HAL
open science

Rôle des afférences plantaires dans le contrôle postural et oculomoteur de sujets sains et de sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires non symptomatique

Arnaud Foisy

To cite this version:

Arnaud Foisy. Rôle des afférences plantaires dans le contrôle postural et oculomoteur de sujets sains et de sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires non symptomatique. Anatomie, Histologie, Anatomopathologie [q-bio.TO]. Université Sorbonne Paris Cité, 2016. Français. NNT : 2016USPCB036 . tel-02170516v1

HAL Id: tel-02170516

https://theses.hal.science/tel-02170516v1

Submitted on 2 Jul 2019 (v1), last revised 2 Jul 2019 (v2)

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

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

Université Paris Descartes

Ecole Doctorale 556 « Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain »

Laboratoire de Physiopathologie de la vision et de la motricité binoculaire dirigé par Zoï Kapoula.
Groupe IRIS, FR3636 / CNRS, Université Paris V Descartes

Rôle des afférences plantaires dans le contrôle postural et oculomoteur de sujets sains et de sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires non symptomatique

Par Arnaud FOISY

Thèse de doctorat de Sciences
(Science du Mouvement Humain, mention Neurosciences)

Dirigée par Zoï Kapoula

Présentée et soutenue publiquement le 27 juin 2016

Devant un jury composé de :

Pr. Dominique BREMOND-GIGNAC	Présidente
Dr. Christian DARLOT	Rapporteur
Dr. Christine ASSAIANTE	Rapportrice
Dr. Pierre-Yves LIBOIS	Examinateur
Dr. Mark HOLLANDS	Examinateur
Dr. Zoï KAPOULA	Directrice de thèse
Dr. Eric MATHERON	Co-encadrant de thèse
M. Philippe VILLENEUVE	Invité
Dr. Pierre-Marie GAGEY	Invité

RESUME

Ce travail de thèse vise à évaluer le rôle des afférences cutanées plantaires dans le contrôle postural et oculomoteur en manipulant l'extéroception plantaire à l'aide de stimulations mécaniques plantaires fines. **La 1ère étude** a montré que des éléments médio-plantaires fins externes (EME) et surtout internes (EMI) améliorent la stabilité orthostatique et postériorisent le Centre des Pressions Plantaires (CPP) de sujets jeunes et sains lors de mouvements des yeux. Ils ont aussi une action spécifique sur la vergence (pas sur les saccades) : les EMI augmentent l'amplitude phasique de divergence et diminuent la partie tonique, autrement dit agissent surtout sur la composante pré-programmée du mouvement ; alors que les EME agissent sur la convergence en augmentant son amplitude tonique, composante contrôlée sous influence de la rétroaction visuelle. Les inserts influent de manière directe sur le contrôle postural et oculomoteur par des voies spécifiques et indépendantes. **La 2ème étude** a expliqué la variabilité des réponses des sujets de la 1ère. Nous avons mesuré leur degré d'utilisation des afférences extéroceptives plantaires par la méthode du Quotient Plantaire (QP = Surface $_{CPP\ mousse}$ / Surface $_{CPP\ sol\ dur}$ X 100). Un QP<100 suggère une Inefficience des Afférences Plantaires (IAP) : les sujets IAP ne présentent plus d'amélioration de leur stabilité ni aucune modification de la vergence avec les inserts plantaires. Nous proposons que cette situation soit non physiologique et relève d'un dysfonctionnement non douloureux latent des récepteurs plantaires, opposant les sujets IAP aux sujets ayant un QP normal. **La 3ème étude** a investigué les rapports entre l'utilisation des afférences plantaires et visuelles chez de jeunes adultes sains avec la méthode du QP et du Quotient de Romberg (QR). Elle a mis en évidence l'existence d'une utilisation synergique des afférences visuelles et plantaires en vision de près, uniquement chez les sujets au QP normal. Les sujets IAP ont un QR plus bas que les sujets au QP normal, en vision de près et sur sol dur uniquement. Sur mousse, leur QR des sujets IAP augmente ; les yeux fermés, leur QP augmente, ce qui objective une asynergie visuo-podale. **La 4ème étude**, sur la même population, a montré qu'un EME bilatéral augmente l'ésophorie, uniquement de loin et chez les sujets IAP. **La 5ème étude** a révélé l'influence de l'extéroception plantaire sur la perception de la Verticale Visuelle Subjective sur la même population. Elle a montré une diminution de l'erreur vers la gauche de près chez les sujets au QP normal avec un EME droit, ainsi qu'une diminution de l'erreur absolue de loin chez les sujets IAP avec un EMI bilatéral. L'ensemble de ces travaux consolide au plan théorique l'importance des afférences plantaires aussi bien pour le contrôle orthostatique, le contrôle de la vergence, la perception de la verticalité et l'alignement des yeux (phories). Ils démontrent que l'utilisation de ces afférences est variable selon les sujets et ont des implications cliniques pluridisciplinaires.

Mots clés : Contrôle postural, intégration multisensorielle, mouvement des yeux, oculomotricité, vergence, hétérophorie, Verticale Visuelle Subjective (VVS), afférences cutanées plantaires, Quotient Plantaire (QP), asynergie visuo-podale , inserts plantaires fins, semelles posturales

ABSTRACT

This thesis aims at assessing the role of plantar cutaneous afferents in postural and oculomotor control by manipulating plantar exteroception with thin mechanical plantar stimulations. **The 1st study** showed that lateral, and even more medial mid-foot plantar inserts (LAS / MAS) improve stability in quiet stance and induce a backward shift of the CoP of young healthy subjects during eye movements. They also have a specific action upon vergence (not saccades): MAS increase the phasic amplitude of divergence and decrease its tonic part, in other words they mainly act on the pre-programmed component of the movement; whereas LAS act upon convergence, increasing its tonic amplitude, which is under the influence of visual retroaction. The inserts have a direct influence upon postural and oculomotor control through specific and independent paths. **The 2nd study** explained the variability of the subjects' answers of the former. We measured their degree of reliance upon plantar cutaneous afferents with the Plantar Quotient method (PQ = Surface CoP foam / Surface CoP firm gorund X 100). A PQ<100 suggest a Plantar Extercoeptive Inefficency (PEI): PEI subjects do not show any improvement of their stability or any modification of vergence with the inserts. We propose that this situation is non-physiological and results from a non-noxious latent dysfunction of the sole receptors, opposing the PEI subjects to those who have a normal PQ. **The 3rd study** investigated the relationship between the use of plantar and visual afferents in young healthy subjects with the method of the PQ and Romberg Quotient (RQ). It has evidenced the existence of a synergic use of visual and plantar afferents in close-distance vision, only among normal PQ subjects. The PEI subjects have a significantly lower RQ than the others only at close distance on firm ground. On foam, their RQ increases; eyes closed, their PQ increases, which objectifies a visual-podal asynergy. **The 5th study**, on the same population, showed that a bilateral LAS increase esophoria only at far distance and among the PEI subjects. **The 4th study** revealed the influence of plantar exteroception upon the perception of verticality on the same population. It has brought out a decrease of the leftward error at near distance among the normal PQ subjects with a right LAS, and a decrease of the absolute error at far distance among the PEI subjects with a bilateral MAS. Taken together, these studies support, from a theoretical point of view, the importance of plantar afferents for postural control as well as vergence control, SVV estimation and eyes alignment (phorias). They demonstrate that the use of these afferents depends on the subjects and have multidisciplinary clinical implications.

Key words: postural control, multisensory integration, eye movement, oculomotricity, vergence, heterophoria, Subjective Visual Vertical (SVV), plantar cutaneous afferents, Plantar Quotient (PQ), visual-podal asynergy, thin plantar inserts, postural insoles.

DEDICACE

Je dédie ce travail de thèse au Dr Bernard Weber.

Il est l'une des premières personnes à m'avoir encouragé à me lancer dans cette aventure.

Son érudition, sa curiosité, son ouverture d'esprit, mais aussi son humilité et sa bienveillance resteront pour moi un exemple.

Un des rares regrets que je garde de cette thèse est qu'il ne puisse assister à la soutenance.

REMERCIEMENTS

Cette thèse est l'aboutissement d'une aventure commencée presque par hasard un soir de janvier 2011 lors d'un congrès de l'Association de Posturologie Internationale auquel j'assistais. A cette occasion, Eric Matheron, à la fin de sa communication, avait informé qu'une place de doctorant se libérait au sein du laboratoire de Zoï Kapoula. Encouragé par mon confrère et ami Pierre Nguyen puis par Eric Matheron et Bernard Weber, je saisissais l'opportunité qui se présentait – sans me douter à quel point cette entreprise allait occuper l'essentiel de mon temps les années suivantes ! Le laboratoire du Dr Kapoula s'intéressant à la vision, l'oculomotricité et la posture ; à partir des anciens travaux du groupe de Jean-Pierre Roll dont j'avais eu connaissance au cours de ma formation en posturologie clinique, je proposais à Zoï un sujet de recherche portant sur les éventuelles interactions entre les afférences podales et le contrôle oculomoteur. Mes premiers remerciements vont donc naturellement à ces quatre personnes qui ont été à l'origine de ce projet.

En particulier, je tiens à remercier Zoï Kapoula d'avoir accepté de me prendre comme doctorant malgré mon parcours atypique et d'avoir eu l'audace de se lancer dans cette aventure hasardeuse avec moi. J'ai beaucoup apprécié la confiance et la liberté d'organisation dans mon travail qu'elle m'a accordé. Au cours de ces années, j'ai pu bénéficier de l'exigence de sa formation et avoir un aperçu de la profondeur de son intelligence, de son ouverture d'esprit, de sa détermination et de sa créativité qui forcent l'admiration. Pour cela je lui serai éternellement reconnaissant.

Je remercie également l'ensemble des équipes pédagogiques de Connaissance & Evolution, du Collège Ostéopathique Européen et de l'Institut d'Assas, car c'est grâce à la qualité de leurs formations que j'ai pu intégrer ce doctorat. Je voue à ces personnes une gratitude particulière car sans elles, je ne serai jamais parvenu jusqu'ici. Le soutien de ces organismes m'a également été précieux pour pouvoir mener à bien cette thèse, réalisée en parallèle de mes activités de clinicien et d'enseignant.

Je souhaite aussi remercier tous les membres du jury d'avoir accepté de consacrer de leur temps à évaluer mon travail malgré une période peu propice et des délais minimums. Merci beaucoup pour votre disponibilité et votre générosité.

Je remercie les membres de l'Institut de Posturologie, ainsi que les Dr Marc Janin, Pierre-Marie Gagey, Bernard Weber, Laurent Jaïs et Jean-Claude Ameisen pour m'avoir fait connaître certains auteurs et/ou aidé à obtenir certaines études particulièrement pertinentes pour mon travail de thèse. Marc Janin a été un des tous premiers Podologues à montrer qu'il était possible de faire une thèse de Sciences en étant clinicien, et c'est en partie grâce à son parcours exemplaire que j'ai eu le courage de me lancer. Pour cet exemple, pour les premières pierres qu'il a posées et sur lesquelles j'ai pu continuer à bâtir, et pour les échanges vifs, passionnés mais toujours respectueux que nous avons régulièrement, il peut être assuré de mon profond respect.

