, c'est-à-dire de la semelle extérieure ;
- Les picots avaient un diamètre compris entre 3 et 5 mm et étaient positionnés très près les uns des autres. Le duromètre (surface de 38 mm\*15 mm) reposait sur les picots adjacents, ce qui venait fausser les mesures. Un bâti aurait été nécessaire pour pallier ce biais. Ce que nous pouvons simplement dire, c'est que les picots les plus longs sont les plus mous et que la dureté était de 66 shore A au niveau du talon (valeur informant à la fois de la dureté des semelles intérieure et extérieure).

### **VI.1.4. La quantification des réponses posturales**

La mesure des réponses posturales en condition quasi-statique permet de définir un comportement qui ne donne pas d'information sur les régulations déclenchées lors de perturbations posturales et plus généralement sur le comportement des personnes en condition dynamique. Sachant que ces perturbations posturales sont très souvent à l'origine de la chute chez la personne âgée, il faudrait opter pour l'utilisation d'une plate-forme instable dans de futures études afin de savoir si les picots peuvent faciliter la récupération d'un déséquilibre. Il serait aussi intéressant de connaître les effets de ces semelles lors d'une marche sur terrain instable comme l'ont fait Perry et al. (2008) ou en présence d'obstacles.

### **VI.1.5. L'implication exacte des mécanorécepteurs cutanés**

La question concernant le rôle exact des mécanorécepteurs cutanés plantaires subsiste après ce travail. Nous savons d'après la littérature que chacun de ces capteurs est impliqué de façon différentielle dans l'élaboration du message nerveux afin de retransmettre les caractéristiques du stimulus le plus précisément possible. Leur complémentarité leur permet de pallier la perte d'information qui peut avoir lieu dans les cas d'une défaillance d'un ou plusieurs capteurs. Cette affirmation a pu être vérifiée en testant des personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique qui ont montré, malgré l'absence de sensibilité des mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente, une amélioration de la stabilité posturale lors du port de semelles à picots. Il reste maintenant à établir quelle est l'implication exacte de chacun de ces capteurs car nous avons stimulé l'ensemble de la sole plantaire sans pouvoir réellement contrôler quel type de mécanorécepteurs était stimulé. Connaissant la répartition inégale de ces capteurs au niveau de la peau plantaire, il est possible que les picots aient stimulé majoritairement un type de capteurs par rapport à un autre. L'utilisation de techniques microneurographiques se révèle difficile dans le cadre de ces études car il faudrait mettre le pied en décharge, ce qui est incompatible avec notre protocole.

## ***VI.2 Les perspectives***

### **VI.2.1. Les effets d'une stimulation quotidienne sur la stabilité posturale**

Une amélioration immédiate des réponses posturales a déjà été démontrée lors du port de semelles vibrantes (Priplata *et al.*, 2003) ou de semelles au contour surélevé (Maki *et al.*, 1999). Maki *et al.* (2007) et Perry *et al.* (2008) ont aussi indiqué que le port quotidien de semelles au contour surélevé pendant 12 semaines améliorerait significativement le patron de marche sur terrain accidenté. Nous avons montré que le port de semelles à picots peut contribuer, de façon temporaire (i.e., lors d'une stimulation de 5 min), à l'amélioration de la stabilité quasi-statique chez les personnes âgées saines, atteintes d'une neuropathie diabétique et chez les jeunes. Il serait intéressant d'établir un protocole similaire à celui de Maki *et al.* (2007) afin de connaître les effets à long terme des picots (par exemple, 15 min par jour pendant 12 semaines). En d'autres termes, nous pouvons nous demander si une stimulation

régulière de la sole plantaire entraînerait (1) une amélioration de la stabilité posturale, ou (2) une disparition des bénéfices initiaux qui pourrait être associée à l'adaptation du système ou aux phénomènes de saturation observés lors d'une stimulation de 30 min.

L'évaluation du contrôle postural pourrait aussi être réalisée au moyen d'autres tests plus dynamiques comme ceux impliquant des translations de plate-forme et/ou un brouillage des informations proprioceptives musculaires provenant des chevilles. Cela nous permettrait de vérifier si les picots sont associés à un rétablissement plus rapide de l'équilibre en réponse à des perturbations posturales.

### **VI.2.2. Les effets des picots sur les stratégies posturales et leur incidence dans la prévention des chutes**

Nous avons uniquement mesuré l'évolution du contrôle postural à partir de l'évaluation des déplacements du centre de pression. Il serait intéressant de voir si les stratégies posturales sont modifiées avec le port de semelles à picots. La stratégie de hanche est fréquemment utilisée par les personnes âgées saines ou chuteuses (Horak, 2006). Pourtant, ce n'est pas la plus efficace en condition quasi-statique. Nous savons que les picots contribuent à l'enrichissement du contexte sensoriel. On pourrait alors se demander si leur utilisation conduit la personne âgée à adopter une stratégie de cheville ou bien à éventuellement mixer les deux stratégies du fait de cette hyperstimulation sensorielle.

Les études de Maki et al. (1999) et Perry et al. (2008) ont montré que le port de semelles au pourtour surélevé diminuait le nombre de chutes. L'étude de personnes chuteuses permettrait de vérifier que les picots contribuent effectivement à la prévention des chutes dans ce type de population.

### **VI.2.3. Une évaluation clinique des caractéristiques structurelles de la sole plantaire**

Plusieurs études ont mis en évidence l'influence des modifications structurelles du pied, liées au vieillissement ou à certaines pathologies, sur la stabilité posturale et le risque de chute. Parmi ces changements, nous retrouvons une diminution des amplitudes articulaires, des déformations d'orteils ou des arches du pied et une diminution de la sensibilité vibrotactile (voir II.4 ). La sensibilité aux pressions a pu être déterminée précisément grâce

aux monofilaments de Semmes-Weinstein. Il faudrait pouvoir mesurer de la même manière la sensibilité aux vibrations afin de voir s'il existe une corrélation entre cette sensibilité et les performances posturales des sujets.

Des travaux sont actuellement en cours ou en phase d'achèvement pour (1) identifier le meilleur compromis entre les différentes caractéristiques structurelles des picots, (2) vérifier les bénéfices des picots sur une plus large population de sujets atteints de neuropathie diabétique, et (3) étudier les effets du port de ces semelles sur le patron de marche.

#### **VI.2.4. La valorisation industrielle de ce travail**

A l'issue de ce travail, nous envisageons de développer en partenariat avec les industriels une semelle à picots qui allierait à la fois l'efficacité, pour l'équilibre de la personne âgée ou de la personne présentant une dégradation de la sensibilité cutanée plantaire, et le confort. Plusieurs points forts sont associés à cette semelle. Contrairement aux semelles vibrantes développées par Priplata et al. (2003; 2006), ces semelles ne nécessiteraient pas du tout d'alimentation électrique et de circuits électroniques qui sont souvent coûteux et parfois difficiles à mettre en œuvre (i.e., panne, déchargement des batteries). C'est pour cela que nous cherchons à développer une semelle qui stimule tout aussi efficacement la sole plantaire sans faire appel à ce type d'équipement. La semelle à picots commercialisée par Arena® et initialement destinée aux nageurs peut avoir une application prometteuse dans la prévention des chutes chez la personne âgée et contribuer à l'amélioration de sa qualité de vie. Nos études expérimentales nous ont permis d'établir quelques pistes afin dans un premier temps de repérer les aspects importants à prendre en considération pour aboutir au meilleur compromis en terme de durée, d'intensité, de fréquence de stimulation et de confort. La définition de cette stimulation optimale va nécessiter à court terme l'élaboration de prototypes de semelles où nous allons tester toutes les combinaisons possibles entre les différentes caractéristiques structurelles des picots (i.e., densité, hauteur, diamètre, dureté du matériau) sans oublier l'aspect essentiel de confort. La flexibilité du matériau sera sans doute un point déterminant dans la mesure où nous cherchons avec ce type de semelles à reproduire les effets bénéfiques d'un massage de la sole plantaire qui éviterait ainsi l'intervention systématique d'un thérapeute, dans une perspective de diminution des coûts de santé publique.



## Publications associées à ce travail

### ARTICLES DANS DES REVUES INTERNATIONALES INDEXEES

- Palluel, E., Nougier, V., & Olivier, I. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in elderly? *AGE*, 30(1): 53-61.
- Palluel, E., Olivier, I. & Nougier, V. (soumis). Do the benefits of wearing spike insoles persist after taking them off in elderly? *Experimental Aging Research*.

### ARTICLE DANS DES REVUES NATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE

- Palluel, E., Nougier, V, Olivier, I. (2007). Effets du port de sandales à picots sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée plantaire chez la personne âgée. Collection Expériences en Ergothérapie (vingtième série), sous la direction de Marie-Hélène Izard. Ed. Sauramps Medical, p.193-199.

### COMMUNICATIONS ORALES ET AFFICHEES

- Palluel, E., Olivier, I. & Nougier, V. (2008). Les effets immédiats et temporaires du port de semelles à picots sur la stabilité posturale de la personne âgée atteinte d'une neuropathie diabétique. *Locomotion et Motricité Rythmique. L'adaptation en mouvement*, Paris, France, 24-26 septembre, p. 41.
- Palluel, E., Nougier, V, Olivier, I. (2007). Do the benefits of wearing spike insoles persist after taking them off in elderly ? *IV<sup>th</sup> International Conference of Enactive Interfaces*, Grenoble, France, 19-22 novembre, p.205-207.
- Palluel, E., Nougier, V, Olivier, I. (2007). The effects of spike insoles on postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in elderly. *XII<sup>ème</sup> Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*, Leuven, Belgique, 26-28 Octobre.
- Palluel, E., Nougier, V, Olivier, I. (2007). Effets du port de sandales à picots sur la stabilité posturale et la sensibilité cutanée plantaire chez la personne âgée. *XX<sup>ème</sup> Expériences en Ergothérapie*, Montpellier, France, 4-5 octobre.

## Légende des figures

- Figure 1 : Oscillations posturales enregistrées par Vierordt vers 1860..... 7
- Figure 2 : Déplacements du centre de pression (CoP) et du centre de masse (CoM) d'un sujet en condition quasi-statique selon l'axe antéro-postérieur pendant 40 s. Le CoP oscille constamment autour du CoM afin d'en réguler la position. Les trajectoires du CoP ont donc une plus grande fréquence et une plus grande amplitude que celles du CoM (d'après Winter *et al.*, 1998). ..... 8
- Figure 3 : Facteurs impliqués dans le contrôle postural et l'orientation corporelle. L'altération d'un ou plusieurs de ces facteurs peut être à l'origine de problèmes d'équilibre et peut favoriser la chute chez la personne âgée (adaptée de Horak, 2006). ..... 9
- Figure 4 : Les haubans musculaires d'après Léonard de Vinci (vers 1513). ..... 10
- Figure 5 : Limites de stabilité normales et anormales. (A) Personne âgée saine oscillant vers l'avant en utilisant la stratégie de cheville : ses limites de stabilité peuvent être représentées par un cône. (B) Personne âgée présentant plusieurs déficits sensoriels et oscillant vers l'avant sans déplacer son centre de gravité : elle utilise la stratégie de hanche. (C) Personne âgée présentant plusieurs déficits sensoriels et essayant de se pencher vers l'arrière : elle utilise la stratégie du pas afin d'agrandir sa base de sustentation. La projection verticale du centre de gravité est représentée par la flèche blanche (photo tirée de Horak, 2006). ..... 13
- Figure 6 : Les récepteurs proprioceptifs musculaires, articulaires et tendineux (figure tirée de Rigal, 1995) ..... 17
- Figure 7 : Les récepteurs du système vestibulaire (figure tirée de Rigal, 1995) ..... 19
- Figure 8 : Organisation centrale et hiérarchique du maintien postural avec deux niveaux : le niveau de référence (schéma corporel) et le niveau de contrôle (réseaux posturaux) (d'après Massion, 1998a). ..... 24
- Figure 9 : Ostéologie du pied. .... 28
- Figure 10 : Innervation sensitive de la sole plantaire : 1. Nerf plantaire interne ; 2. Nerf plantaire externe ; 3. Nerf saphène interne et 4. Nerf calcanéen (d'après Belhassen & Pelissier, 1999). ..... 29
- Figure 11 : Répartition des récepteurs cutanés dans l'épiderme, le derme et l'hypoderme (d'après Roll, 1994). ..... 31
- Figure 12 : Classification des mécanorécepteurs cutanés selon leur adaptation et la taille de leur champ récepteur. Illustration de la taille du champ récepteur des A : corpuscules

de Meissner et B : corpuscules de Pacini au niveau de la peau palmaire (adaptée de Vallbo & Johansson, 1984; tirée de Vibert <i>et al.</i> , 2005).....	32
Figure 13 : Sensibilité des récepteurs SA I aux contours d'un objet. A : réponses des récepteurs SA I aux déplacements d'une sonde appliquée perpendiculairement à la peau. A gauche (« no edge »), la stimulation délivrée par la sonde se situe à l'intérieur du champ récepteur. A droite (« edge »), la stimulation coupe le bord du champ récepteur : la réponse est alors plus importante. B : Représentation spatiale des réponses d'un groupe de récepteurs SA I lorsque la peau est stimulée par un objet (tirée de Johansson & Vallbo, 1983).....	32
Figure 14 : Cartographie des seuils de perception à la pression au niveau de la sole plantaire (d'après Gerthoffert, 1982).....	36
Figure 15 : Comparaison des réponses posturales induites par la stimulation isolée et combinée des différentes zones tactiles plantaires. Les positions moyennes du centre de pression et les écart-types latéraux sont indiqués pour quatre conditions de stimulation asymétrique de la sole plantaire d'un seul pied et pour les différentes conditions de co-stimulation symétrique des deux pieds mettant en jeu les mêmes zones d'appui plantaire (tirée de Kavounoudias <i>et al.</i> , 1998a).....	44
Figure 16 : Stabilogramme du centre de pression dans les plans antéro-postérieur et médio-latéral d'un sujet âgé pendant un essai de 30 s en position quasi-statique.....	59
Figure 17 : Représentation temporelle des données du stabilogramme précédant suivant les deux axes antéro-postérieur et médio-latéral.....	60
Figure 18 : Représentation spectrale des données de la figure précédente suivant les deux axes antéro-postérieur et médio-latéral.....	61
Figure 19 : Les sandales munies de semelles à picots utilisées .....	62
Figure 20 : Schéma de la plate-forme Equi+ munie de trois capteurs mono axiaux.....	63
Figure 21 : Photo de la plate-forme de force utilisée lors des expériences.....	64
Figure 22 : Le test de perception à la pression avec un monofilament .....	67
Figure 23 : Le vibradol <sup>TM</sup> .....	68
Figure 24 : Protocole expérimental. ....	73
Figure 25 : Evolution de la sensibilité cutanée plantaire (en taille de monofilaments) de quatre zones de la sole plantaire en fonction du temps (pré-test et post-test) pour les jeunes adultes et les personnes âgées (voir Tableau 5 pour connaître la force appliquée par une masse correspondante). Plus le diamètre du monofilament est petit, plus la	

- sensibilité est bonne. Les valeurs significatives sont reportées (\* $p < 0.05$  et \*\* $p < 0.01$ ).  
 ..... 77
- Figure 26 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *debout*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface, de la vitesse moyenne, de la RMS AP et ML chez les jeunes adultes et les personnes âgées, respectivement (moyennes et écart-types). Se référer au texte pour connaître les interactions et les effets significatifs. .... 78
- Figure 27 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *marche*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface, de la vitesse moyenne, de la RMS AP et ML chez les jeunes adultes et les personnes âgées, respectivement (moyennes et écart-types). Se référer au texte pour connaître les interactions et les effets significatifs. .... 79
- Figure 28 : Protocole expérimental. .... 84
- Figure 29 : Moyennes et écarts-types de la surface d'oscillation ( $\text{mm}^2$ ), de la vitesse moyenne ( $\text{mm/s}$ ), de la RMS AP et ML ( $\text{mm}$ ) en fonction du temps (immédiatement après avoir chaussé les sandales munies des semelles à picots ( $t_1$ ), 5 min après être resté debout (session *debout*) ou avoir marché (session *marche*) avec ces semelles ( $t_2$ ), immédiatement après avoir placé les semelles sans picots ( $t_3$ ), et après un repos de 5 min en position assise avec les semelles sans picots ( $t_4$ ) chez les jeunes adultes et les personnes âgées. Se référer au texte pour connaître les interactions et les effets significatifs. .... 88
- Figure 30 : Les seuils de perception à la pression (en taille de monofilament) des quatre zones de la sole plantaire (gros orteil, têtes du premier et cinquième métatarse, talon) pour les jeunes adultes et les personnes âgées (voir Tableau 5 pour connaître la force appliquée par une masse correspondante). Plus le diamètre du monofilament ressenti est petit, plus la sensibilité est bonne. Les valeurs significatives sont reportées (\*\* $p < 0.01$  et \*\*\* $p < 0.001$ ). .... 94
- Figure 31 : Histogrammes rendant compte de la distribution des pourcentages de différence pour la surface à partir du ratio  $[(\text{sans picots à } t_{30'} - \text{avec picots à } t_{30'}) / (\text{avec picots à } t_{30'} + \text{sans picots à } t_{30'}) \times 100]$ . L'histogramme du haut montre la distribution pour les jeunes adultes et celui du bas la distribution chez les personnes âgées (la courbe de distribution normale dessinée en rouge montre bien que la distribution est plutôt bimodale). Les deux populations sont significativement divisées en deux sous-groupes (voir les flèches). Les sujets représentés en gris sont ceux pour qui le contrôle postural

- se dégrade avec les picots, ceux représentés en noir sont ceux pour qui le contrôle postural s'améliore avec les picots. .... 99
- Figure 32 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *debout*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface chez les personnes âgées saines et les personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique, respectivement (moyennes et écart-types). Les différences significatives sont reportées (\* $p < 0.05$ ). .... 103
- Figure 33 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots dans la session *marche*. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface chez les personnes âgées saines et les personnes âgées atteintes d'une neuropathie diabétique, respectivement (moyennes et écart-types). Les différences significatives sont reportées (\* $p < 0.05$ ). .... 104
- Figure 34 : Les effets temporaires (5 min) d'une stimulation totale (condition 3) ou partielle (conditions 4 et 5) de la sole plantaire par le port de semelles à picots sur la surface d'oscillation de quatre sujets âgés dans les sessions *debout* (graphique du haut) et *marche* (graphique du bas). Les conditions 1 et 2 représentent les performances posturales mesurées à  $t_0$  et  $t_5$  sans les picots. .... 111
- Figure 35 : Les effets temporaires (5 min) d'une stimulation totale (condition 3) ou partielle (conditions 4 et 5) de la sole plantaire par le port de semelles à picots sur la vitesse moyenne d'oscillation de quatre sujets âgés dans les sessions *debout* (graphique du haut) et *marche* (graphique du bas). Les conditions 1 et 2 représentent les performances posturales mesurées à  $t_0$  et  $t_5$  sans les picots. .... 112
- Figure 36 : Semelles munies de reliefs en caoutchouc et utilisées lors de cette étude. .... 114
- Figure 37 : Les effets immédiats et temporaires (5 min) des semelles à picots en caoutchouc. Les graphiques de gauche et de droite représentent l'évolution de la surface, de la vitesse moyenne, de la RMS AP et ML chez les personnes âgées dans les sessions *debout* et *marche*, respectivement (moyennes et écart-types). .... 116

---

## Légende des tableaux

Tableau 1 : Classifications des récepteurs sensoriels (d'après Rigal, 1995) .....	15
Tableau 2 : Les différents types de mécanorécepteurs cutanés (d'après Roll, 1994).....	33
Tableau 3 : Répartition (en %) des différents types de mécanorécepteurs cutanés au niveau de la sole plantaire et de la peau palmaire (d'après Kennedy & Inglis, 2002; Vallbo & Johansson, 1984). .....	34
Tableau 4 : Valeurs du test de discrimination de deux points statiques pour les quatre territoires sensitifs du pied chez un individu présentant une bonne sensibilité cutanée plantaire (d'après Létéviant, 1876) .....	37
Tableau 5 : Table d'utilisation des monofilaments de Semmes-Weinstein.....	68
Tableau 6 : Amélioration (A (%) en pourcentage) associée au port de semelles à picots et nombre de sujets (sur 19 sujets pour chaque groupe) qui ont amélioré leur stabilité posturale dans la session marche et la session debout (moyennes et écarts-types (SD)). .....	75
Tableau 7 : Classification des participants selon leurs performances posturales (amélioration ou dégradation à $t_{30}$ dans la condition avec picots comparativement à $t_{30}$ de la condition sans picots) et le degré de confort exprimé sur les semelles à picots (confortable et inconfortable). .....	95
Tableau 8 : Récapitulatif des effets observés dans ce travail pour une stimulation de 5 min avec les picots (debout ou marche) chez les jeunes adultes, les personnes âgées saines et les personnes âgées diabétiques neuropathiques. ....	127



# **BIBLIOGRAPHIE**





---

## Bibliographie

- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G. & Peysar, G.W. (2000). Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait Posture*, 12(2), 87-93.
- Aniss, A.M., Diener, H.C., Hore, J., Burke, D. & Gandevia, S.C. (1990a). Reflex activation of muscle spindles in human pretibial muscles during standing. *J Neurophysiol*, 64(2), 671-679.
- Aniss, A.M., Diener, H.C., Hore, J., Gandevia, S.C. & Burke, D. (1990b). Behavior of human muscle receptors when reliant on proprioceptive feedback during standing. *J Neurophysiol*, 64(2), 661-670.
- Axelrod, S., Thompson, L.W. & Cohen, L.D. (1968). Effects of senescence on the temporal resolution of somesthetic stimuli presented to one hand or both. *J Gerontol*, 23(2), 191-195.
- Baratto, L., Morasso, P.G., Re, C. & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6(3), 246-270.
- Baroni, G., Ferrigno, G., Rabuffetti, M., Pedotti, A. & Massion, J. (1999). Long-term adaptation of postural control in microgravity. *Exp Brain Res*, 128(3), 410-416.
- Belenkii, V.E., Gurfinkel, V.S. & Paltsev, E.I. (1967). On elements of control of voluntary movements. *Biofizica*, 12, 135-141.
- Belhassen, S. & Pelissier, J. (1999). Vieillesse de la sensibilité plantaire. In: Jacquot JM, Strubel D, Pélissier J. *La chute de la personne âgée. Problèmes en médecine et en rééducation numéro 36*. 63-74, Masson, Paris.
- Bell-Krotoski, J.A., Fess, E.E., Figarola, J.H. & Hiltz, D. (1995). Threshold detection and Semmes-Weinstein monofilaments. *J Hand Ther*, 8(2), 155-162.
- Bergstrom, B. (1973). Morphology of the vestibular nerve. II. The number of myelinated vestibular nerve fibers in man at various ages. *Acta Otolaryngol*, 76(2), 173-179.
- Bernard-Demanze, L., Burdet, C., Berger, L. & Rougier, P. (2004). Recalibration of somesthetic plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance. *J Integr Neurosci*, 3(4), 433-451.
- Bernard-Demanze, L., Rougier, P. & Berger, L. (2002). Effet d'une séquence de massage plantaire rotatif sur le maintien de la station debout non perturbée. *J Read Med*, 22(1-2), 21-27.

- Bernard-Demanze, L., Vuillerme, N., Berger, L. & Rougier, P. (2006). Magnitude and duration of the effects of plantar sole massages. *Int SportMed*, *J7*, 154-169.
- Boucher, P., Teasdale, N., Courtemanche, R., Bard, C. & Fleury, M. (1995). Postural stability in diabetic polyneuropathy. *Diabetes Care*, *18*(5), 638-645.
- Bouisset, S. (1991). Relation entre support postural et mouvement intentionnel: Approche biomécanique. *Association des Physiologistes*, 77-92.
- Bouisset, S., Richardson, J. & Zattara, M. (2000). Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neuroscience Letters*, *278*, 153-156.
- Brauer, S.G., Burns, Y.R. & Galley, P. (2000). A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, *55*(8), M469-476.
- Brown, M.J. & Asbury, A.K. (1984). Diabetic neuropathy. *Ann Neurol*, *15*(1), 2-12.
- Caron, O., Fontanari, P., Cremieux, J. & Joulia, F. (2004). Effects of ventilation on body sway during human standing. *Neurosci Lett*, *366*(1), 6-9.
- Carpenter, M.G., Frank, J.S., Winter, D.A. & Peysar, G.W. (2001). Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait Posture*, *13*(1), 35-40.
- Chen, H., Nigg, B.M., Hulliger, M. & De Koning, J. (1995). Influence of sensory input on plantar pressure distribution. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *10*(5), 271-274.
- Collins, J.J. & De Luca, C.J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res*, *95*(2), 308-318.
- Collins, J.J., Imhoff, T.T. & Grigg, P. (1996). Noise-enhanced tactile sensation. *Nature*, *383*(6603), 770.
- Collins, J.J., Priplata, A.A., Gravelle, D.C., Niemi, J., Harry, J. & Lipsitz, L.A. (2003). Noise-enhanced human sensorimotor function. *IEEE Eng Med Biol Mag*, *22*(2), 76-83.
- Courtemanche, R., Teasdale, N., Boucher, P., Fleury, M., Lajoie, Y. & Bard, C. (1996). Gait problems in diabetic neuropathic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, *77*(9), 849-855.
- Dhruv, N.T., Niemi, J.B., Harry, J.D., Lipsitz, L.A. & Collins, J.J. (2002). Enhancing tactile sensation in older adults with electrical noise stimulation. *Neuroreport*, *13*(5), 597-600.
- Diener, H.C., Dichgans, J., Guschlbauer, B. & Mau, H. (1984). The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res.*, *296*(1), 103-109.

- Do, M.C., Bussel, B. & Breniere, Y. (1990). Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall. *Exp Brain Res.*, 79(2), 319-324.
- Duarte, M. & Zatsiorsky, V.M. (1999). Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control*, 3(1), 12-27.
- Eils, E., Behrens, S., Mers, O., Thorwestern, L., Völker, K. & Rosenbaum, D. (2004). Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait Posture*, 20(1), 54-60.
- Eils, E., Nolte, S., Tewes, M., Thorwestern, L., Völker, K. & Rosenbaum, D. (2002). Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *J.Biomech*, 35(10), 1307-1313.
- Farenc, I., Rougier, P. & Berger, L. (2001). Mise en évidence des effets du gain du feedback visuel sur la performance posturale par une modélisation des trajectoires du centre des pressions en mouvement Brownien fractionnaire. *Ann Kinésithér*, 28(1), 2-10.
- Fitzpatrick, R.C. & Day, B.L. (2004). Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *J Appl Physiol*, 96(6), 2301-2316.
- Frey von, M. (1910). Physiologie der Sinnesorgane der menschlichen Haut. *Ergebnisse der Physiologie*, 9, 351-368.
- Gagey, P.M. (2008). Posturologie. L'Association pour le Développement et l'Application de la Posturologie. <http://pmsgagey.club.fr>.
- Gagey, P.M. & Weber, B. (2005). *Posturologie: régulation et dérèglements de la station debout. Troisième édition*. Masson, Paris.
- Gautier, J.F., Cahagne, B., Edan, G., Balarac, N., Halimi, S. & Allannic, H. (1997). Neuropathie diabétique périphérique. Recommandations de l'ALFEDIAM. <http://www.alfediam.org/membres/recommandations/alfediam-neuropathie.asp>.
- Gentho, N. & Rougier, P. (2005). Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J Biomech*, 38(10), 2037-2049.
- Gerthoffert, J. (1982). Cartographie du seuil de perception de la pression de la plante du pied. *Ann Kinésithér*, 9, 469-474.
- Gravelle, D.C., Laughton, C.A., Dhruv, N.T., Katdare, K.D., Niemi, J.B., Lipsitz, L.A. & Collins, J.J. (2002). Noise-enhanced balance control in older adults. *Neuroreport*, 13(15), 1853-1856.
- Gurfinkel, E.V. & Elner, A.M. (1973). On two types of static disturbances in patients with local lesions of the brain. *Agressologie*, 14(D), 65-72.