Je remercie du fond du cœur toutes les personnes qui m'ont aidé et soutenu pendant ces années de doctorat par leur écoute, leur bienveillance, leur générosité ou simplement leur patience, qui auront été salutaires. Chrystal Gaertner (qui ne peut plus m'appeler « simple mister Foisy »), Pierre Nguyen, Cédric Lagrange, Eric Matheron, Qing Yang, Marine Vernet, Aurélien Morize, François Daniel, Gabi Lipede, Charles Lecoq : je n'aurai sans doute pas réussi sans votre aide.

Je remercie spécialement ma compagne Ninon pour la gentillesse, la patience et la compréhension dont elle a fait preuve durant mes dernières années de thèse, qui auront été particulièrement intenses, jusqu'au sprint final et la soutenance. Son soutien constant et ses qualités humaines exceptionnelles m'ont considérablement facilité les choses.

Enfin, je tiens à remercier touts les « sujets » qui ont accepté de participer aux expériences que nous avons entreprises (en particulier mon frère Lucien qui les a toutes faites !). Rien n'aurait été possible sans eux.

EPIGRAPHE

« La connaissance s'acquiert par l'expérience, tout le reste n'est que de l'information. »

Albert Einstein

Table des matières

RESUME 2
ABSTRACT 3
DEDICACE 4
REMERCIEMENTS 5
EPIGRAPHE 7
TABLE DES MATIERES 8

INTRODUCTION 12

PREMIERE PARTIE : CADRE THEORIQUE 16

I – CONTROLE POSTURAL ORTHOSTATIQUE 17
1. Effecteurs musculaires 18
1.1 Muscles somatiques impliqués dans le contrôle postural 18
1.1.1 Types de muscles striés squelettiques 18
1.1.2 Muscles des membres inférieurs et muscles axiaux 18
1.2 Muscles oculomoteurs et mouvements des yeux 19
1.2.1 Muscles oculomoteurs 19
1.2.2 Mouvements des yeux 21
2. Entrées sensorielles 25
2.1 Afférences somesthésiques 25
2.1.1 L'extéroception plantaire et la nociception 25
2.1.2 La proprioception 25
2.2 Afférences oculaires 32
2.2.1 L'extéroception visuelle 32
2.2.2 La proprioception oculomotrice 36
2.3 Autres afférences 42
2.3.1 Afférences vestibulaires 42
2.3.2 Afférences auditives 46
2.3.3 Afférences dento-manducatrices 48
3. Fibres et voies afférentes 51
3.1 Fibres afférentes 51
3.2 Voies centripètes de la somesthésie 52
3.2.1 Voie leminscale 52
3.2.2 Voie trigéminothalamique 54
3.2.3 Voies de la proprioception non consciente du corps (spinocérébelleuses) 54
3.3 Voies centripètes de la sensibilité douloureuse, thermique et du tact protopathique 55
3.3.1 Voie de la sensibilité douloureuse du corps 55
3.3.2 Voie de la sensibilité douloureuse de la face 57
3.4 Voies visuelles 57
3.4.1 Voie rétino-géniculo-striée 57
3.4.2 Voies visuelles secondaires 58
3.5 Voies vestibulaires afférentes 59
4. Intégration des afférences et voies efférentes 59
4.1 Organisation générale du système moteur 59
4.1.1 Les neurones des circuits locaux 60

4.1.2 Les neurones moteurs suprasegmentaires (systèmes descendants).....61
4.1.3 Le cervelet et les ganglions de la base 62
4.2 Voies efférentes 63
4.2.2 Voies issues du tronc cérébral.....63
4.2.3 Voies issues du cortex cérébral : faisceaux corticobulbaires et corticospinaux ..65
4.2.4 Voies oculomotrices.....66
4.3 Perception de la verticalité 69
4.4 Non linéarité 72

II – ROLE DU PIED DANS LE CONTROLE POSTURAL 74
1. Récepteurs cutanés plantaires.....75
1.1 Mécanorécepteurs 76
1.2 Kératinocytes 79
1.3 Nocicepteurs 80
1.4 Répartition et seuils de perception des récepteurs.....82
2. Effets de la manipulation de l'extéroception plantaire sur le contrôle postural.....85
2.1 Atténuation des afférences 85
2.1.1 Hypothermie 85
2.1.2 Déficit sensitif.....86
2.1.3 Anesthésie.....88
2.1.4 Interposition de mousse.....90
2.2 Stimulation des afférences.....94
2.2.1 Modification de la surface d'appui 95
2.2.2 Modification de la texture du support 95
2.2.3 Stimulation manuelle.....97
2.2.4 Stimulation électrique.....99
2.2.5 Stimulation vibratoire.....103
2.2.6 Stimulation par inserts plantaires spécifiques.....105
2.2.7 Stimulation douloureuse.....108
3. Synthèse 109

III – INTERACTIONS VISUO-PODALES 113
1. Synergies fonctionnelles entre les muscles extra-oculaires et extrinsèques plantaires ..114
1.1 Etudes cliniques préliminaires.....114
1.2 Confirmations expérimentales.....115
1.2.1 En orthostatisme.....115
1.2.2 Lors de tâches dynamiques.....118
2. Influence des afférences extéroceptives plantaires sur le contrôle oculomoteur ?.....125
3. Variabilité inter-individuelle dans l'utilisation des afférences visuelles et plantaires ...127
4. Zones d'intégration multisensorielles.....130
4.1 Sous corticales 132
4.2 Corticales.....133

DEUXIEME PARTIE : CADRE EXPERIMENTAL.....137

I – OBJECTIFS DU TRAVAIL EXPERIMENTAL 139

II - ETUDE 1 :.....142
1. Introduction 143
2. Matériel et méthode 144

3. Résultats 146
4. Discussion 147

III - ETUDE 2 : 173
1. Introduction 174
2. Matériel et méthode 175
3. Résultats 175
4. Discussion 177

IV - ETUDE 3 : 190
1. Introduction 191
2. Matériel et méthode 193
3. Résultats 198
4. Discussion 206

V - ETUDE 4 : 214
1. Introduction 215
2. Matériel et méthode 217
3. Résultats 222
4. Discussion 226

VI - ETUDE 5 : 231
1. Introduction 232
2. Matériel et méthode 234
3. Résultats 239
4. Discussion 243

DISCUSSION GENERALE 251

I – SYNTHESE 251
1. Les afférences plantaires influencent le contrôle postural et oculomoteur 252
2. Les sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires sont moins sensibles à la manipulation des afférences cutanées plantaires 253
3. Synergie dans l'utilisation des afférences plantaires et visuelles : uniquement en vision de près et en l'absence d'IAP 256
4. La manipulation des afférences cutanées plantaires augmente l'esophorie uniquement en vision de loin et en présence d'IAP 258
5. Les afférences cutanées plantaires influencent la perception de la VVS uniquement en vision de près et en l'absence d'IAP 259
6. L'effet de proximité sur le contrôle postural est présent quelle que soit la condition de stimulation plantaire mais s'inverse lors de l'estimation de la VVS 260

II – LIMITES 262

III – PERSPECTIVES 267

CONCLUSION 274

BIBLIOGRAPHIE 275

INTRODUCTION

INTRODUCTION

Chez l'Homme debout, le maintien de la posture résulte d'interactions complexes entre les systèmes visuel, vestibulaire et somesthésique (Paulus et al. 1988, Winter 1995). Ces systèmes mettent en jeu des mécanismes d'ajustements posturaux anticipateurs ou compensateurs qui permettent d'assurer la stabilisation (respectivement APA / APC – Massion 1992, 1994, Horak et al. 1996, e.g. Bouisset 2006, Murnaghan et al. 2014). En sciences, un solide est dit en équilibre lorsque la résultante des forces qui lui sont appliquées et leur moment résultant sont nuls (Bouisset 2006). Or on sait depuis le 19ème siècle que cette situation théorique n'existe pas chez l'être humain debout : l'Homme n'est pas en équilibre mais il se stabilise, il corrige tout écart par rapport à la verticale (Bell 1837). Ainsi, le bipède humain est dans une situation de constant déséquilibre (Baron 1953, Gagey et Weber 2004) sous l'influence de forces internes (mouvements musculo-squelettiques et viscéraux) et externes (pesanteur, charges…). Les activités posturo-cinétiques permettant d'assurer le contrôle postural (APA et APC) visent donc à faire revenir le sujet au voisinage d'une position d'équilibre, c'est-à-dire tentent à chaque instant d'aligner le Centre des Pressions Plantaires (CPP) avec le Centre de Gravité (CG) (Massion 1994, Winter et al. 1998).

Le pied et l'œil ont la particularité d'être tous deux dotés de capteurs permettant de renseigner à la fois sur les interactions du corps avec l'environnement extérieur (extéroception) et sur la confirguration et les mouvements propres du corps (intéroception) (Sherrington 1906, Gagey et Weber 2004). Les récepteurs sensoriels situés au niveau des yeux et des pieds fournissent donc l'une des principales sources d'information au Système Nerveux Central (SNC) pour lui permettre d'assurer l'activité de stabilisation. Leurs rôles respectifs et complémentaires ont été largement démontrés. Plusieurs études (Roll et Roll 1987a et b, 1988, Gilhodes et al. 1996, Kavounoudias et al. 1999a) ont proposé que ces capteurs, situés aux extrémités anatomiques de l'être humain, constituent deux pôles fonctionnels aux fonctions différentes. Les pieds auraient un rôle prépondérant en orthostatisme, pour la régulation posturale ; les yeux seraient particulièrement utiles pour des tâches d'orientation, notamment lorsque la fréquence du mouvement augmente.

En ce qui concerne l'œil, dans les années 1980 les travaux du groupe de Brandt ont contribué à établir le rôle de la vision dans le contrôle postural (e.g. Brandt et al. 1986). Plus tard, l'importance de la poprioception oculomotrice a été mise en évidence, avec, parmi d'autres, les équipes de Zoi Kapoula (e.g. Donaldson 2000) et de Jean-Pierre Roll (Roll et

Roll 1987a & b, Roll et al. 1989a, 1991). La fonction des afférences plantaires dans le contrôle de la posture orthostatique a quant à elle été étudié par différents procédés visant soit à en diminuer l'afflux, soit à les stimuler. Dans ce dernier cas, une méthode couramment employée en pratique clinique est l'utilisaiton d'inserts plantaires fins (< 4mm d'épaisseur) pour améliorer la qualité de la stabilité des patients ou pour modifier la position de leur corps dans l'espace. Cette idée a été proposée initialement par Bourdiol (1980), médecin, neuro-anatomiste, puis développée et diffusée par Villeneuve (1989, 1996, 2003), podologue, ostéopathe. Elle consiste à inclure des reliefs rigides, généralement en résine de polyesther dans des semelles dites « proprioceptives » ou « posturales ». Les avantages sont multiples : faible coût, faible encombrement, facilité de réalisation, diversité, précision et spécificité du choix de la zone stimulée. Cependant à ce jour, seuls l'empirisme de la pratique thérapeutique et quelques expérimentations cliniques ont tenté d'objectiver les effets de cette méthode d'intervention sur la sensibilité plantaire. Janin s'est intéressé notamment aux modifications de la posture dans le plan sagittal (Janin 2003) ou frontal (Janin et Dupui 2009) induites par de tels inserts plantaires fins. Une étude présentée à l'ISPGR (Janin et Toussaint 2005) avait également suggéré que, chez des sujets sains, des reliefs plantaires rétrocapitaux de 3mm d'épaisseur diminuaient la Surface d'oscillation du CPP et induisaient un recul de sa position antéro-postérieure moyenne. A partir de ces observations cliniques et premières études, nous avons cherché à élaborer des protocoles visant à les clarifier et préciser. Si celles-ci étaient confirmées, les perspectives cliniques seraient d'intérêt, notamment pour les raisons pratiques évoquées précédemment.

L'originalité de notre travail consiste à s'intéresser aux effets de stimulations mécaniques plantaires fines à la fois sur le contrôle postural et oculomoteur. En effet, l'essentiel des études portant sur les afférences oculaires ou podales s'intéressent soit à la stabilité orthostatique, soit au mouvement des yeux exclusivement. Or, certaines expériences, notamment les travaux précités (Roll et Roll 1987a et b, 1988, Gilhodes et al. 1996, Kavounoudias et al. 1999a), suggèrent un fonctionnement synergique des pieds et des yeux. Selon ces auteurs, il existerait un lien fonctionnel étroit entre les pieds et les yeux se manifestant par des messages proprioceptifs congruents qui formeraient une « chaîne proprioceptive » et joueraient un rôle de premier ordre dans le contrôle postural. Ils vont plus loin en proposant que l'utilisation des afférences podales puisse contribuer à l'indexation spatiale des informations rétiniennes. Il a également été montré qu'il existe de forts couplages

physiologiques dans le fonctionnement des muscles des membres inférieurs et cervico-céphaliques ou oculomoteurs (Hollands et al. 1995, 1996, 2001, 2004).

Régulièrement, l'examen de patients semble indiquer que certains paramètres du contrôle oculomoteur puissent être influencés par la sensibilité plantaire, en particulier les phories. On observe en effet souvent une normalisation des hétérophories verticales ou horizontales suite à l'ajout d'inserts de quelques millimètres d'épaisseur sous la plante des pieds des patients. Cela a aussi été suggéré par des études cliniques : Desenne et Schoenstein (1996) avaient observé des modifications des phories horizontales en stimulant la plante des pieds de sujets sains avec un relief médio-plantaire d'1mm d'épaisseur ; Garrigues (2007), chez des enfants dyslexiques, avait relevé une fréquence nettement plus importante d'orthophories verticales spontanées lorsque les sujets se tenaient sur mousse par rapport à la situation debout sur sol dur ; Neycenssas (2013) et Martins-Lalanne et al. (2013) avaient aussi montré une normalisation de l'hétérophorie verticale avec des inserts fins placés en arrière des têtes métatarsiennes. Ces différentes études, réalisées par des cliniciens, restaient cependant perfectibles au niveau méthodologique et méritaient d'être reprises et développées.

Enfin, les afférences visuelles et somesthésiques sont impliquées dans le système multimodalitaire permettant d'estimer la verticalité (e.g. Lopez et al. 2005). Compte tenu des travaux ayant montré d'une part l'influence de stimulations tactiles corporelles (peau plantaire exclue) sur la perception de la verticalité (Nyborg 1971, Van Beuzekom et al. 2001, Trousselard et al. 2004), et d'autre part l'importance de la répartition des pressions plantaires dans l'estimation de la déviation du corps par rapport à la verticale (Kavounoudias et al. 1998, 1999, Roll et al. 2002), nous nous sommes demandés si les afférences cutanées plantaires pouvaient également intervenir dans l'appréciation de la Verticale Visuelle Subjetive (VVS) de sujets debout.

Cette thèse comporte donc un ensemble d'expérimentations qui ont été menées dans le but de mieux cerner les mécanismes complexes et interactions éventuelles entre l'extéroception plantaire, le contrôle de la posture et les mouvements des yeux. Elle vise à objectiver et préciser dans quelle mesure la manipulation des afférences podales par des inserts plantaires fins influe sur les différents paramètres du contrôle postural et oculomoteur ainsi que sur la perception de la VVS. Nous proposerons également une interprétation neurophysiologique des circuits pouvant être impliqués dans ces interactions.

Ce mémoire de thèse comporte deux parties : une première partie théorique, et une seconde expérimentale. La première partie est divisée en trois chapitres : le premier rappelle – de manière synthétique – la physiologie du contrôle postural en orthostatisme, condition utilisée dans la partie expérimentale. Le rôle des effecteurs musculaires, les entrées sensorielles et les voies neurologiques impliquées seront décrits, les mécanismes d'intégration en jeu seront également évoqués. Le deuxième chapitre propose une revue du rôle du pied dans le contrôle de la posture. Il comprend une description des récepteurs sensoriels impliqués et des différentes méthodes de manipulation des afférences plantaires permettant de mettre en évidence leur rôle dans l'activité de stabilisation. Enfin, la troisième partie s'intéresse aux interactions visuo-podales, avec quatre chapitres. Le premier évoque les synergies neuro-musculaires existant entre les muscles extra-oculaires et extrinsèques plantaires. Le deuxième chapitre expose les premiers éléments qui suggèrent une éventuelle influence des afférences plantaires sur le contrôle oculomoteur. Le troisième développe la notion de variabilité inter-individuelle dans l'utilisation des afférences visuelles et plantaires. Enfin, le dernier chapitre aborde les zones d'intégration multisensorielles qui pourraient être en jeu dans les interactions visuo-podales.

La partie expérimentale présente six chapitres. Le premier rappelle les objectifs expérimentaux et est suivi de cinq parties, correspondant aux cinq expériences réalisées. Celles-ci ont abouti à deux études publiées (Foisy et al. 2015, Foisy et Kapoula 2016a) et trois soumises Foisy et Kapoula 2016b & c, Foisy et al. 2016). Seront abordés les effets d'inserts plantaires fins sur le contrôle postural et oculomoteur : saccades, vergence (Etude 1). La deuxième étude – et les suivantes – proposent une explication à la variabilité inter-individuelle observée à travers le phénomène d'Inefficience des Afférences Plantaires. La troisième étude concerne le caractère synergique ou non de l'utilisation des afférences plantaires et visuo-oculomotrices dans le contrôle de la posture. La quatrième étude s'intéresse aux effets d'inserts plantaires fins sur l'alignement des axes visuels (phories). La cinquième étude porte sur la perception de la VVS. Enfin, la discussion générale propose une synthèse des résultats obtenus dans les cinq expériences en détaillant les mécanismes en jeu. Le chapitre Limites souligne les points discutables de la méthodologie employée dans notre travail ; les Perspectives sont quant à elles consacrées aux implications cliniques possibles qui en découlent, ainsi qu'à des propositions de pistes d'amélioration et d'approfondissement des expériences menées.

PREMIERE PARTIE : CADRE THEORIQUE

I – CONTROLE POSTURAL ORTHOSTATIQUE

La capacité à maintenir une posture érigée stable est essentielle pour l'être humain. Elle dépend notamment de la musculature axiale et des membres inférieurs qui doivent permettre de constituer une base stable afin de rendre possible les tâches motrices des membres supérieurs (Massion 1994). Cette stabilité posturale constitue également un prérequis à la marche (Amblard et al. 1985, Gurfinkel et al. 1995). L'action musculaire est contrôlée par le Système Nerveux Central qui intègre et réalise les transformations appropriées des informations afférentes des systèmes visuel, vestibulaire et somesthésique (Nashner 1976, Manchester et al. 1989). Ce système permet également la représentation interne du corps dans l'espace, qui est continuellement mise à jour à partir des informations périphériques afférentes (Lacour et al. 2008).

Le SNC met en jeu des Ajustements Posturaux Anticipateurs (mécanismes de type feed-forward) afin d'ajuster les réponses musculaires en fonction des afférences périphériques (Burleigh et Horak 1996). Il utilise aussi immédiatement les informations afin de modifier les ajustements posturaux initiés. Des systèmes de rétrocontrôle sensoriels sont donc couplés au SNC afin de détecter les éventuelles différences entre les mouvements prévus et réalisés (Frith et al. 2000). En effet, le tonus musculaire est par nature fluctuant (Thomas et De Ajuriaguerra 1948) et l'activité motrice, génératrice de mouvement, modifie en conséquence l'alignement des segments corporels, et donc les afférences issues des entrées sensorielles (Kavounoudias et al. 1999a, Blanchard et al. 2013). Cela rend donc nécessaire ces Ajustements Posturaux Compensateurs permanents (mécanismes de type feed-back) (Horak et Macpherson 1996, Peterka 2002, Todorov 2004).

Le système postural constitue donc un système cybernétique, dont l'efficacité dépend de la disponibilité et de l'intégrité de ces différentes entrées sensorielles, mais également de la sortie musculaire (Massion 1992, 1994). Ces différents éléments seront abordés dans ce chapitre.

1. Effecteurs musculaires

1.1 Muscles somatiques impliqués dans le contrôle postural

1.1.1 Types de muscles striés squelettiques

Il existe deux grands types de muscles striés : les muscles toniques et les muscles phasiques, qui sont tous deux impliqués dans le contrôle de la posture (Gagey et Weber 2004). Les muscles toniques constituent la musculature axiale et profonde des membres inférieurs (soléaire, multifides, érecteurs du rachis, semi-épineux de la tête / du cou). Ce sont les muscles anti-gravifiques : longs, oligo-articulaires, à trajet vertical et constitués de fibres rouges peu fatigables. Leurs contractions lentes et persistantes ont pour fonction principale de s'ériger (i.e. repousser le sujet du sol – Richard et Orsal 2007). Ils sont donc composés d'unités motrices de type "lentes" (S), à seuil d'activation bas et activité tonique, et de type "rapides et résistantes à la fatigue" (FR). Cette fonction posturale nécessitant un effort soutenu mais peu de précision, les unités motrices de ces muscles sont donc constituées d'un petit nombre de fibres musculaires (quelques dizaines par unité motrice – Purves et al. 2011).

Les muscles phasiques sont plus superficiels (gastrocnémiens, grand dorsal, trapèzes, splénius…) et sont impliqués dans les mouvements d'amplitude plus importante. Ce sont les muscles de la motricité fine : ils se contractent de manière intermittente et permettent des actions précises comme la gestion des oscillations posturales, les changements de position brusques, etc (Gagey et Weber 2004). Leurs trajets sont plutôt obliques et ils sont constitués de fibres blanches, développant plus de force mais qui sont plus fatigables que les rouges. Ils sont donc composés principalement d'unités motrices de type "rapides et fatigables" (FF), à seuil d'activation plus élevé, à activité phasique et comprenant un grand nombre de fibres musculaires (1000 à 3000) par unité motrice.