- Hasan, S.S., Robin, D.W., Szurkus, D.C., Ashmead, D.H., Peterson, S.W. & Shiavi, R.G. (1996). Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait Posture*, 4(1), 11-20.
- Hlavacka, F., Mergner, T. & Krizkova, M. (1996). Control of the body vertical by vestibular and proprioceptive inputs. *Brain Res Bull*, 40(5-6), 431-434; discussion 434-435.
- Horak, F.B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11.
- Horak, F.B., Frank, J. & Nutt, J. (1996). Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects: scaling, set, and tone. *J Neurophysiol*, 75(6), 2380-2396.
- Horak, F.B. & Hlavacka, F. (2001). Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol*, 86(2), 575-585.
- Horak, F.B. & Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*, 55(6), 1369-1381.
- Horak, F.B., Nashner, L.M. & Diener, H.C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res.*, 82(1), 167-177.
- Hytonen, M., Pyykko, I., Aalto, H. & Starck, J. (1993). Postural control and age. *Acta Otolaryngol*, 113(2), 119-122.
- Inglis, J.T., Kennedy, P.M., Wells, C. & Chua, R. (2002). The role of cutaneous receptors in the foot. *Adv Exp Med Biol*, 508, 111-117.
- Isableu, B. & Vuillerme, N. (2006). Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Exp Brain Res*, 174(4), 763-768.
- Johansson, R.S., Landstrom, U. & Lundstrom, R. (1982). Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to sinusoidal skin displacements. *Brain Res*, 244(1), 17-25.
- Johansson, R.S. & Vallbo, A.B. (1979b). Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *J Physiol*, 286, 283-300.
- Johansson, R.S. & Vallbo, A.B. (1983). Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand. *Trends in neurosciences*, 6(1), 27-32.
- Johnsson, L.G. & Hawkins, J.E., Jr. (1972). Sensory and neural degeneration with aging, as seen in microdissections of the human inner ear. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 81(2), 179-193.

- Kamei, N., Yamane, K., Nakanishi, S., Yamashita, Y., Tamura, T., Ohshita, K., Watanabe, H., Fujikawa, R., Okubo, M. & Kohno, N. (2005). Effectiveness of Semmes-Weinstein monofilament examination for diabetic peripheral neuropathy screening. *J Diabetes Complications*, 19(1), 47-53.
- Kapteyn, T.S., Bles, W., Njiokiktjien, C.J., Kodde, L., Massen, C.H. & Mol, J.M. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*, 24(7), 321-326.
- Kavounoudias, A. (1999a). Contrôle multimodal de la posture humaine: rôle des afférences proprioceptives musculaires et tactiles plantaires (Thèse). Université de Provence - Aix-Marseille I.
- Kavounoudias, A., Roll, J.P., Roll, R., Gilhodes, J.C. & Bouquerel, A. (1998a). Réponses posturales orientées induites par stimulation vibratoire des afférences cutanées plantaires chez l'homme. *Pied, équilibre et rachis*. 70-83, Frison Roche, Paris.
- Kavounoudias, A., Roll, R. & Roll, J.-P. (1999b). Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neurosci Lett*, 266, 181-184.
- Kavounoudias, A., Roll, R. & Roll, J.P. (1998b). The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport*, 9(14), 3247-3252.
- Kavounoudias, A., Roll, R. & Roll, J.P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J.Physiol*, 532(3), 869-878.
- Kekoni, J., Hamalainen, H., Rautio, J. & Tukeyva, T. (1989). Mechanical sensibility of the sole of the foot determined with vibratory stimuli of varying frequency. *Exp Brain Res*, 78(2), 419-424.
- Kennedy, P.M. & Inglis, J.T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J.Physiol.*, 538(3), 995-1002.
- Kenshalo, D.R. (1977). Age changes in touch, vibration, temperature, kinesthesia and pain sensitivity. In: Birren, J.E. et Schaie, K.W. *Handbook of the Physiology of Aging*. Van Nostrand Reinhold, New York.
- Kenshalo, D.R., Sr. (1986). Somesthetic sensitivity in young and elderly humans. *J Gerontol*, 41(6), 732-742.
- Kerr, B., Condon, S.M. & McDonald, L.A. (1985). Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 11(5), 617-622.
- Khaodhiar, L., Niemi, J.B., Earnest, R., Lima, C., Harry, J.D. & Veves, A. (2003). Enhancing sensation in diabetic neuropathic foot with mechanical noise. *Diabetes Care*, 26, 3280-3283.

- Kim, K.J., Uchiyama, E., Kitaoka, H.B. & An, K.N. (2003). An in vitro study of individual ankle muscle actions on the center of pressure. *Gait Posture*, 17(2), 125-131.
- Kluzik, J., Horak, F.B. & Peterka, R.J. (2005). Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Exp Brain Res*, 162(4), 474-489.
- Lacour, M., Barthelemy, J., Borel, L., Magnan, J., Xerri, C., Chays, A. & Ouaknine, M. (1997). Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. *Exp Brain Res*, 115(2), 300-310.
- Laffenêtre, O. (2004). Eléments d'anatomie et de biomécanique de la cheville et du pied. In: I. Herbaux, H. Blain & C. Jeandel. *Podologie du sujet âgé*. 51-68, Frison-Roche, Paris.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hebert, R. & Prince, F. (2004a). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(6), 896-901.
- Lafond, D., Corriveau, H. & Prince, F. (2004b). Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*, 27(1), 173-178.
- Lafont, C., Costes-Salon, M.C., Dupui, P., Rolland, Y., Busquere, F. & Albarède, J.L. (1999). "Instabilité", vieillissement de la fonction d'équilibration et chutes. In: Jacquot JM, Strubel D, Pélissier J. *La chute de la personne âgée. Problèmes en médecine et en rééducation numéro 36*. 33-47, Masson, Paris.
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C. & Fleury, M. (1993). Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Exp Brain Res*, 97(1), 139-144.
- Le Clair, K. & Riach, C. (1996). Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(3), 176-178.
- Lee, D.N. & Lishman, R. (1977). Visual control of locomotion. *Scand J Psychol*, 18(3), 224-230.
- Létéviant, E. (1876). Esthésiographie. *Compte rendu de la quatrième session de Nantes en 1875*, 1037-1043.
- Lin, S.I., Woollacott, M.H. & Jensen, J.L. (2004). Postural response in older adults with different levels of functional balance capacity. *Aging Clin Exp Res*, 16(5), 369-374.
- Loram, I.D., Maganaris, C.N. & Lakie, M. (2004). Paradoxical muscle movement in human standing. *J Physiol*, 556(Pt 3), 683-689.
- Lord, S.R. (2006). Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii42-ii45.

- Lord, S.R., Clark, R.D. & Webster, I.W. (1991). Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol*, 46(3), M69-76.
- Lord, S.R. & Menz, H.B. (2000). Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46(6), 306-310.
- Lord, S.R., Ward, J.A., Williams, P. & Anstey, K.J. (1994). Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc*, 42(10), 1110-1117.
- Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R.S. & Pyykko, I. (1990). Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Otolaryngol*, 110(3-4), 182-188.
- Maki, B.E., Cheng, K.C., Mansfield, A., Scovil, C.Y., Perry, S.D., Peters, A.L., McKay, S., Lee, T., Marquis, A., Corbeil, P., Fernie, G.R., Liu, B. & McIlroy, W.E. (2007). Preventing falls in older adults: New interventions to promote more effective change-in-support balance reactions. *J Electromyogr Kinesiol*.
- Maki, B.E., Edmondstone, M.A. & McIlroy, W.E. (2000). Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(5), M270-277.
- Maki, B.E., Holliday, P.J. & Fernie, G.R. (1990). Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *J Am Geriatr Soc*, 38(1), 1-9.
- Maki, B.E., Holliday, P.J. & Topper, A.K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 46(4), M123-M131.
- Maki, B.E., Holliday, P.J. & Topper, A.K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 49(2), M72-84.
- Maki, B.E. & McIlroy, W.E. (2005). Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. *Neurol Clin*, 23(3), 751-783, vi-vii.
- Maki, B.E., Perry, S.D., Norrie, R.G. & McIlroy, W.E. (1999). Effects of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 54(6), M281-287.
- Martin, J.P. (1967). *The basal Ganglia and Posture*. Pitman, London.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.
- Massion, J. (1998a). Postural control systems in developmental perspective. *Neurosci Biobehav Rev*, 22(4), 465-472.



- Massion, J., Alexandrov, A. & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Process in Brain Research*, 143, 13-27.
- Massion, J., Amblard, B., Assaiante, C., Mouchnino, L. & Vernazza, S. (1998b). Body orientation and control of coordinated movements in microgravity. *Brain Res Rev*, 28(1-2), 83-91.
- Matheson, A.J., Darlington, C.L. & Smith, P.F. (1999). Further evidence for age-related deficits in human postural function. *J Vestib Res*, 9(4), 261-264.
- Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B. & Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neurosci Lett.*, 302(1), 45-48.
- Maurer, C. & Peterka, R.J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *J Neurophysiol*, 93(1), 189-200.
- Mauritz, K.H. & Dietz, V. (1980). Characteristics of postural instability induced by ischemic blocking of leg afferents. *Exp Brain Res*, 38(1), 117-119.
- McIlroy, W.E. & Maki, B.E. (1997). Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clin Biomech.*, 12(1), 66-70.
- McNevin, N.H., Shea, C.H. & Wulf, G. (2003). Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychol Res*, 67(1), 22-29.
- Melzer, I., Benjuya, N. & Kaplanski, J. (2003). Effects of regular walking on postural stability in the elderly. *Gerontology*, 49, 240-245.
- Menz, H.B. & Morris, M.E. (2005a). Footwear characteristics and foot problems in older people. *Gerontology*, 51(5), 346-351.
- Menz, H.B. & Morris, M.E. (2006a). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture*, 24(2), 229-236.
- Menz, H.B., Morris, M.E. & Lord, S.R. (2005b). Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 60(12), 1546-1552.
- Menz, H.B., Morris, M.E. & Lord, S.R. (2006b). Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 61(8), 866-870.
- Menz, H.B., Tiedemann, A., Kwan, M.M., Latt, M.D., Sherrington, C. & Lord, S.R. (2003). Reliability of clinical tests of foot and ankle characteristics in older people. *J Am Podiatr Med Assoc*, 93(5), 380-387.

- Mergner, T. & Rosemeier, T. (1998). 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*, 28(1-2), 118-135.
- Meyer, P.F. & Oddsson, L.I. (2003). Alternating-pulse iontophoresis for targeted cutaneous anesthesia. *J Neurosci Methods*, 125(1-2), 209-214.
- Meyer, P.F., Oddsson, L.I. & De Luca, C.J. (2004a). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res.*, 156(4), 505-512.
- Meyer, P.F., Oddsson, L.I. & De Luca, C.J. (2004b). Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res.*, 157(4), 526-536.
- Mittelstaedt, H. (1992). Somatic versus vestibular gravity reception in man. *Ann N Y Acad Sci*, 656, 124-139.
- Mizrahi, J. & Susak, Z. (1989). Bi-lateral reactive force patterns in postural sway activity of normal subjects. *Biol Cybern*, 60(4), 297-305.
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J. & Pedotti, A. (1992a). Is the trunk a reference frame for calculating leg position? *Neuroreport*, 4(2), 125-127.
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J. & Pedotti, A. (1992b). Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. *Journal of Neurophysiology*, 67(6), 1587-1598.
- Nurse, M.A. & Nigg, B.M. (1999). Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(9), 667-672.
- Nurse, M.A. & Nigg, B.M. (2001). The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(9), 719-727.
- Okubo, J., Watanabe, I. & Baron, J.B. (1980). Study on influences of the plantar mechanoreceptor on body sways. *Agressologie*, 21(D), 61-69.
- Paillard, J. (1976). Tonus, posture et mouvement. *In Traité de physiologie*. 521-728, Flammarion, Paris.
- Palluel, E., Nougier, V. & Olivier, I. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in elderly? *Age*, 30(1), 53-61.
- Paulus, W.M., Straube, A. & Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*, 107 (Pt 4), 1143-1163.

- Pavlik, A.E., Inglis, J.T., Lauk, M., Oddsson, L. & Collins, J.J. (1999). The effects of stochastic galvanic vestibular stimulation on human postural sway. *Exp Brain Res*, 124(3), 273-280.
- Perrin, P.P., Jeandel, C., Perrin, C.A. & Bene, M.C. (1997). Influence of visual control, conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. *Gerontology*, 43(4), 223-231.
- Perry, S.D. (2006). Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neurosci Lett.*, 392(1-2), 62-67.
- Perry, S.D., McIlroy, W.E. & Maki, B.E. (2000). The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res.*, 877(2), 401-406.
- Perry, S.D., Radtke, A., McIlroy, W.E., Fernie, G.R. & Maki, B.E. (2008). Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 63(6), 595-602.
- Perry, S.D., Santos, C.S. & Patla, A.E. (2001). Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Res.*, 913(1), 27-34.
- Peterka, R.J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophys*, 88, 1097-1118.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffmann, R.G., Lovett, E.G. & Myklebust, B.M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*, 43(9), 956-966.
- Priplata, A.A., Niemi, J.B., Harry, J.D., Lipsitz, L.A. & Collins, J.J. (2003). Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet*, 362(9390), 1123-1124.
- Priplata, A.A., Patritti, B.L., Niemi, J.B., Hughes, R., Gravelle, D.C., Lipsitz, L.A., Veves, A., Stein, J., Bonato, P. & Collins, J.J. (2006). Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Ann Neurol.*, 59(4), 4-12.
- Rigal, R. (1995). *Motricité humaine. Fondements et applications pédagogiques. Tome 1: neurophysiologie sensorimotrice. 2<sup>ème</sup> édition.* Presses de l'Université du Québec, Sainte Foy (Québec), Canada.
- Riley, M.A., Wong, S., Mitra, S. & Turvey, M.T. (1997). Common effects of touch and vision on postural parameters. *Exp Brain Res*, 117(1), 165-170.

- Robbins, S., Waked, E., Allard, P., McClaran, J. & Krouglicof, N. (1997). Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 45(1), 61-66.
- Robbins, S., Waked, E. & McClaran, J. (1995). Proprioception and stability: foot position awareness as a function of age and footwear. *Age Ageing*, 24(1), 67-72.
- Robert-Bobée, I. (2007). Projections de population 2005-2050. Vieillesse de la population en France métropolitaine. *Economie et statistique*, 408-409.
- Robinovitch, S.N., Heller, B., Lui, A. & Cortez, J. (2002). Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. *J Neurophysiol*, 88(2), 613-620.
- Roll, J.P. (1994). Sensibilités cutanées et musculaires. In: M. Richelle, J. Requin, M. Roberts. *Traité de psychologie expérimentale*. 483-542, Presse universitaire de France, Paris.
- Roll, J.P. (2003). Physiologie de la kinesthèse. La proprioception musculaire: sixième sens, ou sens premier? *Intellectica*, 36-37, 49-66.
- Roll, R., Kavounoudias, A. & Roll, J.-P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, 13(15), 1957-1961.
- Rosenhall, U. & Rubin, W. (1975). Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. *Acta Otolaryngol*, 79(1-2), 67-80.
- Rougier, P., Burdet, C., Farenc, I. & Berger, L. (2001). Backward and forward leaning postures modelled by an fBm framework. *Neurosci Res*, 41(1), 41-50.
- Rougier, P. & Toschi, P. (2001). Comment les caractéristiques physiques d'une orthèse de cheville modifient-elles la performance posturale "statique"? *Ann Kinésithér*, 28(4), 152-161.
- Rubenstein, L.Z. & Josephson, K.R. (2002). The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med*, 18(2), 141-158.
- Schmid, M., Conforto, S., Camomilla, V., Cappozzo, A. & D'Alessio, T. (2002). The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings. *Med Eng Phys*, 24(9), 623-631.
- Scott, G., Menz, H.B. & Newcombe, L. (2007). Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture*, 26, 68-75.
- Sherrington, C.S. (1906). *The integrative action of the nervous system*. Constable, London.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. (2000). Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(1), M10-16.

- Simmons, R.W., Richardson, C. & Deutsch, K. (1997a). Limited joint mobility of the ankle in diabetic patients with cutaneous sensory deficit. *Diabetes Res Clin Pract*, 37(2), 137-143.
- Simmons, R.W., Richardson, C. & Pozos, R. (1997b). Postural stability of diabetic patients with and without cutaneous sensory deficit in the foot. *Diabetes Res Clin Pract*, 36(3), 153-160.
- Simoneau, G.G., Leibowitz, H.W., Ulbrecht, J.S., Tyrrell, R.A. & Cavanagh, P.R. (1992). The effects of visual factors and head orientation on postural steadiness in women 55 to 70 years of age. *J Gerontol*, 47(5), M151-158.
- Simoneau, G.G., Ulbrecht, J.S., Derr, J.A., Becker, M.B. & Cavanagh, P.R. (1994). Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*, 17(12), 1411-1421.
- Spicher, C. (2003). *Manuel de rééducation sensitive du corps humain*. Médecine & Hygiène, Genève.
- Stal, F., Fransson, P.A., Magnusson, M. & Karlberg, M. (2003). Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration-induced body sway and adaptation. *J Vestibular Res*, 13, 39-52.
- Strubel, D., Jacquot, J.M., Lapierre, M. & Finiels, H. (1999). Pourquoi tombent-ils? In: Jacquot JM, Strubel D, Pélissier J. *La chute de la personne âgée. Problèmes en médecine de rééducation numéro 36*. 27-33, Masson, Paris.
- Sundermier, L., Woollacott, M.H., Jensen, J.L. & Moore, S. (1996). Postural sensitivity to visual flow in aging adults with and without balance problems. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 51(2), M45-52.
- Teasdale, N., Bard, C., LaRue, J. & Fleury, M. (1993). On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Aging Res*, 19(1), 1-13.
- Teasdale, N. & Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture*, 14(3), 203-210.
- Teasdale, N., Stelmach, G.E. & Breunig, A. (1991a). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *J Gerontol*, 46(6), B238-244.
- Teasdale, N., Stelmach, G.E., Breunig, A. & Meeuwssen, H.J. (1991b). Age differences in visual sensory integration. *Exp Brain Res*, 85(3), 691-696.

- Thoumie, P. (1999). Vieillesse et de la proprioception et évolution des stratégies de rattrapage de l'équilibre. In: Jacquot JM, Strubel D, Pélissier J. *La chute de la personne âgée. Problèmes en médecine et en rééducation*. 75-80, Masson, Paris.
- Tinetti, M.E., Williams, T.F. & Mayewski, R. (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med*, 80(3), 429-434.
- Tremblay, F., Mireault, A.C., Dessureault, L., Manning, H. & Sveistrup, H. (2004). Postural stabilization from fingertip contact: I. Variations in sway attenuation, perceived stability and contact forces with aging. *Exp Brain Res*, 157(3), 275-285.
- Trulsson, M. (2001). Mechanoreceptive afferents in the human sural nerve. *Exp Brain Res*, 137(1), 111-116.
- Vaillant, J. (2004a). Kinésithérapie et amélioration du contrôle de l'équilibre du sujet âgé: effets de traitements cognitifs, manuels et instrumentaux (Thèse). Université de Grenoble I - Joseph Fourier.
- Vaillant, J., Vuillerme, N., Janvey, A., Louis, F., Braujou, R., Juvin, R. & Nougier, V. (2008). Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults. *Brain Res Bull*, 75(1), 18-22.
- Valk, G.D., Nauta, J.J., Strijers, R.L. & Bertelsmann, F.W. (1992). Clinical examination versus neurophysiological examination in the diagnosis of diabetic polyneuropathy. *Diabet Med*, 9(8), 716-721.
- Vallbo, A.B. & Johansson, R.S. (1984). Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Hum Neurobiol*, 3(1), 3-14.
- Vedel, J.P. & Roll, J.-P. (1982). Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. *Neurosci Lett.*, 34(3), 289-294.
- Vibert, J.F., Sébille, A., Lavattard-Rousseau, M.C. & Boureau, F. (2005). La somesthésie. In: Masson, Elsevier. *Neurophysiologie: De la physiologie à l'exploration fonctionnelle*. 38.
- Vierordt von, K. (1860). *Grundriss der Physiologie des Menschen*. H. Laupp, Tuebingen.
- Vuillerme, N., Chenu, O., Pinsault, N., Boisgontier, M., Demongeot, J. & Payan, Y. (2007a). Inter-individual variability in sensory weighting of a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback for controlling posture. *Neurosci Lett*, 421(2), 173-177.
- Vuillerme, N. & Nafati, G. (2007b). How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. *Psychol Res*, 71(2), 192-200.
- Vuillerme, N. & Nougier, V. (2004). Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Res Bull*, 63(2), 161-165.

- Vuillerme, N., Pinsault, N. & Vaillant, J. (2005). Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neurosci Lett.*, 378, 135-139.
- Waddington, G. & Adams, R. (2003). Football boot insoles and sensitivity to extent of ankle inversion movement. *Br J Sports Med*, 37(2), 170-174; discussion 175.
- Wardman, D.L., Taylor, J.L. & Fitzpatrick, R.C. (2003). Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing. *J Physiol*, 551(Pt 3), 1033-1042.
- Watanabe, I. & Okubo, J. (1981). The role of the plantar mechanoreceptor in equilibrium control. *Ann N Y Acad Sci.*, 374, 855-864.
- Wells, C., Ward, J.A., Chua, R. & Inglis, J.T. (2004). Touch noise increases vibrotactile sensitivity in old and young. *Psychological Science*, 16(4), 313-320.
- Wells, C., Ward, L.M., Chua, R. & Inglis, J.T. (2003). Regional variation and changes with ageing in vibrotactile sensitivity in the human footsole. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.*, 58(8), 680-686.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D.A., MacKinnon, C.D., Ruder, G.K. & Wieman, C. (1993). An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Prog Brain Res*, 97, 359-367.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M. & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*, 80(3), 1211-1221.
- Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell, C. & Zabjek, K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol*, 75(6), 2334-2343.
- Woollacott, M. & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture*, 16(1), 1-14.
- Woollacott, M.H. (1993). Age-related changes in posture and movement. *J Gerontol*, 48 Spec No, 56-60.
- Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A. & Nashner, L.M. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev*, 23(2), 97-114.
- Wu, G. & Chiang, J.H. (1997). The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res*, 114(1), 163-169.

# ANNEXES





---

## Annexes

**Annexe 1** : calcul de la position du centre des pressions

**Annexe 2** : Palluel, E., Nougier, V., & Olivier, I. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in elderly? *AGE*, 30(1): 53-61.

**Annexe 3** : Palluel, E., Olivier, I. & Nougier, V. (soumis). Do the benefits of wearing spike insoles persist after taking them off in elderly? *Experimental Aging Research*.

### Calcul de la position du centre de pression

La somme  $\vec{R}$  des forces enregistrées par les trois capteurs est :

$$\vec{R} = \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3$$

Les lois mécaniques permettent d'écrire, à l'équilibre, que :

1. la somme de toutes les forces est nulle

$$\sum \vec{F} = \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 + \vec{P} = \vec{R} + \vec{P} = \vec{0} \quad \text{avec } \vec{P} \text{ représentant le poids du sujet}$$

2. la somme des moments est nulle

$$\vec{OP} \wedge \vec{P} + \vec{OP}_1 \wedge \vec{F}_1 + \vec{OP}_2 \wedge \vec{F}_2 + \vec{OP}_3 \wedge \vec{F}_3 = \vec{0}$$

On obtient 
$$\vec{OP} \wedge \vec{R} = \vec{OP}_1 \wedge \vec{F}_1 + \vec{OP}_2 \wedge \vec{F}_2 + \vec{OP}_3 \wedge \vec{F}_3$$

En développant chacun des termes : soit 
$$\vec{OP}_1 \wedge \vec{F}_1 = \begin{pmatrix} OP_1 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & F_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{i} \\ \vec{j} \\ \vec{k} \end{pmatrix} = -OP_1 \cdot F_1 \cdot \vec{j},$$

$$\vec{OP}_2 \wedge \vec{F}_2 = \begin{pmatrix} OP_2 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & F_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{i} \\ \vec{j} \\ \vec{k} \end{pmatrix} = -OP_2 \cdot F_2 \cdot \vec{j} \quad \text{et} \quad \vec{OP}_3 \wedge \vec{F}_3 = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ OP_3 & 0 \\ 0 & F_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{i} \\ \vec{j} \\ \vec{k} \end{pmatrix} = +OP_3 \cdot F_3 \cdot \vec{i}$$

$$\vec{OP} \wedge \vec{R} = \begin{pmatrix} OP_x & 0 \\ OP_y & 0 \\ 0 & R \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{i} \\ \vec{j} \\ \vec{k} \end{pmatrix} = OP_y \cdot R \cdot \vec{i} - OP_x \cdot R \cdot \vec{j} = OP_3 \cdot F_3 \cdot \vec{i} - OP_1 \cdot F_1 \cdot \vec{j} - OP_2 \cdot F_2 \cdot \vec{j}$$

Par identification, on en déduit :

$OP_x = \frac{OP_1 \cdot F_1 + OP_2 \cdot F_2}{R} = \frac{-OP_2 \cdot F_1 + OP_2 \cdot F_2}{R} = \frac{OP_2 \cdot (F_2 - F_1)}{R}$
$OP_y = \frac{OP_3 \cdot F_3}{R}$

# Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly?

Estelle Palluel · Vincent Nougier · Isabelle Olivier

Received: 19 October 2007 / Accepted: 28 January 2008 / Published online: 4 March 2008  
© American Aging Association 2008

**Abstract** Balance problems are often related to a loss of plantar-sensitivity in elderly people. The purpose of this study was to explore the contribution of plantar cutaneous inputs induced by a spike support surface to the control of stance. Nineteen elderly (mean age 69.0 years, range 62–80) and 19 young adults (mean age 25.9 years, range 21–32) were instructed to stand (*standing* session) or to walk (*walking* session) for 5 min with sandals equipped with spike insoles (*spike* condition). Both sessions also involved a *no spike* condition in which participants stood or walked for 5 min without these insoles (*no spike* condition). In all conditions, postural responses were assessed during unperturbed stance and were performed (1) immediately after putting the spike or the no spike insoles, and (2) 5 min after standing or walking with them. Sway parameters, such as centre of foot pressure mean location, surface area, mean speed, root mean square and median frequency on the antero-posterior and medio-lateral axes, were calculated. As postural performances are often related to plantar-surface sensitivity, cutaneous sensitivity threshold was also evaluated with Semmes–Weinstein monofilaments.

Although no immediate effect of the spike insoles was found, results indicated that standing or walking for 5 min with sandals equipped with spike insoles led to a significant improvement of quiet standing in the elderly. Balance improvement was also observed in young adults. The results provided evidence that wearing sandals with spike insoles can contribute, at least temporarily, to the improvement of unperturbed stance in elderly people with relatively intact plantar cutaneous sensation. Further research is needed to assess the effects of longer and discontinuous stimulations with spike insoles on postural control.

**Keywords** Elderly people · Foot sole stimulation · Plantar-surface sensitivity · Spike surface · Unperturbed stance

## Introduction

It is now well established that plantar cutaneous information participates, among other sensory inputs (Tremblay et al. 2005; Vuillerme et al. 2007), to balance control (Maki et al. 1999; Nurse and Nigg 1999; Perry et al. 2000, 2001; Kavounoudias et al. 2001). Different types of mechanoreceptors [plantar-surface (PS) and deep receptors] are involved and are widely distributed under the foot sole (Kennedy and Inglis 2002). As the feet interface directly with the ground, cutaneous cues provide very detailed spatial

---

E. Palluel (✉) · V. Nougier · I. Olivier  
Laboratoire TIMC-IMAG, Equipe SPM,  
Université Joseph Fourier,  
UMR CNRS 5525,  
Grenoble, France  
e-mail: estelle.palluel@ujf-grenoble.fr

and temporal information about the support surface properties, and about the variations of pressure under the feet that directly result from a shift of the centre of foot pressure (CoP) displacements (Maurer et al. 2001; Perry 2006). The plantar sole is a “dynamometric map” (Kavounoudias et al. 1998).

Experimentally, cooling (Eils et al. 2002; Eils et al. 2004), anaesthetising (Do et al. 1990; Horak et al. 1990; Meyer et al. 2004a, b) or ischeming (Diener et al. 1984) the foot soles leads to a degradation of stability. Clinically, patients suffering from peripheral neuropathy (e.g. diabetics) generally exhibit an increase of postural sway. Several studies have also demonstrated that tactile sensation is age- and location-related (Wells et al. 2003; Perry 2006). Perry (2006) concluded that both vibratory and touch detection thresholds decline with age: The loss of cutaneous sensation correlated with an impaired control of balance and an increased likelihood of falling. Other authors showed that applying vibration (Dhruv et al. 2002; Priplata et al. 2003; Priplata et al. 2006) or rotary plantar massages (Bernard-Demanze et al. 2004) to the foot soles enhances both cutaneous sensation (Dhruv et al. 2002) and balance control (Maurer et al. 2001; Bernard-Demanze et al. 2004). Placing a raised edge underneath the perimeter of the plantar foot surface also facilitates postural stability (Maki et al. 1999).