1.1.2 Muscles des membres inférieurs et muscles axiaux

Au niveau des membres inférieurs, les muscles impliqués sont les extrinsèques plantaires (muscles jambiers) : triceps sural, tibial antérieur, longs fléchisseurs des orteils, qui régulent principalement les oscillations antéro-postérieures, donc au niveau de l'axe des chevilles (Winter 1995, Tanaka et al. 1996). Les inverseurs et éverseurs régulent quant à eux

les mouvements médio-latéraux (Winter 1995). L'étude EMG d'Okada (1970) avait déjà mis en évidence l'activité du soléaire, du droit fémoral et du vaste latéral en position de posture orthostatique non perturbée. Ces différents muscles exercent donc une force de rappel permanente qui s'oppose à la tendance à la chute antérieure due à la projection antérieure (de 4 à 5cm) du centre de masse par rapport à l'axe des chevilles (Massion 1997, Tropp 2002). Récemment, plusieurs études électromyographiques ont également établi que les muscles intrinsèques plantaires (courts fléchisseurs des orteils, abducteurs et adducteurs des orteils) jouent un rôle clé dans la stabilisation fine des oscillations du CPP, notamment médio-latérales (Tortolero et al. 2008, Kelly et al. 2012, Okai et al. 2014).

Au niveau de la musculature axiale, les érecteurs du rachis sont actifs en posture de repos (Okada 1970) et fonctionnent de manière synergique avec les muscles des membres inférieurs (Ali et al. 2003), y compris pour assurer la stabilisation dans le plan frontal (Ardic et al. 2000).

Enfin, gardons à l'esprit que si les muscles sont le plus souvent perçus comme les effecteurs de la posture, ils sont également des organes sensitifs. Ils constituent en effet une source considérable d'afférences (voir chapitre I.2.1.2 La proprioception) et les aspects moteurs et sensoriels sont inter-dépendants.

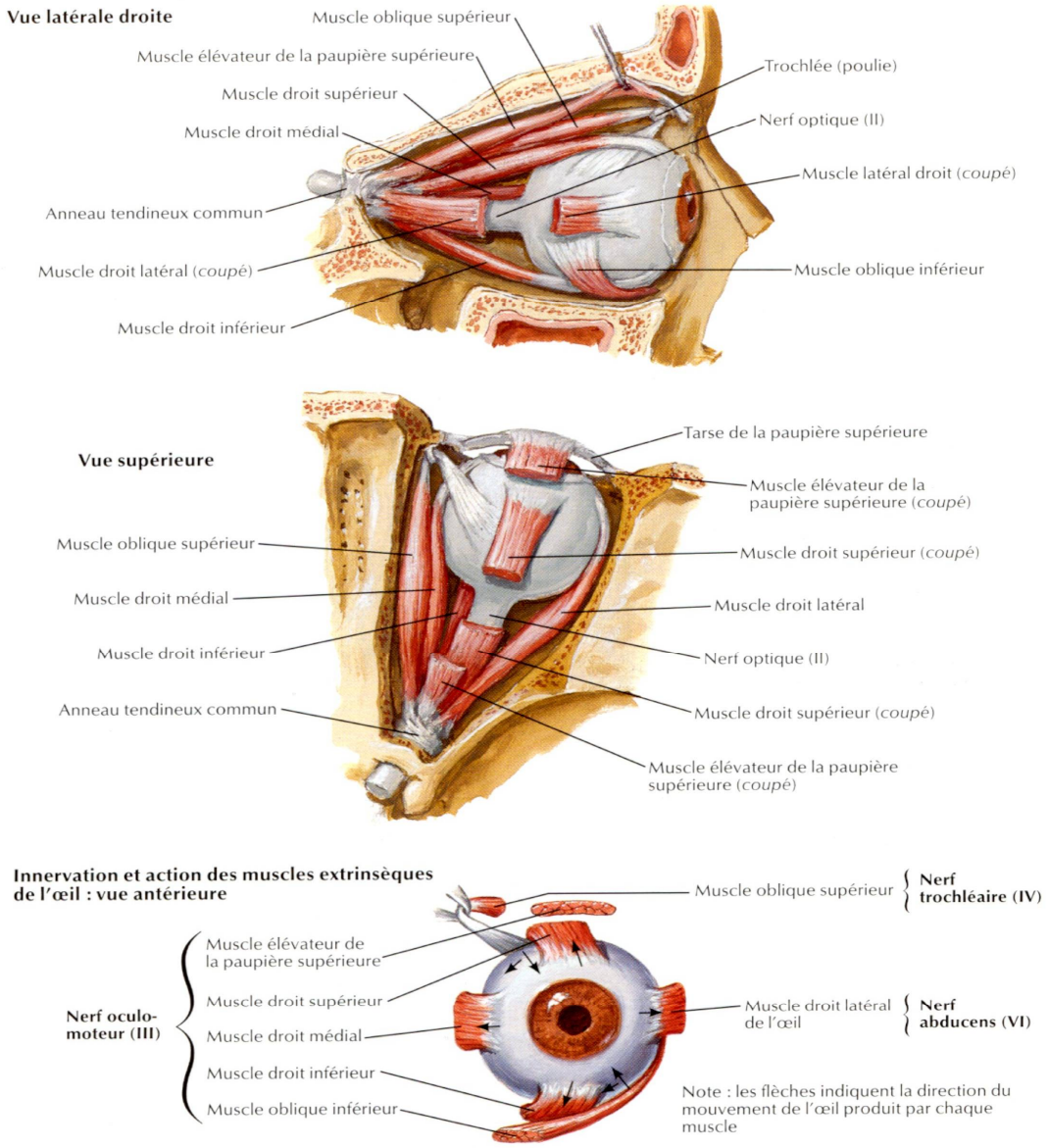
1.2 Muscles oculomoteurs et mouvements des yeux

1.2.1 Muscles oculomoteurs

Les muscles oculomoteurs sont de type phasique, rapides et fatigables, avec des unités motrices composées de seulement trois fibres musculaires, ce qui permet des mouvements extrêmement rapides et précis (Purves et al. 2011). Ils sont au nombre de six : quatre muscles droits (supérieur, inférieur, médial et latéral), et deux obliques (supérieur ou grand oblique, et inférieur ou petit oblique). La description suivante provient de Kamina (2006) et de Netter (2009).

L'origine des muscles droits est commune : tous prennent naissance sur l'anneau tendineux commun (ou anneau de Zinn). Celui-ci s'attâche sur la petite aile du sphénoïde, au fond de la cavité orbitaire : entre le canal optique et la fissure orbitaire supérieure. L'origine de l'oblique supérieur est située juste au dessus et en dedans de l'anneau de Zinn, sur le corps du sphénoïde. L'oblique inférieur s'insère sur la face orbitaire du maxillaire, près du canal lacrymal.

Le trajet des muscles droits est antérieur, se dirigeant vers l'avant de la cavité orbitaire, jusqu'à l'œil qu'ils entourent en formant un cône musculaire. Ils se terminent sur la partie de la sclère correspondant à leur nom (supérieure, inférieure, médiale ou latérale). L'oblique supérieur comporte une première partie tendineuse qui se dirige en haut, en dedans et en avant, jusqu'à une trochlée fibro-cartilagineuse située à la partie antéro-supéro-médiale de la face orbitaire de l'os frontal. Il passe dans cette poulie puis revient en dehors et en arrière, passe sous la partie distale du droit supérieur et se termine sur la partie supéro-latérale de la sclère. L'oblique inférieur se dirige en dehors et en arrière, passe sous le droit inférieur et se termine à la partie inféro-latérale postérieure de la sclère.



Anatomie des muscles oculomoteurs.
Extrait de Netter 2009 - *Atlas d'anatomie humaine.* Elsevier Masson

Les muscles extra-oculaires sont innervés par quatre paires de nerfs crâniens. Au niveau sensitif, c'est la branche ophtalmique du nerf trijumeau (V.1) qui véhicule les afférences proprioceptives de ces muscles (voir aussi chapitre I.2.2.1.1 Récepteurs impliqués). L'innervation motrice est assurée par le nerf oculomoteur (commun – III) en ce qui concerne les muscles droit supérieur (controlatéral), droit inférieur, médial et oblique inférieur. Le nerf trochléaire (IV) innerve l'oblique supérieur (controlatéral). Enfin, le nerf abducens (VI) innerve le droit latéral.

L'action synergique et coordonnée des six muscles des deux yeux permet les différents mouvements oculaires (voir le chapitre I.4.2.4.1 Circuits des saccades horizontales). Seuls les muscles droit médial et droit latéral ont une action pure, respectivement l'adduction et l'abduction. Le droit supérieur est responsable d'une élévation s'accompagnant d'une composante d'adduction et de cyclotorsion interne (intorsion, ou rotation interne). Le droit inférieur abaisse la pupille, avec également une adduction et de cyclotorsion externe (extorsion, ou rotation externe). La contraction de l'oblique supérieur entraîne un abaissement, une abduction et une torsion interne ; celle de l'oblique inférieur donne une élévation, une abduction et une torsion externe.

1.2.2 Mouvements des yeux

La perception visuelle nécessite la stabilité de l'image sur la fovéa. L'oculomotricité est au service de l'efficience visuelle (Sparrow 2005, Rey et al. 2008) grâce à des mouvements de deux types différents. On distingue les réflexes visant à stabiliser le regard, et les mouvements d'orientation du regard. La description synthétique qui suit provient, sauf mention contraire, d'informations tirées des publications de Leigh et Zee (2006), Rey et al. (2008), Matheron (2009), Purves et al. (2011) et Gaertner (2014) que le lecteur pourra consulter pour plus de précisions.

1.2.2.1 Mouvements de stabilisation du regard

Deux réflexes stabilisateurs du regard ont pour fonction de maintenir l'image sur la rétine lors des mouvements de la tête, du sujet ou de l'environnement. Il s'agit du réflexe vestibulo-ocuclaire (RVO) et du réflexe optocinétique (ou nystagmus optocinétique).

Le RVO (voir chapitre I.4.2.2.4 Voies vestibulo-oculaires) fait suite à une accélération rotationnelle ou à une translation de la tête détectée par les vestibules. Ce stimulus

vestibulaire rapide déclenche un déplacement des yeux controlatéral à la rotation de la tête, ce qui permet d'en compenser le mouvement et de stabiliser l'image sur la rétine.

Le réflexe optocinétique (ROC) est déclenché par un stimulus visuel : le glissement rétinien dû au déplacement de l'environnement (i.e, d'une partie importante du champ visuel). Il est surtout sensible aux mouvements lents (< 1Hz). Il comporte une phase lente de poursuite du stimulus, suivie, lorsque les yeux atteignent leur déviation maximale, d'une phase rapide de saccade de retour permettant de repositionner la cible visuelle sur la fovéa. Ensemble, ces deux réflexes assurent donc la stabilisation du regard pour les mouvements de courte ou longue durée, à petite ou grande vitesse.

1.2.2.2 Mouvements d'orientation du regard

Les mouvements d'orientation du regard permettent quant à eux la fovéation, c'est-à-dire la capacité à amener et à garder l'objet d'intérêt sur la fovéa, assurant ainsi la netteté de l'image. On en distingue cinq sortes : les saccades, les vergences, les poursuites, la fixation et les torsions. À l'exception des vergences qui sont des mouvements disconjugués, tous ces mouvements oculaires sont conjugués, c'est-à-dire que les deux yeux se déplacent dans le même sens.

Les saccades, qui peuvent être horizontales, verticales ou obliques, constituent le moteur principal de la vision fine. Ce sont des mouvements brusques et de faible amplitude qui amènent l'objet sur la fovéa suite à un stimulus visuel d'excentricité de la cible par rapport à la fovéa (i.e. la cible tombe dans la rétine périphérique), ou suite à une commande volontaire (i.e. même en l'absence de stimulus visuel). Il s'agit du mouvement le plus rapide du corps humain (350-500°/seconde pour une durée d'environ 50 millisecondes) ce qui explique le phénomène de suppression de l'espace visuel traversé lors du mouvement. Cette rapidité et cette durée plus courte que le temps de traitement nécessaire à leur mise en œuvre en fait un mouvement balistique, c'est-à-dire en boucle ouverte, ne pouvant plus être modifié / réadapté en cas de déplacement de la cible visuelle après le début du mouvement. De plus, même en l'absence de déplacement de la cible, les saccades sont hyper ou hypométriques et suivies de saccades de correction (Pérez Zapata et al. 2013), permettant une diminution du temps de préparation du mouvement.

Leur latence dépend du type de saccade : elle est de 200 à 300ms pour les saccades volontaires (chez l'adulte) en raison du temps nécessaire au relâchement de l'attention ou aux

autres processus cognitifs en jeu, selon la saccade. Il existe par exemple des saccades de mémoire, vers une cible invisible mais dont la position a été mémorisée, des saccades prédictives, si la position de la cible peut être prévue, et des anti-saccades, réalisées volontairement dans la direction opposée à la cible visuelle. Les saccades réflexe (ou express) empruntent les voies directes, sans passer par le cortex frontal (voir chapitre I.4.2.4.1 Circuits des saccades horizontales). Elles ont donc une latence beaucoup plus courte : seulement 80 à 120 ms. Ces saccades réflexes peuvent faire suite à un stimulus visuel ou auditif inattendu ou être réalisées spontanément : dans le cadre de la phase rapide du réflexe optocinétique, ou pendant le sommeil paradoxal.

Les mouvements de vergence sont les seuls mouvements oculaires à être disconjugués : les yeux se déplacent dans un sens opposé. Ces mouvements permettent l'exploration de la profondeur : ils consistent à aligner la fovéa de chaque œil avec des cibles visuelles plus ou moins éloignées. Deux conditions sont possibles : soit un rapprochement des axes visuels, correspondant à une augmentation de leur angle (convergence) ; soit un éloignement de ces axes, correspondant à une diminution de leur angle (divergence). C'est le système de vergence qui permet d'assurer la perception simple et nette d'un objet en vision binoculaire et qui rend possible la fusion et la vision stéréoscopique. Comme indiqué au chapitre I.2.2.2 (La proprioception oculomotrice), la vergence est le type de mouvement oculaire qui a le plus fort impact sur le contrôle postural. Plusieurs stimuli peuvent être à l'origine de ces mouvements (voir chapitre I.4.2.4.2 Circuits de la vergence). Le principal est la disparité binoculaire (i.e. le fait que l'objet tombe sur des zones non correspondantes des deux rétines), mais la perception d'une image floue mettant en jeu l'accommodation intervient également. Il existe en effet une "triade de proximité" associant convergence, accommodation et myosis d'une part ; et divergence, désaccommodation et mydriase d'autre part. Pour faire la distinction, on nomme vergence de disparité (ou de fusion) les mouvements qui font suite à un stimulus de disparité binoculaire, et vergence accommodative (ou de flou) ceux qui résultent de l'accommodation. Ces deux types de vergence peuvent être artificiellement étudiés de manière séparée lors de paradigmes expérimentaux appropriés.

Le temps de latence des mouvements de vergence est comparable à celui des saccades volontaires : 150 à 250 ms. En revanche, il s'agit d'un mouvement beaucoup plus lent (environ 20°/seconde, pour une durée d'environ 200ms). Cela permet une rétroaction des afférences visuelles (boucle fermée, lors de la partie terminale du mouvement : voir chapitre I.4.2.4.2 Circuits de la vergence) afin d'ajuster le mouvement en cours d'effection. La latence

de la convergence est légèrement plus importante que celle de la divergence, le mouvement est plus rapide et sa durée légèrement plus courte. Cependant ces différences semblent dépendre du contexte, notamment de l'angle de vergence initial (e.g. Alvarez et al. 2005). Comme ces observations le laissaient supposer, il est maintenant bien établi que la divergence ne correspond pas simplement à un relâchement de la convergence mais implique l'activité de neurones spécifiques (voir chapitre I.4.2.4.2 Circuits de la vergence). Comme les saccades, les vergences peuvent être volontaire ou réflexe, avec une diminution de la latence dans ce dernier cas, bien que de façon moindre que pour les saccades.

Ces mouvements des yeux volontaires ou réflexes peuvent être étudiés à l'aide des paradigmes (respectivement) overlap et gap. Dans le premier cas le stimulus visuel suivant apparaît alors que le précédent est encore visible, obligeant au désengagement volontaire de la fixation de la cible ; dans le second cas, le stimulus initial disparaît avant l'apparition du suivant, induisant un mouvement réflexe.

La fixation visuelle correspond au maintien de l'objet d'intérêt stable sur la fovéa (les axes visuels se croisant sur la cible) en inhibant les dérives et les intrusions saccadiques. En fonction de la distance de la cible visuelle fixée, l'angle de vergence est plus ou moins important ; la fixation équivaut donc au maintien de cet angle suite au mouvement de vergence ou de saccade ayant amené l'objet sur les fovéas. Cependant, contrairement à ce que son nom laisse supposer, les yeux ne sont pas immobiles lors de la fixation : il existe des micromouvements physiologiques (glissades, tremblements, micro-saccades) qui sont nécessaires à la perception d'une image nette (Heckenmueller 1965, Engbert 2006). La fixation est liée aux processus attentionnels et implique des circuits corticaux (notamment frontaux et pariétaux) et sous corticaux (noyaux gris centraux et colliculus supérieur) ainsi qu'une intervention du cervelet pour l'intégration sensorielle.

Outre ces différents mouvements étudiés dans cette thèse, les yeux peuvent aussi réaliser des poursuites et des torsions. Les poursuites sont des mouvements lents (moins de 50°/seconde), volontaires, qui font suite à un stimulus visuel de mouvement lisse de la cible dans un environnement stable. Après fovéation de la cible par saccade et/ou vergence, les poursuites permettent de maintenir cet objet en mouvement sur la fovéa.

Les cyclotorsions ont été très peu étudiées jusqu'à présent. Ce sont des mouvements oculaires associés à d'autres : l'élévation des yeux en vision proche s'accompagne d'une torsion interne, l'abaissement d'une torsion externe.

2. Entrées sensorielles

2.1 Afférences somesthésiques

2.1.1 L'extéroception plantaire et la nociception

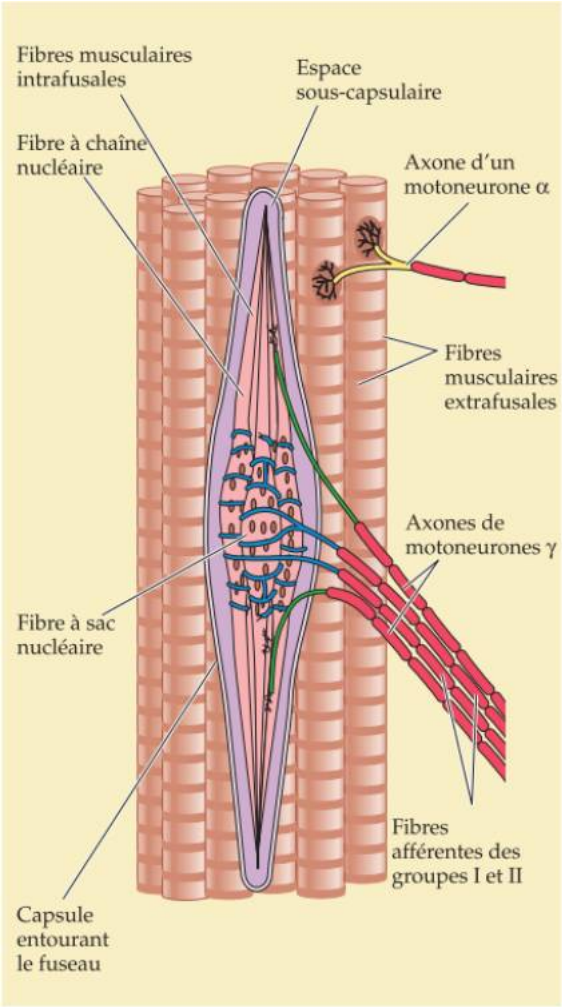
La plante du pied constitue l'interface du corps avec le sol et est pourvue d'un grand nombre de récepteurs cutanés de différents types (e.g. Kennedy et Inglis 2002). Ces récepteurs constituent une source d'information capitale pour permettre au système postural d'assurer sa fonction. Ce point étant essentiel dans notre travail de thèse, il sera développé en détail dans le chapitre qui lui est consacré : voir Chapitre II.

2.1.2 La proprioception

2.1.2.1 Récepteurs impliqués

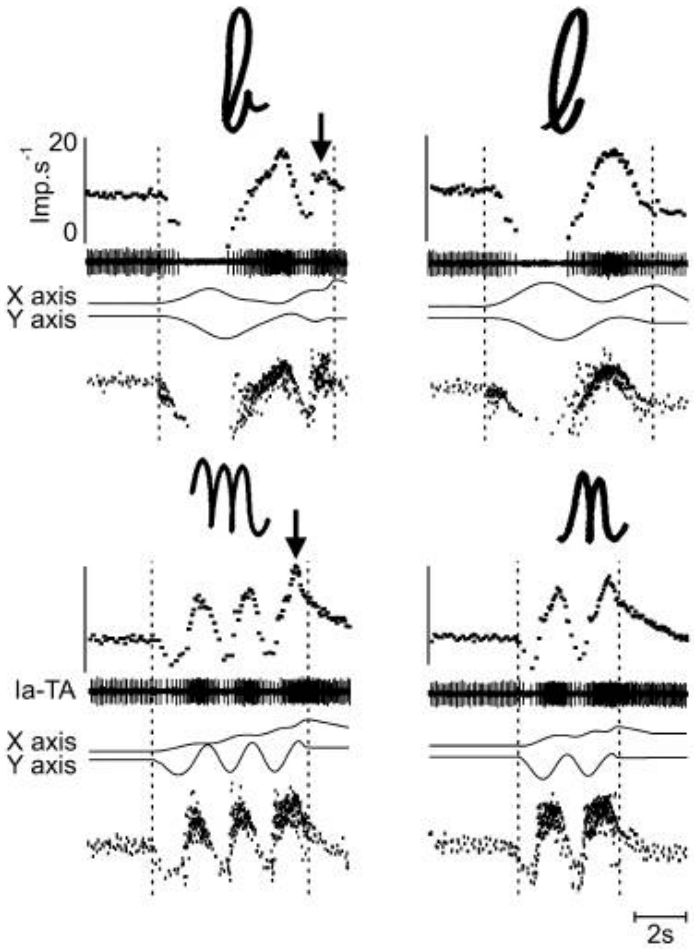
Les récepteurs impliqués dans la proprioception sont de trois types : les Fuseaux Neuro-Musculaires (FNM), les organes tendineux de Golgi et les récepteurs articulaires.