Whereas reducing/suppressing or stimulating the plantar afferents are two relevant methods to explore the role of tactile messages in postural control, a third approach consists of changing the characteristics of the supporting surface (Watanabe and Okubo 1981; Maki et al. 1999; Maurer et al. 2001). The aim of the study was to reproduce, to some extent, the effects of a massage of the plantar sole, via a “mechanical” and continuous system that does not require a therapeutic intervention. An indented surface composed of spikes directly in contact with the foot sole may involve a somewhat “active” change of pressure distribution under the feet because of the reduction of the supporting surface directly in contact with the plantar soles. It is still unknown whether the spike insoles available on the market may benefit to postural stability, especially in the elderly. We particularly investigated: (1) the immediate and temporary effects of wearing these insoles; (2) whether the stimulation had a similar effect on postural control when participants were standing (i.e. with no movement of

the spikes) or walking (i.e. with a movement of the spikes that could be assimilated to a massage); and (3) whether the stimulation had an effect on PS sensitivity. It was hypothesised that these insoles may improve both cutaneous sensation and postural stability in elderly.

## Materials and methods

### Participants

A total of 19 healthy elderly people (8 men and 11 women; mean age 69.0 years, range 62–80; mean height  $167 \pm 2$  cm; mean weight  $74.4 \pm 1.5$  kg) and 19 healthy young adults (10 men and 9 women; mean age 25.9 years, range 21–32; mean height  $171 \pm 2$  cm; mean weight  $66.2 \pm 2.6$  kg) volunteered for this study. They were naive to the purpose of the study. Informed consent was obtained from each participant as required by the Helsinki declaration (1964) and the Local Ethics Committee. All elderly subjects were ambulatory and lived at home. They self-reported to be free from (1) any diagnosed neurological or musculoskeletal diseases (diseases potentially associated with a central or peripheral neuropathy), (2) any history of falls for the last 6 months, (3) any known balance impairment, and (4) any current use of medication that could affect their PS sensitivity or their balance.

### Procedures

Participants were exposed to two testing sessions of 45 min that were performed at least 2 days apart: a *standing* and a *walking* session. Both sessions included two conditions—*spike* and *no spike*—which were counterbalanced across subjects.

#### 1. Standing session

In the so-called *standing* session, subjects were instructed to stand (1) 5 min upright on the force-plate with sandals equipped with spike insoles (*spike condition*), and (2) 5 min with the sandals but without the spike insoles (*no spike condition*). In this latter condition, thin and flexible insoles were placed into the sandals to avoid the cutaneous contact with the spikes: These insoles (3 mm thick) without spikes did not modify the flexibility of the sandals. The 5-min

duration was determined on the basis of pre-tests already showing an improvement after 5 min of wearing the spike insoles, and was chosen to minimise presumable effects of fatigue, especially in the elderly people.

## 2. Walking session

The same protocol as in the *standing* session was used except that participants walked between the different measures of postural stability.

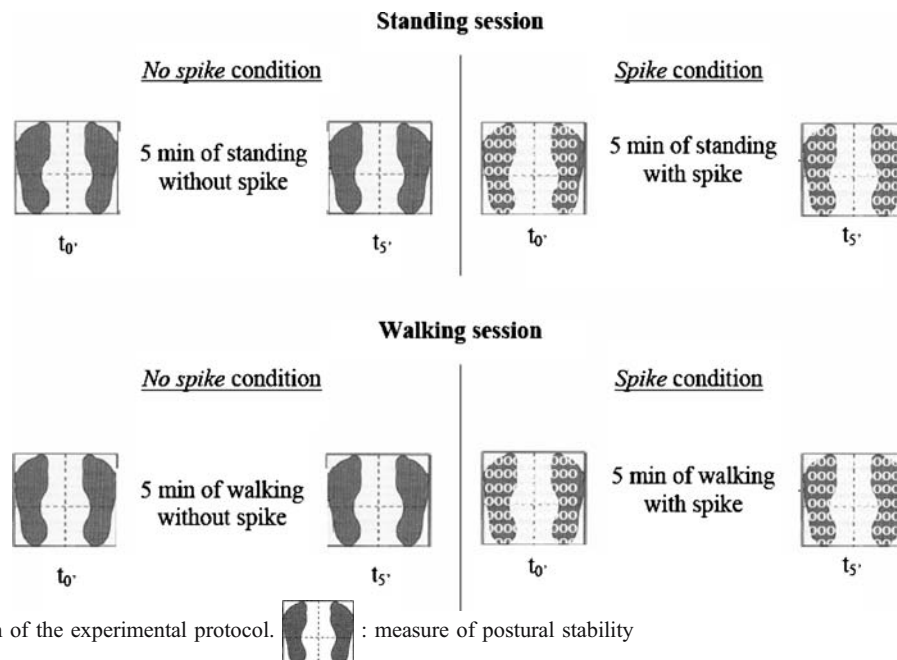
The sway tests were performed during unperturbed stance for both sessions. Participants stood on a force-plate (Equi+, model PF01; Aix les Bains, France) with eyes closed, arms at their sides and feet abducted at 30° with the medial borders of the heels separated by 5 cm. As vision is a predominant sensory system in the elderly (Perrin et al. 1997), and as no significant effect of plantar cutaneous inputs could be seen when vision was available (Meyer et al. 2004a), this information was suppressed in order to explore the influence of the cutaneous cues alone. Participants were asked to sway as little as possible. In each condition, three trials of 32 s with 15 s of standing rest inbetween were recorded (64 Hz sampling frequency) immediately after participants put the spike insoles on ( $t_0$ ) and after 5 min ( $t_5$ ) of standing or walking. The *no spike* condition was included to control that the temporary effects were not

solely due to the action of standing or walking. To minimise fatigue or a decrease of attention, a sitting rest of 10 min was imposed between each condition (Fig. 1).

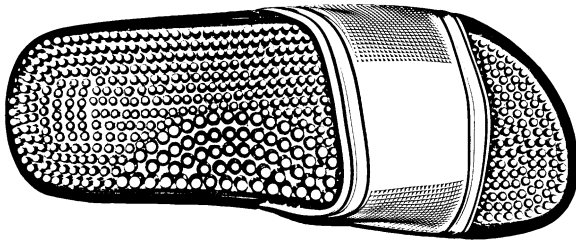
The footwear consisted of the Arena® NewMarco sandals (designed for pool activities). The entire insole was covered with an array of spikes made with semi-rigid PVC (density: 4 spikes/cm<sup>2</sup>; height of a spike: 5 mm; diameter: 3 mm) and uniformly distributed under the feet except on the medial arch where the spikes were bigger (density: 2 spikes/cm<sup>2</sup>; height: 1 cm; diameter: 5 mm) (Fig. 2). According to the manufacturer, the spikes enable the plantar soles to be massaged.

## Touch test

Fine-touch sensitivity was assessed by probing both feet at four different foot sole locations [great toe, first metatarsal head (MT), fifth MT, heel]. The six Semmes–Weinstein monofilaments (Touch test monofilaments, foot kit; Biomedix laboratories, France) used to determine the sensitivity threshold of the slow adapting receptors (Merkel cells and Ruffini endings) were 2.83, 3.61, 4.31, 4.56, 5.07 and 6.65 in evaluator size. The Meissner and the Pacinian corpuscles were not tested. The test was performed before (pre-test sensitivity) and after (post-test sensitivity) the 5 min



**Fig. 1** Diagram of the experimental protocol.  : measure of postural stability



**Fig. 2** Spike sandals used in the study

*spike* condition of the *standing* session. Both assessments were done without insoles. Participants were seated blindfolded and were informed about the beginning of the testing period and stimulation localisation. Whereas the ascending and descending method of limits was used, they were instructed to indicate whenever stimulation was perceived. A maximum of three stimulations per monofilament was applied on each area. The sensitivity threshold was determined by the thinnest monofilament that was detected at least once.

#### Dependent variables

CoP motion was processed through mean CoP location (in mm), surface area (in mm<sup>2</sup>), mean speed (in mm.s<sup>-1</sup>), root mean square (RMS in mm) and median frequency (MF in Hz) on the antero-posterior (AP) and medio-lateral (ML) axes. All sway parameters can illustrate age-related changes in postural control (Melzer et al. 2003; Bernard-Demanze et al. 2004). Touch threshold (in monofilament size) was used to determine subjects' variation of sensitivity across time.

#### Statistical analysis

A 2 ages (young adults and elderly) × 2 sessions (standing and walking) × 2 conditions (spike and no spike) × 2 times (t<sub>0</sub> and t<sub>5</sub>) analysis of variance (ANOVA) with repeated measures on the last three factors was applied to (1) identify the immediate and temporary effects of the spike insoles, and (2) compare the effects between a standing and a walking stimulation. Post-hoc analyses (Tukey HSD) were used whenever necessary. In addition, Spearman *R* correlations were calculated to assess whether postural performance was associated with PS sensitivity. The level of significance was set at  $\alpha=0.05$ .

## Results

Control of the mean position of the CoP along both medial–lateral and anterior–posterior axes

The analysis revealed neither main effect nor interaction on both medial–lateral (ML) ( $p_s>0.11$ ) and anterior–posterior (AP) ( $p_s>0.09$ ) axes, ruling out a possible effect of asymmetric (Genthon and Rougier 2005) or leaning (Rougier et al. 2001) postures.

Immediate and temporary effects of the spike insoles on postural control

Percentages of improvement due to wearing the spike sandals were calculated on all postural variables (except the mean CoP location). This improvement of postural stability was up to 55.8% and was observed in 8–18 young adults and in 10–14 elderly people depending on the postural variable (Table 1).

The four-way interaction of age × session × condition × time was significant for the surface area ( $p=0.027$ ) and the AP RMS ( $p=0.007$ ). For the mean speed, results showed a significant three-way interaction of age × condition × time ( $p=0.040$ ). A two-way interaction of condition × time was significant for the ML RMS ( $p=0.010$ ). Whereas the analysis indicated no effect on the ML MF ( $p_s>0.07$ ), a main effect of age was observed on the AP MF ( $p=0.001$ ) and on the ML RMS ( $p=0.006$ ): it was lower in the young adults.

In the elderly, post-hoc analysis showed an improvement of postural control in both sessions. In the *standing* session, there was a decrease of the CoP surface area and the AP RMS between t<sub>0</sub> and t<sub>5</sub> of the *spike* condition ( $p=0.001$ ,  $p=0.003$ , respectively) and between t<sub>5</sub> of both conditions ( $p=0.001$ ,  $p=0.004$ , respectively). The decrease of the CoP surface area and the AP RMS was not significant in the *walking* session ( $p_s>0.342$  and  $p_s>0.99$ , respectively). However, and whatever the session, a significant difference of mean speed appeared in the *spike* condition between t<sub>0</sub> and t<sub>5</sub> of the *spike* condition ( $p=0.005$ ), with the lower values occurring at t<sub>5</sub> (10.6% of improvement in the *standing* session and 3.9% in the *walking* session). Lower values of ML RMS were also obtained at t<sub>5</sub> in the *spike* condition compared to the *no spike* condition ( $p=0.036$ ; 10.6%

**Table 1** Improvement in percentage [*Imp (%)*] due to wearing the sandals, and the number of young adults and elderly persons (*Number of subjects* out of 19 for both groups) who improved their postural stability in the *standing* and *walking* session (means and SD)

	Young				Elderly			
	Standing session		Walking session		Standing session		Walking session	
	Imp (%)	Number of subjects	Imp (%)	Number of subjects	Imp (%)	Number of subjects	Imp (%)	Number of subjects
Surface area (mm <sup>2</sup> )	11.6	9	55.8	15	26.7	14	22.7	13
SD	97.5		84.6		35.3		45.9	
Speed (mm/s)	-3.1	10	-0.2	18	10.6	10	3.9	10
SD	15.2		22.1		12.2		16	
AP RMS (mm)	0.6	10	9.8	15	16.3	11	2.7	10
SD	50.5		43.2		27.3		32.6	
ML RMS (mm)	3.9	8	9.1	13	10.6	12	18.4	14
SD	34		38.4		23.2		33.4	
AP MF (Hz)	-1.1	10	0.5	11	1.2	14	-0.7	14
SD	15.3		20.6		15.4		13.2	
ML MF (Hz)	3.0	11	2.1	12	-0.6	13	1.8	12
SD	30.1		35.8		25.3		20.3	

A positive percentage involves an improvement, a negative percentage involves a degradation.

SD Standard deviation, AP anterior–posterior, ML medial–lateral, RMS root mean square, MF median frequency

of improvement in the *standing* session and 18.4% in the *walking* session).

In the young adults, post hoc analysis indicated a small improvement of postural stability in the *standing* session. In fact, there was no significant effect on (1) the surface area ( $p_s > 0.93$ ), (2) the mean speed ( $p_s > 0.99$ ), or (3) the AP RMS ( $p_s > 0.39$ ). As for the elderly, there was solely a significant decrease of the ML RMS with lower values occurring at  $t_5$  in the *spike* condition compared to the  $t_5$  of the *no spike* condition ( $p = 0.036$ ; 3.9% of improvement in the *standing* session and 9.1% in the *walking* session). More benefits appeared in the walking session with a decrease of (1) the CoP surface area between  $t_5$  of both conditions ( $p = 0.001$ ), (2) the AP RMS between  $t_0$  and  $t_5$  of the *spike* condition ( $p = 0.027$ ) and between  $t_5$  of both conditions ( $p = 0.001$ ), and (3) the ML RMS (see above).