Les FNM sont situés dans les corps musculaires et sont composés de fibres spéciales (les fibres intrafusales), parallèles aux autres fibres musculaires (extrafusales). Des fibres nerveuses sensitives de gros calibre entourent les fibres intrafusales. Ces terminaisons mécanosensibles sont de deux types : primaire (spiralée, Ia) et secondaire (en bouquet, II) (Richard et Orsal 2007). Les fibres Ia déchargent surtout suite à des étirements de faible amplitude, de manière phasique. Par opposition, les fibres II renseignent sur l'importance des étirements maintenus, par des décharges toniques proportionnelles à l'importance de l'étirement (Purves et al. 2011). Ces deux types de fibres afférentes permettent donc de rendre compte aussi bien de l'allongement des muscles que de leur état de longueur statique. En revanche, le raccourcissement des muscles ne déclenche pas de décharge des FNM.



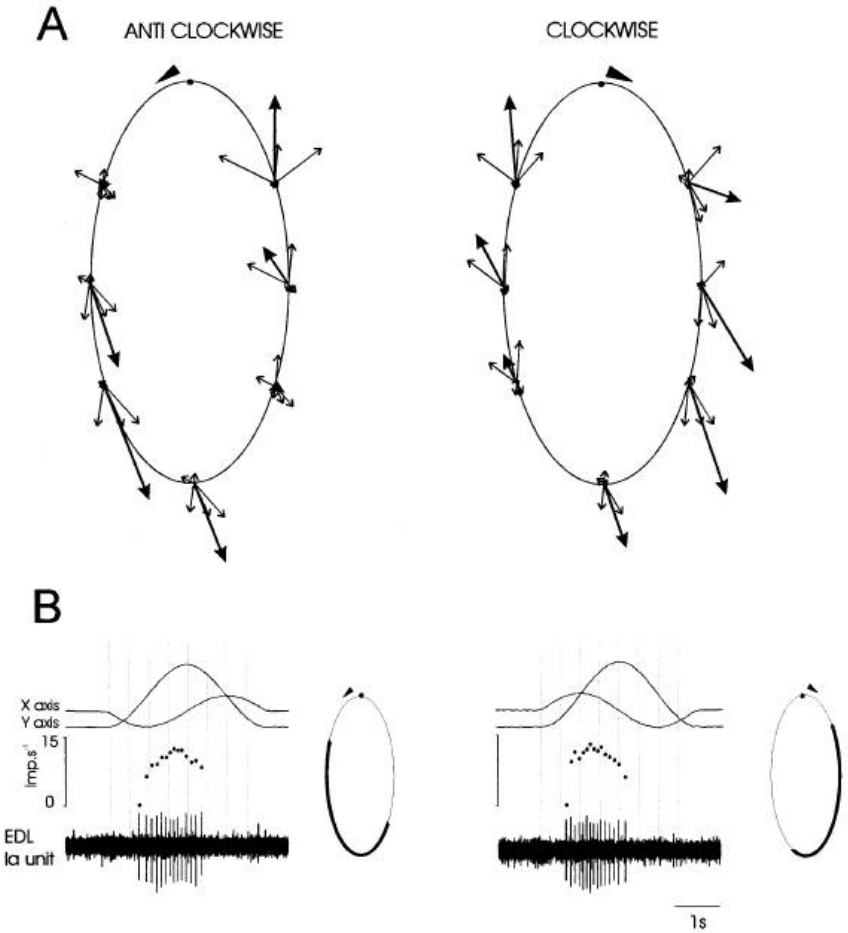
Fuseau Neuro-Musculaire
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

Les seuils des FNM sont très bas : ils sont capables de détecter des allongements de 0.1mm et des forces de 3g (fibres Ia) à 15g (fibres II). De plus, leurs réponses suivent un mode non-linéaire : l'étude Matthews et Stein (1969) a montré que la décharge des FNM est dix fois plus importante pour des étirements de 0.1mm que pour ceux d'1mm. Plus récemment, les études mirconeurographiques du groupe de Roll ont montré à quel point la sensibilité de l'appareil locomoteur est précise (Roll et al. 2004). En témoignent l'existence de « signatures sensorielles » différentes pour des mouvements légèrement différents, comme par exemple le tracé de lettres.



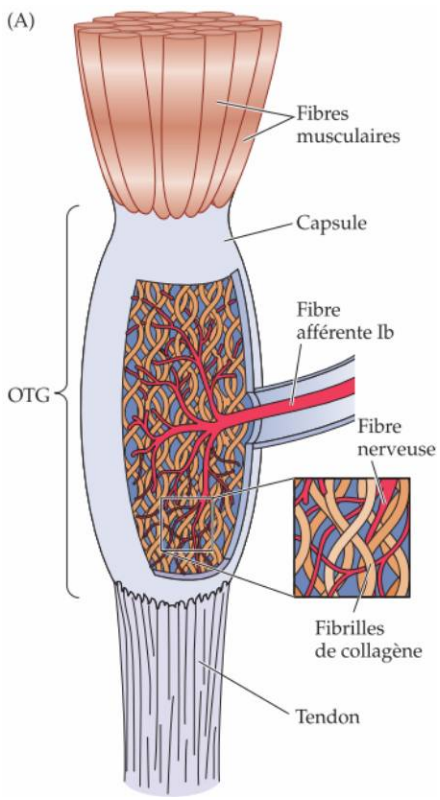
Extrait de Roll et al. 2004 - *"Proprioceptive signature" of cursive writing in humans: a multi-population coding.* EBR.

Ces travaux ont également permis d'établir qu'au cours d'un mouvement, les flux sensoriels proprioceptifs évoluent en fonction de la direction et de la vitesse instantanées auxquelles ce mouvement est effectué (Roll et al. 2000). Chaque fibre musculaire a une « direction sensorielle préférée » : la décharge des FNM est maximale lors du mouvement dont la direction l'étire de manière optimale (Bergenheim et al. 2000, Ribot-Ciscar et al. 2002).



Extrait de Roll et al. 2004 - *Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: II. Muscle-spindle feedback during "drawing-like" movements.* EBR.
Afférences issues d'une fibre sensitive d'un Long Extenseur des Doigts lors du tracé d'ellipses. Les parties épaisses des ellipses représentent les portions du trajet pendant lesquelles la fibre est activée

Les récepteurs de Golgi sont des terminaisons encapsulées retrouvés essentiellement au niveau des aponévroses péri et intra musculaires, et aussi aux jonctions musculo-tendineuses – d'où le nom qui leur a été intialement donné : « organes tendineux de Golgi ». Ils sont connectés individuellement aux fibres sensitives Ib, un peu plus fines que les fibres Ia et II (Lundberg 1979). Leur localisation en fait des capteurs de force, c'est-à-dire qu'ils sont sensibles à la tension consécutive aux contractions musculaires, et non aux étirements passifs et aux vibrations comme les FNM. Leur décharge est proportionnelle à l'importance de la force de contraction du muscle (Roll et al. 1989b).



Organe Tendineux de Golgi
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

Enfin, plusieurs auteurs décrivent des capteurs situés dans les capsules articulaires qui relaient les informations relatives à l'état de tension capsulaire, participant ainsi au sens de la position articulaire et à la conscience corporelle (Clark et al. 1979, Burke et al. 1988, Schultz et al. 1988, Cole et al. 1995). Ces récepteurs sont connectés à des fibres myélinisées III et IV, et à des fibres amyéliniques (Thoumie 1999). Différents types sont décrits : les récepteurs capsulaires de Ruffini (les plus nombreux), les capsules de Pacini et les récepteurs ligamentaires de Golgi (Macefield 2005, Rein et al. 2012, 2013). Ce sont des récepteurs à adaptation lente et à seuils très élevés. Ils déchargent de manière phasico-tonique, essentiellement lorsque les articulations arrivent en course externe, et répondent également aux compressions qui leurs sont perpendiculaires (Macefield 2005).

2.1.2.2 Rôle dans le contrôle postural

Dans le système multisensoriel permettant d'assurer la stabilité et la représentation spatiale du corps, plusieurs auteurs considèrent que les informations proprioceptives musculaires jouent un rôle de premier plan étant donné que les muscles dont elles proviennent sont présents dans l'ensemble du corps (Massion 1992, Roll et al. 1989a, Kavounoudias et al.

1999a). Les systèmes fusorial et de Golgi présentent une organisation particulièrement adaptée aux fonctions de régulation posturale.

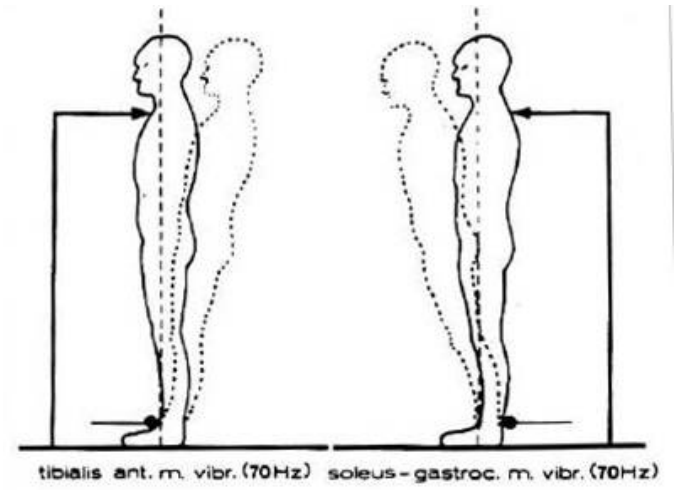
Pour le premier, les fibres efférentes myélinisées des FNM font synapse avec les motoneurones α de la moelle épinière innervant le muscle agoniste dont elles sont issues. Ces fibres donnent également des synapses avec des interneurones inhibiteurs des motoneurones α des muscles antagonistes (Purves et al. 2011). Ce caractère monosynaptique de la connexion efférente agoniste, associé à l'inhibition réciproque des antagonistes permet une contraction rapide du muscle stimulé par l'étirement, tout en relachant les antagonistes. Ce réflexe rend possible l'ajustement très rapide de la longueur des muscles ; il est donc très utile au contrôle de la posture orthostatique, notamment lors d'oscillations de fréquence élevée (Kavounoudias et al. 2001). En outre, sous l'influence de la pesanteur, les muscles présentent toujours un certain degré d'étirement ; ce réflexe est donc à l'origine de l'état de tension permanent des muscles : le tonus musculaire.

Lors de la contraction musculaire, la coactivation des motoneurones α avec les motoneurones γ connectés aux fibres intrafusales assure la contraction de celles-ci. Cela permet donc le maintien sous tension des FNM, et par conséquent leur permet de continuer à décharger lors des différents ajustements posturaux. De plus, l'activité des motoneurones γ est soumise à diverses influences (notamment des projections descendantes des centres supérieurs) qui permettent de moduler le gain du réflexe d'étirement afin de faire face le plus efficacement possible à la tâche rencontrée (Richard et Orsal 2007).