Comparison between the standing and the walking effect on postural control

When the four-way interaction appeared to be significant, the values of the *standing* and *walking*

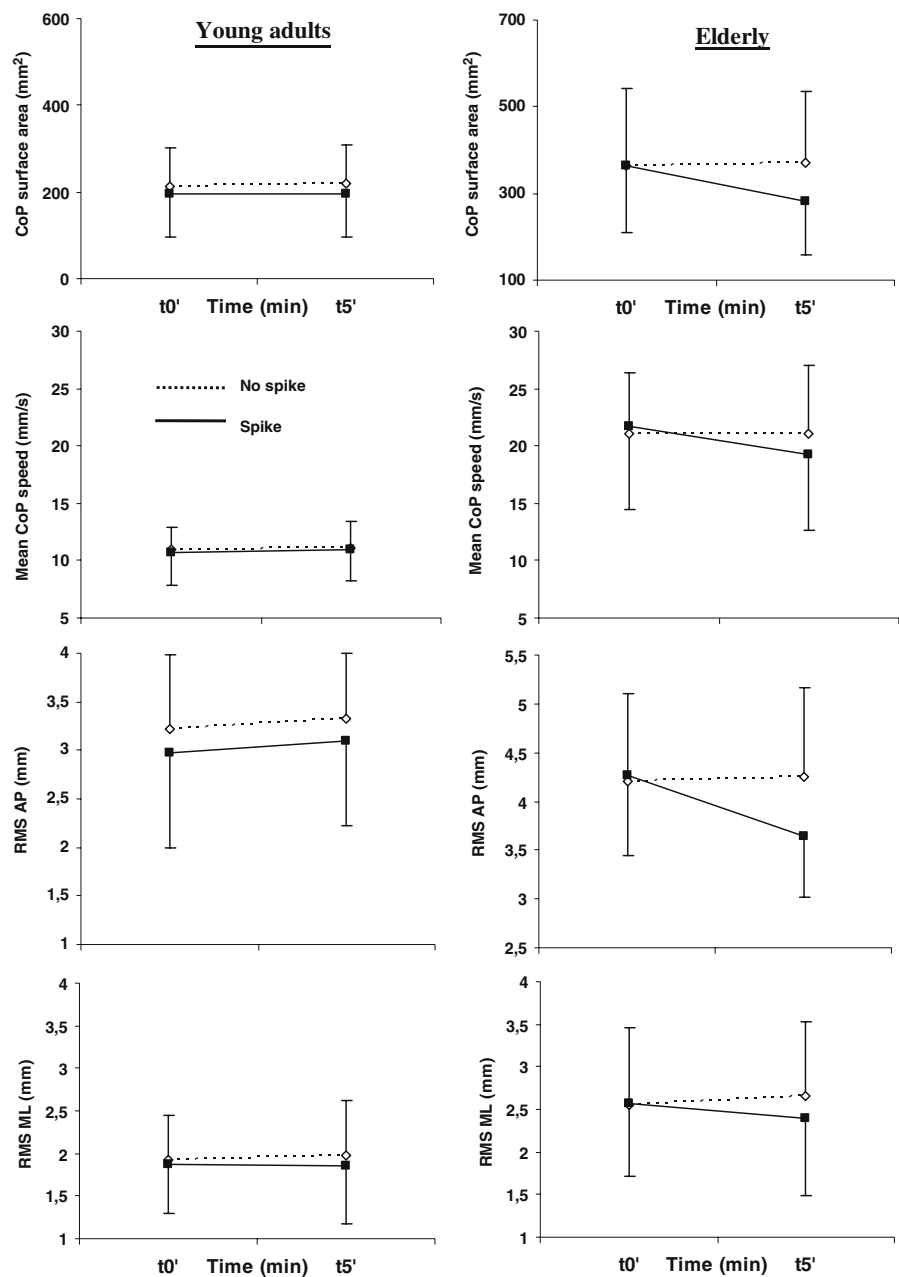
sessions observed at  $t_5$  in the *spike* condition were compared to explore whether standing might be as beneficial as walking. As indicated above, no effect of session appeared for the mean speed and the ML RMS. For the surface area, the post hoc test showed no difference for both young adults ( $p = 0.795$ ) and elderly ( $p = 0.581$ ). However, whereas no significant difference was established for the AP RMS in the young adults ( $p = 0.278$ ), the *standing* session led to lower AP RMS values than the walking session in elderly ( $p = 0.023$ ) (Figs. 3 and 4).

Fine-touch sensitivity evolution in the standing session

A 2 ages (young and old)  $\times$  2 times (pre-test and post-test)  $\times$  4 foot soles areas (great toe, first and fifth MT and heel) ANOVA with repeated measures on the last two factors was used to compare cutaneous sensitivity between the pre- and post-test in both populations. Although the two-way interaction of age  $\times$  time was significant ( $p = 0.002$ ), the post-hoc analysis revealed no difference between the overall pre-test and post-test sensitivity in the young adults ( $3.7 \pm 0.4$  and  $3.8 \pm$



**Fig. 3** Immediate and temporary effects of the spike insoles (i.e. 5 min) in the standing session. *Left and right panels* represent the evolution of the CoP surface area, mean speed, AP and ML RMS for the young adults and the elderly, respectively (means and SD). Refer to text to see significant effects or interactions. For illustration purposes, the ordinate scale of the graphs has been adapted so that its amplitude remains the same for the two populations

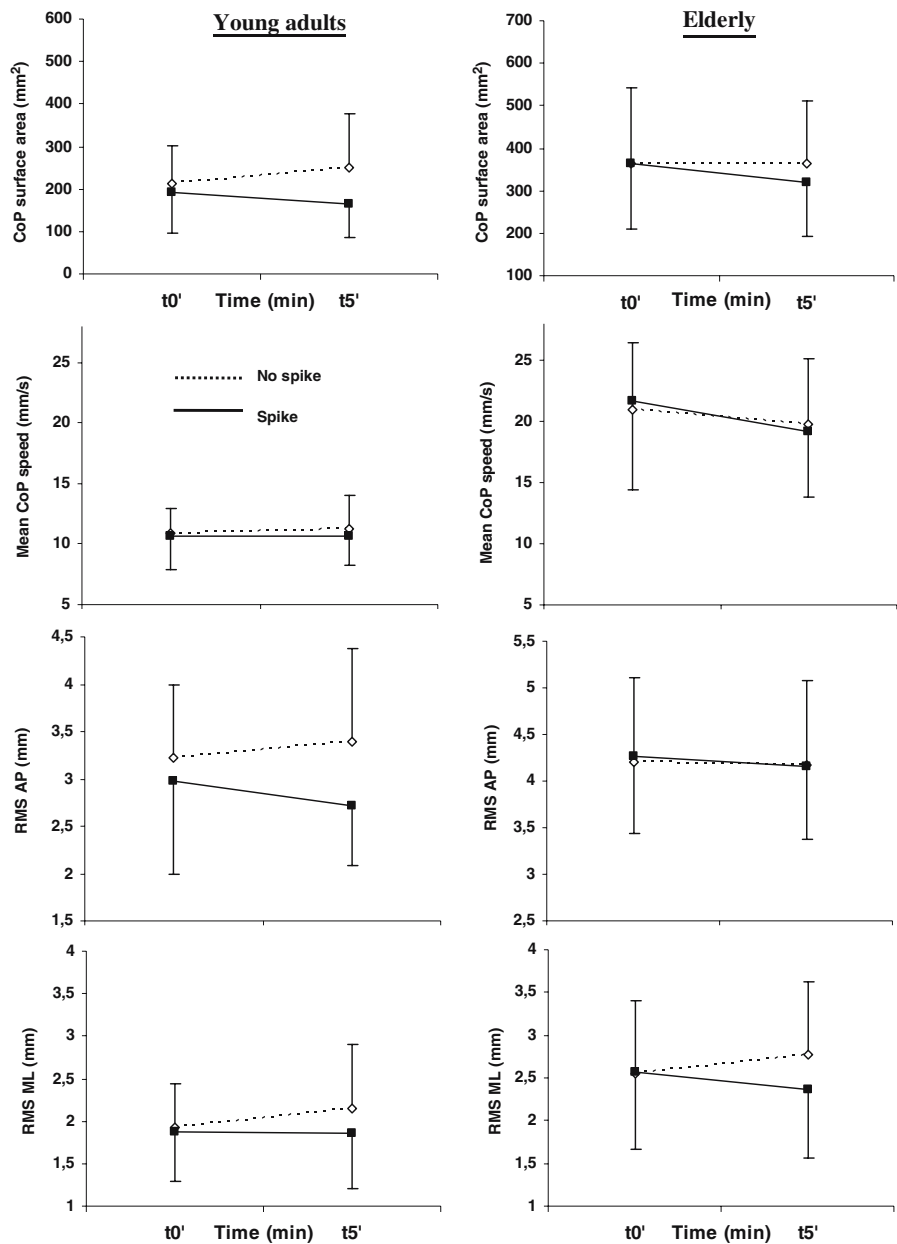


0.4, respectively;  $p=0.187$ ) or in the elderly ( $4.5\pm 0.6$  and  $4.5\pm 0.5$ , respectively;  $p=0.991$ ). Differences were observed between both populations at  $t_0$  ( $p=0.014$ ) and was almost significant at  $t_5$  ( $p=0.075$ ). Results also showed a significant two-way interaction of age  $\times$  foot sole area ( $p=0.046$ ) and post-hoc analysis indicated that the heel was less sensitive than the great toe ( $p=0.001$ ), the first ( $p=0.036$ ) and the fifth MT ( $p=0.033$ ) in elderly, whatever the time: The

mean sensitivity of the heel was  $3.90\pm 0.35$  for the young adults and  $4.88\pm 0.60$  for the elderly (Fig. 5).

Additionally, the relationship between the pre-test, post-test sensitivity (mean threshold of the four areas) and all postural variables was explored with a Spearman  $R$  correlation analysis in the standing session for each population. Results revealed that postural stability was not correlated with PS sensitivity, whatever the age group ( $p_s > 0.06$ ).

**Fig. 4** Immediate and temporary effects of the spike insoles (i.e. 5 min) in the walking session. *Left and right panels* represent the evolution of the CoP surface area, mean speed, AP and ML RMS for the young adults and the elderly, respectively (means and SD). Refer to text to see significant effects or interactions. For illustration purposes, the ordinate scale of the graphs has been adapted so that its amplitude remains the same for the two populations

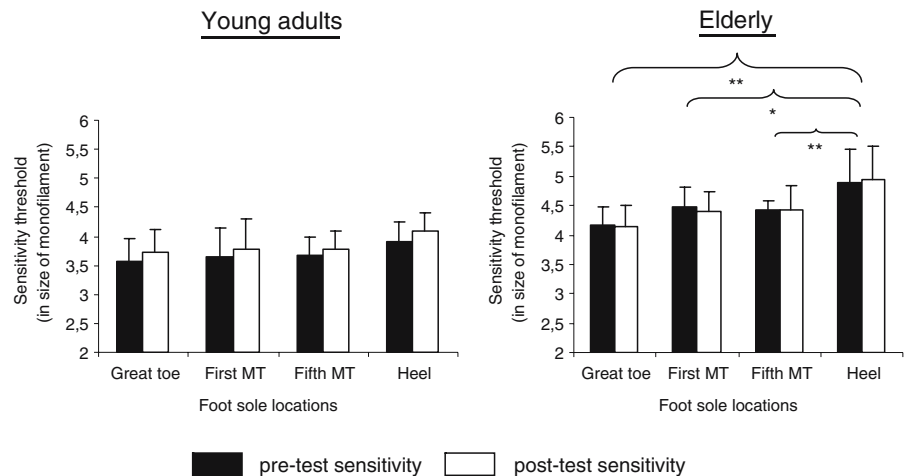


## Discussion

The results provided evidence that wearing sandals with spike insoles can contribute, at least temporarily, to the improvement of unperturbed stance in the elderly with relatively intact plantar cutaneous sensation, and also in young adults. Immediately after participants put the spike insoles on they exhibited no adaptation. Interestingly, standing or walking for 5 min with these spike sandals led to a significant

improvement of balance in both groups for the AP and ML planes. In the elderly, the effects were more pronounced in the *standing* than in the *walking* session. But the comparison of percentage of improvement showed moderate differences between both sessions except for the ML RMS (Table 1). Although the magnitude of the effects appeared to be small, some similar modest differences have already been shown to be predictive of falling risk (Maki et al. 1999). In young adults, modest benefits were ob-

**Fig. 5** Changes of sensation between the pre-test and post-test sensitivity for the young adults and the elderly. Note that the threshold values are log-transformed: the 2.83, 3.61, 4.31, 4.56, 5.07 and 6.65 monofilaments correspond respectively to a pressure perception threshold of 0.1, 0.4, 2.1, 3.6, 11.7 and 446.7 g. The higher the size of the monofilament, the smaller the fine-touch sensitivity. The significant values are reported (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ )



served in the *standing* session. However, the decrease of the surface area up to 55.8% and the moderate improvement of 9% of the AP and ML RMS observed in the *walking* session showed that they could also benefit from the spikes. Previous studies already indicated an improvement of postural control in young and elderly people when the foot soles were stimulated (Maki et al. 1999; Priplata et al. 2003). These results supported the hypothesis that the spikes provide relevant tactile information about body position in reference to verticality. As slow adapting receptors code the continuous pressures applied to their field (Kennedy and Inglis 2002), it can be suggested that the spikes are another indented surface that increased the body awareness and improved the spatial representation of the pressure distribution under the feet sole (Wu and Chiang 1997; Kavounoudias et al. 1998).

Since several studies demonstrated the relationship between PS sensitivity and postural control (Do et al. 1990; Maki et al. 1999; Eils et al. 2004), we expected that wearing spike insoles would enhance cutaneous sensation as well as postural stability in elderly people. The absence of correlation between PS sensitivity and postural control suggested that the spikes stimulated other receptors such as the deep ones. As indicated by Maurer (2001), PS receptors are mainly involved in the evaluation of the support surface whereas deep receptors contribute to the continuous control of CoP displacements. As we only tested the Merkel cells and Ruffini endings, vibratory testing at different frequencies is needed to check this assumption.

In conclusion, the present main findings suggested that *standing* or *walking* with the spike sandals enhance postural control in both young adults and the elderly. Further research is needed to investigate the evolution of postural sway while wearing regularly these insoles. As daily activities include standing, walking and also resting periods, it remains to determine whether being discontinuously stimulated by the spikes may have the same effect than continuous stimulation. In other words, we can wonder whether the benefits are lost immediately after taking off the sandals or whether these benefits remain over a longer period of time.

#### Limitations and perspectives

Potential limitations of the experiment pertain to the subjects' selection, the quantification of postural performances, and statistical analyses. No advanced loss of sensitivity was observed in the elderly and may be an explanation for the lack of correlation between PS sensitivity and postural stability. There is a need to assess elderly people with loss of sensitivity.

The quantification of postural responses was only assessed during unperturbed stance. Although these measures give information about balance strategies, they do not provide clues about postural responses induced by perturbations. Using induced-sway tests in future studies may help to determine whether the spike insoles facilitate balance recovering. Additionally, it remains to determine whether the effects observed persist (1) when vision is available (although this blindfolded condition appears firstly not

to be a real-life situation, it is close to situations with poor environmental lighting or with visual impairment), and (2) when normal shoes are used, especially during walking. Finally, the statistical methodology, by involving multiple comparisons with a relative small sample size, did not totally prevent from false positives. Even though the criterion level was set at  $\alpha=0.05$ , most of the probabilities of error were smaller than 0.01. Further research is probably needed to assess the generalization of the results.