Quant aux récepteurs de Golgi, les fibres Ib qui en sont issues font synapse, dans la moelle épinière, avec les interneurones Ib à l'origine du réflexe myotatique inverse, inhibiteur des motoneurones α du même muscle (Purves et al. 2011). Ce réflexe permet d'inhiber la contraction musculaire et d'obtenir le relâchement. Ces récepteurs jouent donc un rôle important dans l'entretien et la régulation du tonus musculaire, avec notamment une fonction de protection : ils sont mis en jeu lorsque le mouvement atteint les limites mécaniques de l'articulation (Lundberg 1979). Jami (1992) estime que les organes tendineux de Golgi jouent un rôle non négligeable dans l'entretien et la régulation du tonus musculaire, mais qu'ils n'ont pas d'importance significative lorsque les muscles sont au repos. Tout comme le système fusorial, celui des récepteurs de Golgi est modulé par des influences supra segmentaires, mais aussi par des afférences issues de récepteurs cutanées et articulaires qui projettent sur les interneurones Ib et régulent leur réactivité.

Roll et Roll (1987a et b, 1988, 1989a et b) puis Kavounoudias et al. (1999b, 2001) ont fait plusieurs expérimentations au cours desquelles ils appliquaient des vibrations mécaniques (de faible amplitude et d'une fréquence allant de 1 à 100 Hz) aux tendons de leurs sujets (des membres inférieurs, du cou et des muscles oculomoteurs – voir partie I 1.2.2 La proprioception oculomotrice). Ces vibrations activent les FNM, sont transmises par les fibres Ia et cette information est interprétée par le SNC comme un étirement du muscle vibré. Les résultats ont mis en évidence des réponses motrices compensatoires permettant de rééquilibrer le sujet, ou orienter la posture (selon la localisation des muscles vibrés). Elles ont aussi donné lieu à des illusions kinesthésiques de déplacement des segments corporels vibrés, dans le cas où le sujet était maintenu immobile. Ces résultats démontrent donc que le contrôle postural dépend de signaux proprioceptifs des muscles des différents segments corporels reliant les yeux aux pieds. Les auteurs concluent que ces afférences proprioceptives musculaires contribuent à l'élaboration d'un répertoire de « formes kinesthésiques » et aux références égocentriques indispensables à l'orientation dans l'espace extrapersonnel.

De nombreux autres auteurs ont utilisé des protocoles similaires (en utilisant aussi des vibrateurs mécaniques) qui ont souligné le rôle important de la proprioception des muscles cervico-céphaliques dans le contrôle postural et les tâches d'orientation (Ivanenko et al. 1999, Deshpande et Patla 2005, Schmid et al. 2005, Bove et al. 2001, 2002). En effet, il est connu depuis longtemps que les muscles du cou contiennent de très nombreux FNM qui donnent des informations proprioceptives précises sur la position de la tête par rapport au tronc (Cooper et Daniel 1963).



Illusions kinesthésiques d'inclinaison posturale globale.
Extrait de Roll et Roll 1987b - *Extraocular proprioception as an element of postural reference and spatial coding of retinal information.* Agessologie.

Au contraire, le rôle des afférences articulaires semble nettement moins important que celui de la proprioception musculaire. En effet, une étude de Burgess et al. (1982) a montré qu'un grand nombre de fibres nerveuses issues des capsules articulaires était activé lors de mouvements de grande amplitude, mais qu'en l'absence de déplacement articulaire, aucun influx nerveux ne circule. Les travaux du groupe de Roll (Roll et Roll 1987a et b) ont montré que l'évocation de sensations illusoires de mouvements de membres maintenus immobiles (donc en l'absence de déplacement articulaire) lors de vibrations sur les tendons de ces membres. Ces expériences ont également été parmi les premières à plaider pour le rôle prépondérant de la proprioception musculaire – et non articulaire – dans la perception de la posture et du mouvement. Les études microneurographiques (Roll et Vedel 1982) l'ont confirmé de manière objective, en montrant que les afférences proprioceptives en jeu provenaient presque exclusivement des FNM.

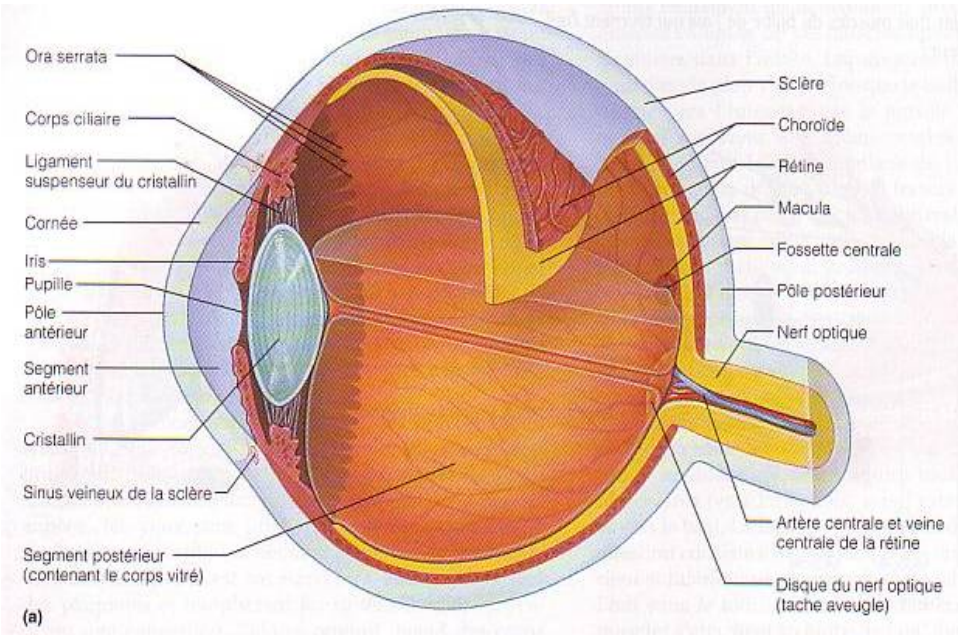
Actuellement, plusieurs auteurs s'accordent pour dire que les récepteurs articulaires sont activés dans les positions extrêmes et contribuent essentiellement à protéger les articulations contre les mouvements forcés (Schaible et Schmidt 1983, Thoumie 1999, Macefield 2005, Soriot et al. 2013).

2.2 Afférences oculaires

2.2.1 L'extéroception visuelle

2.2.1.1 Récepteurs impliqués

La rétine appartient au SNC et forme la couche la plus interne de l'œil. Elle est vascularisée par la couche intermédiaire (la choroïde) et constitue l'organe sensoriel de l'œil grâce à ses neurones photosensibles. Ces fibres transmettent les informations lumineuses aux centres cérébraux via le nerf optique (Purves et al. 2011). Cette transformation de l'information lumineuse en information nerveuse est nommée « phototransduction ». Les autres composants anatomiques de l'œil sont au service de cette transmission efficace de l'énergie lumineuse. Ils assurent l'obtention d'une image nette et focalisée sur la rétine grâce à leur transparence (cornée et cristallin, humeur aqueuse et vitrée), à leur capacité de réfraction (cornée et cristallin) et à l'adaptabilité de la taille de la pupille.



Coupe sagittale de l'oeil.
Extrait de Marieb 1999 - *Anatomie et physiologie humaine*. DeBoeck Université

La rétine est divisée en deux zones anatomiquement et fonctionnellement différentes. La rétine centrale (ou macula) est composée de neurones photorécepteurs en forme de cônes qui perçoivent les couleurs et les détails. Ils sont donc particulièrment adaptés à l'identification des objets (notamment lettres), surtout au niveau de la dépression centrale de la macula où l'acuité est la meilleure – la fovéa – en raison de leur nombre accru. La rétine périphérique quant à elle est constituée de photorécepteurs de type « bâtonnet », dont la résolution spatiale est très faible mais qui sont très sensibles à la lumière. Le système des bâtonnets est spécialisé dans la perception des mouvements, du contraste, dans la localisation des objets, la position et l'orientation du sujet dans l'espace extra-personnel (Marieb 1999).

2.2.1.2 Rôle dans le contrôle postural

Le rôle de la vision dans le contrôle de la posture est connu depuis au moins le 19ème siècle, avec la mise en évidence d'une augmentation de l'instabilité lors de la privation des informations visuelles (Romberg 1846, chez des patients atteints de tabès ; Heyd cité par von Vierordt 1860). Cela a et a été confirmé par de nombreux travaux ultérieurs (e.g. Berthoz 1987, Lee et Lishmann 1976). En particulier, il faut souligner le travail de l'équipe de Brandt qui a permis d'établir que la vision joue un rôle important dans le contrôle postural, même dans des conditions de faible luminosité (e.g. Brandt et al. 1986). Toutefois la vision n'est pas indispensable en raison de la redondance multisensorielle des informations (Paulus et al.

1988, Winter 1995). Par exemple, avec une acuité visuelle diminuée de 99%, les sujets se sentent instables à la marche mais parviennent quand même à éviter les gros obstacles. Les travaux d'Henriksson et al. (1967), repris par Nijokitkjien et Van Parys (1976) ont montré (par stabilométrie) qu'il est deux fois plus difficile de s'équilibrer les yeux fermés que les yeux ouverts. Ils ont défini le Quotient de Romberg, qui consiste en un rapport entre la Surface des oscillations du CPP lorsque le sujet a les yeux fermés sur la Surface Yeux Ouverts : QR = S_{YF}/S_{YO} x100. Ce quotient permet donc d'apprécier le poids de l'entrée visuelle dans le contrôle postural.

Outre la suppression totale des afférences visuelles (par occlusion des yeux ou étude de sujets aveugles), d'autres procédés ont été utilisés pour manipuler l'entrée visuelle. Certains auteurs ont atténué ces afférences en créant un flou avec des feuilles de plastique ou des lentilles. Ils ont mis en évidence à la fois une modification de la perception du mouvement propre et une augmentation de l'instabilié (augmentation de la Longueur des déplacements du CPP en stabilométrie – Staube et al. 1990).

La détection du mouvement (propre ou extra-corporel) est l'un des mécanismes par lequel la vision participe à l'activité de stabilisation (Kapoula et Le 2006). En effet, de nombreuses expériences ont aussi été conduites mettant en œuvre des procédés de stimulation de la rétine par modification du flux visuel (défilement d'images projetées). Les auteurs ont enregistré une perception de mouvement linéaire propre (Berthoz et al. 1975) ou des effets posturaux tels qu'une inclinaison posturale globale dans la direction du défilement (Lestienne et al. 1977, Nashner et Berthoz 1978, voir aussi Lappe et al. 1999 pour revue). Il a aussi été montré qu'un stimulus visuel circulaire induit un effet déstabilisant plus important qu'un stimulus linéaire (Clement et al. 1983). Les modifications positionelles sont elles aussi accentuées, avec par exemple une antériorisation du CPP et du tronc lors de la rotation antérieure d'une scène visuelle située à côté du sujet, et inversement pour une rotation postérieure (Adamcova et Hlavacka 2006).