**Acknowledgments** The authors would like to thank all participants.

## References

- Bernard-Demanze L, Burdet C, Berger L, Rougier P (2004) Recalibration of somesthetic plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance. *J Integr Neurosci* 3:433–451
- Dhruv NT, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ (2002) Enhancing tactile sensation in older adults with electrical noise stimulation. *Neuroreport* 13:597–600
- Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, Mau H (1984) The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res* 296:103–109
- Do MC, Bussel B, Breniere Y (1990) Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall. *Exp Brain Res* 79:319–324
- Eils E, Nolte S, Tewes M, Thorwestern L, Völker K, Rosenbaum D (2002) Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *J Biomech* 35:1307–1313
- Eils E, Behrens S, Mers O, Thorwestern L, Völker K, Rosenbaum D (2004) Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait Posture* 20:54–60
- Genthon N, Rougier P (2005) Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J Biomech* 38:2037–2049
- Horak FB, Nashner LM, Diener HC (1990) Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res* 82:167–177
- Kavounoudias A, Roll R, Roll J-P (1998) The plantar sole is a ‘dynamometric map’ for human balance control. *Neuroreport* 9:3247–3252
- Kavounoudias A, Roll R, Roll J-P (2001) Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol* 532:869–878
- Kennedy PM, Inglis JT (2002) Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol* 538:995–1002
- Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE (1999) Effects of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 54:M281–287
- Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F (2001) Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neurosci Lett* 302:45–48
- Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J (2003) Effects of regular walking on postural stability in the elderly. *Gerontology* 49:240–245
- Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ (2004a) The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 156:505–512
- Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ (2004b) Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res* 157:526–536
- Nurse MA, Nigg BM (1999) Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clin Biomech* 14:667–672
- Perrin PP, Jeandel C, Perrin CA, Bene MC (1997) Influence of visual control, conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. *Gerontology* 43:223–231
- Perry SD (2006) Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neurosci Lett* 392:62–67
- Perry SD, McIlroy WE, Maki BE (2000) The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res* 877:401–406
- Perry SD, Santos CS, Patla AE (2001) Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Res* 913:27–34
- Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ (2003) Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet* 362:1123–1124
- Priplata AA, Patrilli BL, Niemi JB, Hughes R, Gravelle DC, Lipsitz LA, Veves A, Stein J, Bonato P, Collins JJ (2006) Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Ann Neurol* 59:4–12
- Rougier P, Burdet C, Farenc I, Berger L (2001) Backward and forward leaning postures modelled by an fBm framework. *Neurosci Res* 41:41–50
- Tremblay F, Mireault AC, Dessureault L, Manning H, Sveistrup H (2005) Postural stabilization from fingertip contact II. Relationships between age, tactile sensibility and magnitude of contact forces. *Exp Brain Res* 164:155–164
- Vuillerme N, Pinsault N, Chenu O, Boisgontier M, Demongeot J, Payan Y (2007) How a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback modifies postural control mechanisms during quiet standing. *Exp Brain Res* 181:547–554
- Watanabe I, Okubo J (1981) The role of the plantar mechanoreceptor in equilibrium control. *Ann NY Acad Sci* 374:855–864
- Wells C, Ward LM, Chua R, Inglis JT (2003) Regional variation and changes with ageing in vibrotactile sensitivity in the human footsole. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58:680–686
- Wu G, Chiang JH (1997) The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res* 114:163–169

1                                   **Do the benefits of wearing spike insoles persist**  
2                                   **after taking them off in elderly?**

3  
4   **Objective.** The purpose of the present study was to explore the contribution of plantar cutaneous  
5 inputs induced by a spike insole to the control of stance in elderly.

6   **Design.** Before and after intervention trial.

7   **Setting.** Medical university bioengineering laboratory.

8   **Participants.** Healthy elderly (n=19, mean age = 68.8) and young adults (n=17, mean age =  
9 24.3)

10 **Interventions.** Participants were instructed to stand or to walk five minutes with sandals  
11 equipped with spike insoles. Postural control was evaluated four times during unperturbed  
12 stance: (1) before putting the sandals equipped with spike insoles ( $t_1$ ), (2) five minutes after  
13 standing or walking with them ( $t_2$ ), (3) immediately after placing thin and flexible insoles (no  
14 spike insoles) into the sandals to avoid the cutaneous contact with the spikes ( $t_3$ ), and (4) after a  
15 sitting rest of five minutes with the no spike insoles ( $t_4$ ).

16 **Main outcome measures.** Centre of pressure displacements were recorded using a force  
17 platform.

18 **Results.** Although a significant improvement was observed in both populations after wearing  
19 them, the benefits were immediately lost after taking them off.

20 **Conclusions.** The present results suggested that 1) whatever the nature of the stimulation, static  
21 (standing) or dynamic (walking), the pressure induced by the body load on the spikes improved  
22 postural sway, and 2) the young adults and the elderly took advantage of this indented surface

1 and were perturbed when it was removed. This enriched sensory context led to a more stable  
2 behavior; its suppression entailed a reweighting of the plantar cutaneous information.

3

4 **Keywords:** elderly; quiet stance; postural control; foot sole stimulation; spike insoles; plantar  
5 cutaneous information.

## 1 **Introduction**

2 A variety of sensory sources, including visual, proprioceptive and vestibular information,  
3 contribute to the overall control of posture and gait in humans. Plantar cutaneous inputs also  
4 participate to balance control during standing <sup>1,2</sup>, walking <sup>2-4</sup>, running <sup>4</sup> or compensatory stepping  
5 evoked by balance perturbation <sup>5,6</sup>. The integration of the different sensory information is re-  
6 weighted according to the sensory environment <sup>7</sup>: On a firm base of support, healthy individuals  
7 rely mostly on somatosensory cues (70%) but the dependence on these inputs decreases as the  
8 surface becomes unstable <sup>8</sup>. The mechanoreceptors of the feet are particularly involved in  
9 postural control because they are the direct interface between the body and the ground <sup>9</sup>.  
10 Kavounoudias et al. <sup>10</sup>, by investigating the effects of vibration applied to the forefoot, clearly  
11 demonstrated that the mechanoreceptors are able to code each static pressure exerted on the skin  
12 as well as their dynamic changes <sup>4,10</sup>. For example, backward tilts were observed while this area  
13 was stimulated: This artificial message gave an impression of pressure increase under the  
14 forefoot and led to an opposite-directed compensation. Therefore, these results reinforce the  
15 relevance of cutaneous afferent messages to the control of balance.

16 On one hand, reducing or suppressing the plantar cutaneous inputs by hypothermia <sup>11-13</sup>,  
17 anesthesia <sup>14,15</sup> or ischemia <sup>16</sup> lead to a degradation of postural control. This increase of postural  
18 sway is also observed in neuropathic patients (e.g., diabetics) and in elderly: It can be partially  
19 explained by a loss of tactile sensation. In fact, both vibratory and touch detection thresholds  
20 decline with age <sup>17</sup>. This decrease of plantar-surface (PS) sensitivity contribute to the increased  
21 incidence of falls and injuries in elderly <sup>18-20</sup>. On the other hand, stimulating the foot sole by  
22 applying sub-sensory vibration <sup>21,22</sup> or rotary plantar massages <sup>23</sup> enhances balance control either  
23 in young adults or in elderly. The role of tactile messages has also been explored by changing

1 the characteristics of the supporting surface. For example, standing on an array of ball bearings  
2 <sup>24</sup>, on pins <sup>25</sup> or on a tubing located on the plantar-surface boundaries <sup>6</sup> was found to facilitate  
3 sensation and to reduce postural sway. Previous findings also provided evidence that standing or  
4 walking with sandals equipped with spike insoles can contribute, at least temporarily, to the  
5 improvement of unperturbed stance in elderly with relatively intact plantar cutaneous sensation <sup>2</sup>.  
6 This improvement was observed on different postural variables (centre of foot pressure (CoP)  
7 surface area, CoP mean speed, root mean square (RMS) on the anterior-posterior and medial-  
8 lateral axes) and was observed in most elderly and young adults <sup>2</sup>. These results suggested that  
9 the spikes provided relevant tactile information about body position in reference to verticality.  
10 As daily activities include standing, walking and resting periods, we examined whether the  
11 benefits were lost immediately after taking off the sandals or whether they remained over a  
12 longer period of time. A previous experiment indicated that a 10 min massage of the foot soles  
13 involved a better distribution of the body weight. However, these effects disappeared after about  
14 8 min <sup>26</sup>. The spike insoles reproduce, to some extent, the effects of a massage <sup>2</sup>. We thus  
15 hypothesized that the benefits may not remain after taking off the sandals.

16

## 17 **Methods**

### 18 **Participants**

19 19 healthy elderly (8 men and 11 women; mean age = 68.8, range: 61-80 years; mean height  
20 =  $165 \pm 2$  cm; mean weight =  $73.8 \pm 1.4$  kg) and 17 healthy young adults (7 men and 10 women;  
21 mean age = 24.3, range 21-32 years; mean height =  $172 \pm 2$  cm; mean weight =  $66.8 \pm 1.3$  kg)  
22 volunteered for this study. Informed consent was obtained from each participant as required by  
23 the Helsinki declaration (1964) and the Local Ethics Committee. All elderly subjects were



1 ambulatory and lived at home. They self-reported to be free from (1) any diagnosed neurological  
2 or musculoskeletal diseases (all of them were able to feel the 5.07 Semmes-Weinstein  
3 monofilament), (2) any history of falls for the last six months, (3) any known balance  
4 impairment, and (4) any current use of medication that could affect their PS sensitivity or their  
5 balance.

6

## 7 Procedures

8 Each participant was exposed to a *standing* and a *walking* session that were counterbalanced  
9 across participants. In both sessions, postural responses were assessed during unperturbed stance  
10 with participants standing on a force platform (Equi+, model PF01, Aix les Bains, France). They  
11 had the eyes closed, the arms at their sides and the feet abducted at 30° with the medial borders  
12 of the heels separated by 5 cm. As vision is a predominant sensory system in elderly<sup>27</sup> and as no  
13 significant effect of plantar cutaneous inputs could be seen when vision was available<sup>14</sup>, this  
14 information was suppressed in order to explore the influence of the cutaneous cues alone.  
15 Participants were asked to sway as little as possible. The sampling frequency was 64 Hz.

16 The footwear consisted of sandals. The entire insole (*spike* insoles) was covered with an array  
17 of spikes made with semi rigid PVC (density: 4 spikes/cm<sup>2</sup>; height of a spike: 5 mm; diameter: 3  
18 mm) and uniformly distributed under the feet except on the medial arch where the spikes were  
19 bigger (density: 2 spikes/cm<sup>2</sup>; height: 1 cm; diameter: 5 mm). According to the manufacturer, the  
20 spikes enable the plantar soles to be massaged (Figure 2).

21 Three trials of 32 s with 15 s of standing rest in-between were performed four times in each  
22 session: (1) before wearing the spike insoles by putting thin and flexible insoles (*no spike*  
23 insoles) on the sandals (t<sub>1</sub> or control condition), (2) five minutes after standing (*standing* session)

1 or walking (*walking* session) with the spike insoles ( $t_2$ ), (3) immediately after putting the *no*  
2 *spike* insoles on the sandals ( $t_3$ ) and (4) after a sitting rest of five minutes with the *no spike*  
3 insoles ( $t_4$ ) (see Figure 1). As the trials were always performed with the sandals, the *no spike*  
4 insoles (3 mm thick) were put on the sandals at  $t_1$ , at  $t_3$ , at  $t_4$  and were kept between  $t_3$  and  $t_4$  to  
5 avoid the cutaneous contact with the spikes. 45 s of standing were imposed before the postural  
6 measurements at  $t_4$  in order to avoid the effects due to the transition from a seated to a standing  
7 position. The 5 min duration was determined on the basis of a previous experiment showing an  
8 improvement after 5 min of wearing the spike insoles <sup>2</sup>.

9 -----  
10 Insert Figures 1 and 2 about here  
11 -----

12 *Dependent variables*

13 The centre of foot pressure (CoP) motion was processed through surface area (i.e. 90%  
14 confidence ellipse area), mean speed, root mean square on the antero-posterior (AP RMS) and  
15 medio-lateral (ML RMS) axes. The mean of the three trials was calculated at  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  and  $t_4$  for  
16 the *standing* and the *walking* sessions, respectively.

17  
18 *Statistical analysis*

19 A 2 ages (young and old adults) x 2 sessions (standing and walking) x 4 times ( $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  and  $t_4$ )  
20 analysis of variance (ANOVA) with repeated measures on the last two factors was applied to  
21 determine whether the benefits of wearing spike insoles remained after taking them off.  
22 Adjustments of the p-values for the violation of the sphericity assumption were done with a

1 multivariate test (Hotelling-Lawley Trace). Post-hoc analyses (Tukey HSD) were used whenever  
2 necessary. The level of significance was set at  $\alpha=0.05$ .

3

#### 4 **Results**

5 The three-way interaction of age x session x time was significant for the CoP surface  
6 ( $p=0.028$ ) and the AP RMS ( $p<0.001$ ). In the elderly, as expected<sup>2</sup>, post-hoc analysis showed an  
7 improvement of the CoP surface and the AP RMS after standing five minutes ( $t_2$ ) with the spike  
8 insoles compared to  $t_1$  ( $p<0.001$  and  $p=0.048$ , respectively). When the spike insoles were  
9 removed ( $t_3$ ), the benefits were immediately lost for both variables ( $p_s<0.001$ ). In the *walking*  
10 session, the decrease of the CoP surface and the AP RMS were not significant between  $t_1$  and  $t_2$   
11 ( $p=0.26$  and  $p>0.99$ , respectively) but higher values were observed immediately after removing  
12 the insoles ( $t_3$ ) ( $p<0.001$ ) and after a rest of five minutes ( $t_4$ ) for the CoP surface, only ( $p<0.001$ ).  
13 In the young adults, post hoc analysis indicated a small improvement of postural stability in the  
14 *standing* session. There was no significant effect for the CoP surface ( $p_s>0.55$ ) and the AP RMS  
15 ( $p_s>0.99$ ). In the *walking* session, as expected, the decrease of the CoP surface area and the AP  
16 RMS were significant between  $t_1$  and  $t_2$  ( $p=0.028$ ,  $p=0.030$ , respectively) but the benefits  
17 disappeared at  $t_3$  and  $t_4$  ( $p_s<0.001$ ).

18 A main effect of age was observed for the mean speed and the ML RMS ( $p<0.001$  and  
19  $p=0.006$ , respectively), with the lower values observed in the young adults. The analysis also  
20 indicated a main effect of time for the ML RMS ( $p<0.001$ ): Whatever the age or the session, an  
21 improvement of the ML RMS (i.e., lower values) was obtained after wearing the sandals five  
22 minutes ( $t_2$ ) ( $p=0.045$ ). But the benefits were lost immediately after taking them off ( $t_3$ )  
23 ( $p<0.001$ ) and after a rest of five minutes ( $t_4$ ) ( $p<0.001$ ) (Figure 3).

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23

-----  
Insert Figure 3 about here  
-----

At the end of the experiment, participants were asked whether they preferred the *spike* or the *no spike* insoles: 9 elderly and 2 young adults preferred the spike insoles, 0 elderly and 8 young adults preferred the no spike insoles and 10 elderly and 7 young adults had no preference. Moreover, 8 young adults reported a slight discomfort while wearing these spike insoles. However, they did not exhibit a large degradation of postural control.

**Discussion**

The purpose of the present experiment was twofold : 1) to validate the results that standing or walking 5 min with spike insoles entailed a postural improvement in elderly and young adults and 2) to determine the lasting effects of this plantar-surface mechanical stimulation. The results indicated that the benefits observed on postural control in young adults and elderly after wearing the spike insoles five minutes were immediately lost when they were taken off whatever the session (standing or walking). These findings confirmed previous ones suggesting that whatever the nature of the spike stimulation -static (standing) or dynamic (walking) - it enhanced the somatosensation, the spatial representation of the pressure distribution under the foot soles and therefore the postural stability <sup>2</sup>. In fact, the young adults and the elderly took advantage of this indented surface and were perturbed when it was removed: They exhibited a larger CoP surface area, AP and ML RMS. This enriched sensory context leaded to a more stable behavior. Its suppression entailed a reweighting of the plantar cutaneous information. As no correlation between PS sensitivity and postural responses was found, the experiment of Palluel et al. <sup>2</sup> was

1 in agreement with the one of Maurer et al.<sup>25</sup> and assumed that the cutaneous receptors were  
2 mainly involved in the evaluation (i.e., texture, hardness) of the support surface whereas the  
3 deep receptors contributed to the continuous control of CoP displacements. However, we can  
4 wonder whether standing or walking discontinuously but regularly with this footwear may have  
5 the same effects than wearing them continuously. Additionally, as there is a considerable  
6 regional variation in sensitivity threshold<sup>28</sup> and therefore in mechanoreceptor density, further  
7 research will be necessary to examine 1) whether a partial stimulation of the foot sole (e.g. a  
8 stimulation of the forefoot, the midfoot or the heel) would be as beneficial as a stimulation of the  
9 whole sole and (2) which kind of stimulation is more appropriate since the spikes had unknown  
10 modulus of bending or stiffness.

11

12

### 13 **Conclusion**

14 The enriched sensory context provided by the spikes is an original method of stimulation  
15 that may be appropriated for subjects with balance problems. This stimulation may reproduce, to  
16 some extent, the effects of a massage without requiring a systematic therapeutic intervention.  
17 Further research is needed to find the best compromise between the duration, the intensity, the  
18 frequency of the stimulation and the comfort of the insoles.

19

### 20 *Limitations and perspectives*

21 Potential limitations of the experiment pertain to the quantification of postural  
22 performances and statistical analyses. The quantification of postural responses was only assessed  
23 during unperturbed stance. Although these measures give information about balance strategies,

1 they do not provide clues about postural responses induced by perturbations. Using induced-  
2 sway tests in future studies may help to determine whether the spike insoles facilitate balance  
3 recovering. Additionally, it remains to determine whether the effects observed persist 1.) when  
4 vision is available (although this blindfolded condition appears firstly not to be a real-life  
5 situation, it is close to situations with poor environmental lighting or with visual impairment)  
6 and 2.) when normal shoes are used, especially during walking. The statistical methodology, by  
7 involving multiple comparisons with a relative small sample size, did not totally prevent from  
8 false positives. Even though the criterion level was set at  $\alpha=0.05$ , most of the probabilities of  
9 error were smaller than 0.01. Further research is probably needed to assess the generalization of  
10 the results.

11

## 1 **References**

- 2 1. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to  
3 human erect posture regulation. *J.Physiol* 2001;532:869-878.
- 4 2. Palluel E, Nougier V, Olivier I. Do spike insoles enhance postural stability and plantar-  
5 surface cutaneous sensitivity in elderly? *Age* 2008;30:53-61.
- 6 3. Perry SD, Santos CS, Patla AE. Contribution of vision and cutaneous sensation to the  
7 control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Res.* 2001;913:27-34.
- 8 4. Nurse MA, Nigg BM. Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity  
9 of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clin Biomech (Bristol,*  
10 *Avon)* 1999;14:667-672.
- 11 5. Perry SD, McIlroy WE, Maki BE. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the  
12 control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional  
13 perturbation. *Brain Res.* 2000;877:401-406.
- 14 6. Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE. Effects of facilitation of sensation from  
15 plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J*  
16 *Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1999;54:M281-287.
- 17 7. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural  
18 control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 2006;35 Suppl 2:ii7-ii11.
- 19 8. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophys*  
20 2002;88:1097-1118.
- 21 9. Kennedy PM, Inglis JT. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in  
22 the human foot sole. *J.Physiol.* 2002;538:995-1002.

- 1 10. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human  
2 balance control. *Neuroreport* 1998b;9:3247-3252.
- 3 11. Stal F, Fransson PA, Magnusson M, Karlberg M. Effects of hypothermic anesthesia of  
4 the feet on vibration-induced body sway and adaptation. *J Vestibular Res* 2003;13:39-52.
- 5 12. Eils E, Nolte S, Tewes M, Thorwestern L, Völker K, Rosenbaum D. Modified pressure  
6 distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *J.Biomech*  
7 2002;35:1307-1313.
- 8 13. Eils E, Behrens S, Mers O, Thorwestern L, Völker K, Rosenbaum D. Reduced plantar  
9 sensation causes a cautious walking pattern. *Gait Posture* 2004;20:54-60.
- 10 14. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in  
11 unperturbed stance. *Exp Brain Res.* 2004a;156:505-512.
- 12 15. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. Reduced plantar sensitivity alters postural responses  
13 to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res.* 2004b;157:526-536.
- 14 16. Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, Mau H. The significance of proprioception on  
15 postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res.* 1984;296:103-109.
- 16 17. Perry SD. Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of  
17 advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neurosci*  
18 *Lett.* 2006;392:62-67.
- 19 18. Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ. Physiological factors associated with falls in  
20 older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc* 1994;42:1110-1117.
- 21 19. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle risk factors for falls in older people: a  
22 prospective study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2006b;61:866-870.



- 1 20. Robbins S, Waked E, McClaran J. Proprioception and stability: foot position awareness  
2 as a function of age and footwear. *Age Ageing* 1995;24:67-72.
- 3 21. Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. Vibrating insoles and balance  
4 control in elderly people. *Lancet* 2003;362:1123-1124.
- 5 22. Priplata AA, Patritti BL, Niemi JB, Hughes R, Gravelle DC, Lipsitz LA, Veves A, Stein  
6 J, Bonato P, Collins JJ. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and  
7 patients with stroke. *Ann Neurol.* 2006;59:4-12.
- 8 23. Bernard-Demanze L, Burdet C, Berger L, Rougier P. Recalibration of somesthetic  
9 plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance. *J Integr*  
10 *Neurosci* 2004;3:433-451.
- 11 24. Watanabe I, Okubo J. The role of the plantar mechanoreceptor in equilibrium control.  
12 *Ann N Y Acad Sci.* 1981;374:855-864.
- 13 25. Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F. Human balance control during cutaneous  
14 stimulation of the plantar soles. *Neurosci Lett.* 2001;302:45-48.
- 15 26. Bernard-Demanze L, Rougier P, Berger L. Effet d'une séquence de massage plantaire  
16 rotatif sur le maintien de la station debout non perturbée. *J Read Med* 2002;22:21-27.
- 17 27. Perrin PP, Jeandel C, Perrin CA, Bene MC. Influence of visual control, conduction, and  
18 central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. *Gerontology*  
19 1997;43:223-231.
- 20 28. Kekoni J, Hämäläinen H, Rautio J, Tukeva T. Mechanical sensibility of the sole of the  
21 foot determined with vibratory stimuli of varying frequency. *Exp Brain Res*  
22 1989;78:419-424.

23

1           **Figure captions**

2

3   Figure 1: Experimental procedure.



4   : Measures of postural stability with the sandals equipped with spike insoles.



5   : Measures of postural stability with the sandals. The spike insoles were covered with thin  
6           and flexible insoles that avoided the cutaneous contact with the spikes.

7

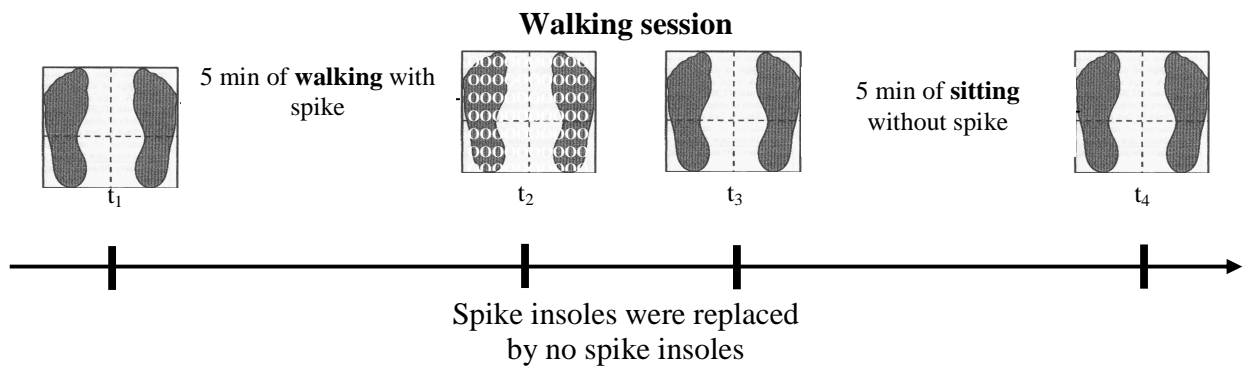
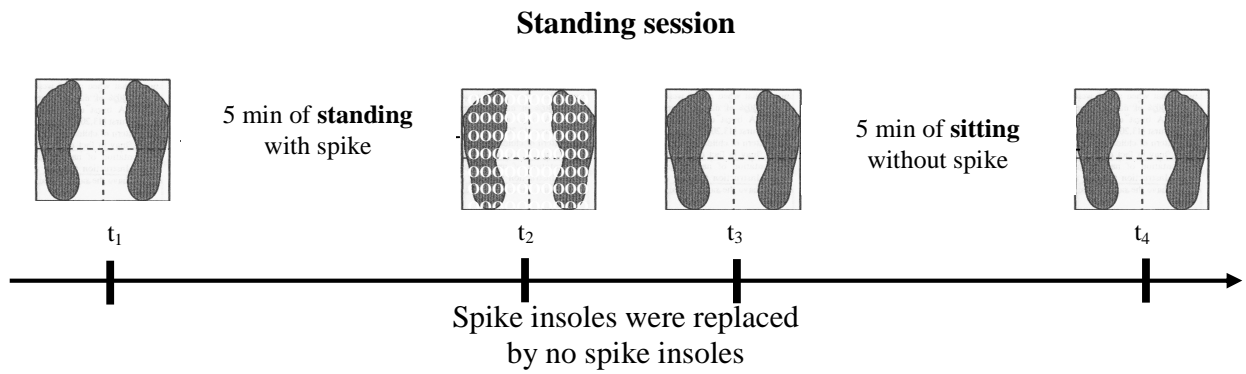
8   Figure 2: Footwear used in this study.

9

10   Figure 3: Mean and standard deviation of the surface area ( $\text{mm}^2$ ), mean speed ( $\text{mm/s}$ ), AP and  
11   ML RMS (mm) as a function of time (1) before wearing the spike insoles by putting the *no spike*  
12   insoles on the sandals ( $t_1$ ), (2) five minutes after standing or walking with the spike insoles ( $t_2$ ),  
13   (3) immediately after putting the no spike insoles on the sandals ( $t_3$ ) and (4) after a sitting rest of  
14   five minutes with the *no spike* insoles ( $t_4$ ) and as a function of session (standing and walking) in  
15   young adults and elderly. Refer to text to see significant effects or interactions. For illustration  
16   purposes, the ordinate scale of the graphs has been adapted so that its amplitude remains the  
17   same for both populations.

1 Figure 1

2



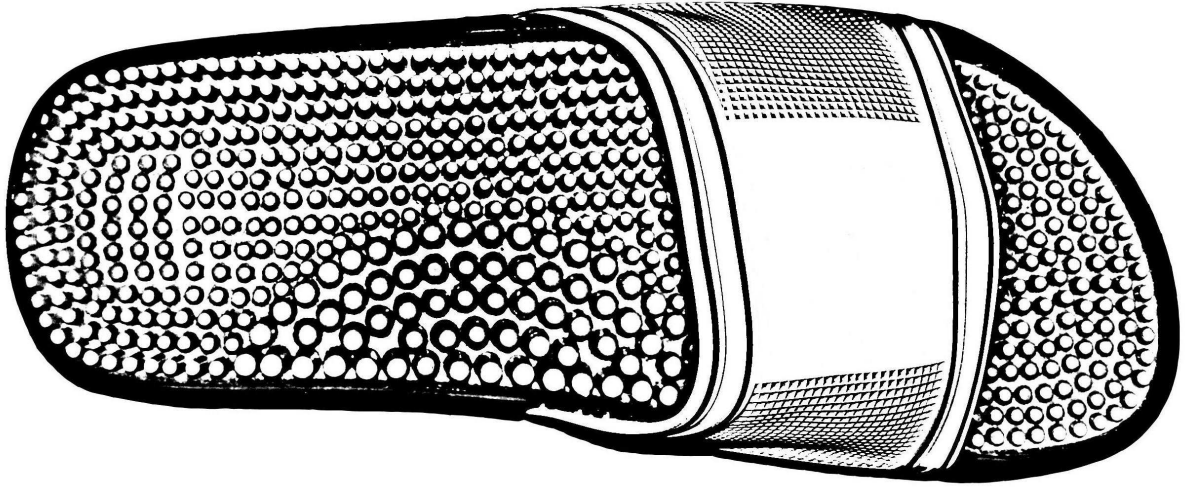
3

4

5

6

1 Figure 2



2

1 Figure 3  
 2  
 3  
 4