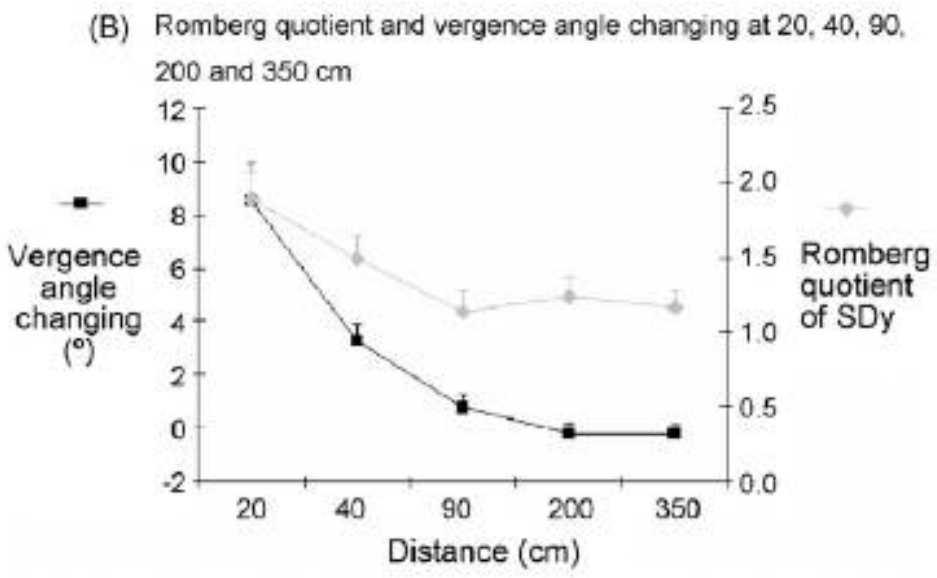
Un autre argument soulignant l'importance de la vision dans le contrôle postural est la corrélation entre la présence d'un déficit visuel et un risque accru de chute, notamment chez la personne âgée (Tinetti et al. 1988, Turano et al. 1993, Anand et al. 2003, Harwood 2001).

Selon Brandt et al. (1986), les oscillations latérales seraient surtout perçues par la rétine centrale, qui répondrait surtout au glissement rétinien lors des poursuites. Les oscillations antéro-postérieures seraient surtout perçues par la rétine périphérique, stimulée par les changements de disparité binoculaire et de taille de la cible visuelle. L'importance relative des deux zones rétiniennes dans le contrôle postural est controversée : Paulus et al.

(1984) et Brandt et al. (1986) estiment que la rétine centrale joue un rôle prépondérant dans l'ajustement fin du contrôle postural, alors que d'autres auteurs considèrent que ce sont principalement les informations provenant de la rétine périphérique qui sont utilisées pour le contrôle postural (Amblar et Carblanc 1978).

Il est aussi bien établi que l'utilisation de l'entrée visuelle varie selon de nombreuses conditions : âge et qualité de la vision, distance, taille et vitesse relative des objets fixés, vision uni ou binoculaire, fréquence des oscillations posturales (Brandt et al. 1986). Plusieurs auteurs ont montré que la participation de l'entrée visuelle au contrôle de la posture augmente lorsque la fréquence du mouvement augmente : elle est principalement utilisée en dynamique et pour un flux visuel de fréquence supérieure à 4Hz, et jusqu'à 16 Hz (Paulus et al. 1984, Amblard et al. 1985, Brandt et al. 1986).

Pour des raisons géométriques, le glissement rétinien relatif de la scène visuelle est plus d'autant plus grand que l'objet est proche des yeux du sujet. Plus la cible est lointaine, plus il les oscillations corporelles devront être importantes pour que le glissement rétinien soit perçu (Brandt et al. 1986). De nombreux travaux ont montré, notamment avec la méthode du QR, que l'utilisation de l'entrée visuelle est donc d'autant plus importante que la cible visuelle est proche (Bles et al. 1980, Paulus et al. 1984, 1989, Brandt et al. 1986). Ces observations ont été confirmées et complétées par l'équipe de Kapoula qui a mesuré le QR chez des sujets sains à 20, 40, 90, 200 ou 350 cm (Le et Kapoula 2007). Ces auteurs ont montré qu'en vision de près (20 et 40cm), le QR était proche de 200, alors qu'à 90 cm et au-delà il chutait à 100 (que ce soit en conditions de lumière normale ou dans l'obscurité). Cela montre donc que les afférences visuelles sont très utilisées dans le contrôle de la posture en vision de près (au moins jusqu'à 40 cm), mais sont beaucoup moins importantes dès les distances intermédiaires : 90 cm et au-delà. En effet, à partir de cette distance, l'angle de vergence est très faible (2° - d'où une faible stimulation rétienienne), et ne diminue plus significativement au-delà.



Quotient de Romberg et angle de vergence en fonction de la distance.
Extrait de Le et Kapoula 2007 - *Role of ocular convergence in the Romberg quotient*.
Gait & Posture

De ces variations du poids de l'entrée visuelle dans le contrôle de la posture découle un « effet de proximité » : la stabilité en vision de près est de meilleure qualité qu'en vision de loin (Bles et al. 1980, Paulus et al. 1984, 1989, Brandt et al. 1986).

Enfin, il faut souligner le fait que, contrairement aux stimuli perçus par les autres capteurs, ceux qui sont perçus par l'œil sont ambigus. Ces informations peuvent en effet indiquer un mouvement de l'objet (extra-personnel), ou un mouvement du sujet (mouvement propre), que ce soit l'ensemble du sujet ou uniquement ses yeux. Ce sont les afférences proprioceptives provenant de la musculature somatique et extra-oculaire qui permettent de faire la distinction (voir les travaux de Roll et Roll décrits aux chapitres précédent et suivant).

2.2.2 La proprioception oculomotrice

2.2.2.1 Récepteurs impliqués

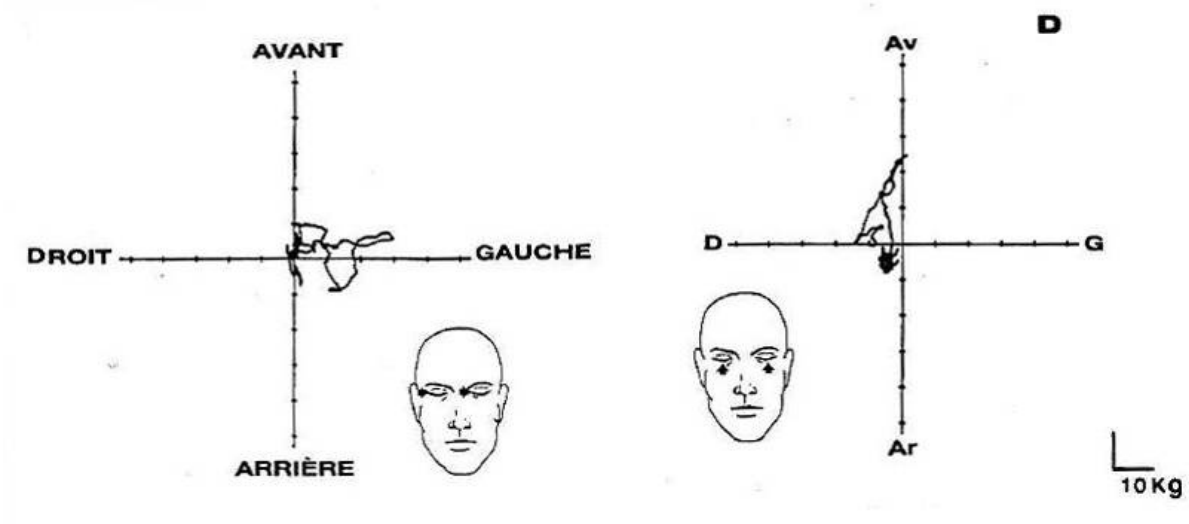
La présence de récepteurs proprioceptifs dans les muscles oculomoteurs est connue depuis longtemps (Cooper et Daniel 1949, Cooper et al. 1955). Des travaux plus récents ont montré que la proprioception des muscles extra-oculaires était parmi la plus riche source d'informations proprioceptives musculaire du corps humain (Buttner-Ennever et al. 1992), ce qui suggère un rôle capital dans la stabilisation.

Ces récepteurs sont essentiellement des FNM, déjà décrits au chapitre I.2.1.2.1, et des « palissades de Diogel », situés au niveau de la jonction neuro-musculaire et dont le rôle est semblable à celui des organes tendineux de Golgi.

2.2.2.2 Rôle dans le contrôle postural

L'influence des signaux proprioceptifs extra-oculaires sur la posture a été suggérée par Baron, chez l'animal (Baron 1955) et chez l'Homme (Baron 1952). Suite à leurs résultats évoqués précédemment, Brandt et al. (1986) ont également proposé que l'accommodation et la convergence, impliquées dans la vision de près, puissent jouer un rôle important dans la stabilité posturale.

Les travaux de l'équipe de Roll (Roll et Roll 1987a et b, 1988, Roll et al. 1989a, Velay et al. 1994) furent parmi les premiers à démontrer que la proprioception extra-oculaire participe effectivement à la régulation posturale. En effet, la capacité à distinguer les mouvements corporels et extracorporels est indispensable pour pouvoir interpréter correctement les informations visuelles. Elle est rendue possible par la proprioception extra-oculaire, qui met en relation l'espace corporel et l'espace des lieux (Roll et Roll 1987b, Velay et al. 1994). Ces auteurs ont utilisé des vibrations mécaniques péri-orbitaires (comme précédemment décrit pour les muscles somatiques – voir I.1.1.2.2) afin de stimuler spécifiquement les différents muscles oculomoteurs. Leurs résultats ont montré que la vibration des muscles oculomoteurs droits inférieurs et droits supérieurs provoque respectivement une inclinaison posturale globale postérieure et antérieure (ou une sensation illusoire lorsque le sujet est maintenu immobile). De même, la stimulation des muscles oculomoteurs droit latéral droit et droit médial gauche induit une inclinaison posturale globale gauche, et inversement. Cela suggère donc que la version des yeux a un rôle d'orientation de la posture, ce qui a été confirmé plus tard par d'autres travaux (Ivanenko et al. 1999).



Effets posturaux directionnels induits par vibrations péri-orbitaires.
Extrait de Roll et Roll 1987b - *Extraocular proprioception as an element of postural reference and spatial coding of retinal information.* Agressologie.

Des études ultérieures d'autres équipes, ont confirmé que les afférences proprioceptives des muscles oculomoteurs jouent un rôle considérable dans la localisation spatiale et dans le développement et l'entretien de la vision binoculaire physiologique (Lennerstrand et al. 1997, Weir et al. 2000, Wang et al. 2007, Büttner-Ennever et al. 2006).

D'autre part, l'effet de proximité évoqué précédemment peut s'expliquer par une modification de l'importance du signal proprioceptif oculomoteur en plus des signaux extéroceptifs (modification de l'importance du glissement rétinien relatif) déjà évoqués. Les résultats plus récents de Le et Kapoula (2006) sont en accord avec ceux du groupe de Brandt, et nous ont également appris que l'instabilité augmente avec la distance de la cible visuelle uniquement en vision binoculaire. Celle-ci mettant en jeu la proprioception oculomotrice via l'activation du système de vergence, ces résultats suggèrent donc un rôle de ces afférences dans le contrôle postural.

Dans une autre étude (Kapoula et Le 2006), les auteurs ont évalué la stabilité posturale par plateforme de forces chez des sujets sains (jeunes et âgés) à 40 ou 200 cm (soit un angle de vergence de 9 ou 2°). Pour les deux groupes de sujets, comme indiqué précédemment, la stabilité est moindre en vision de loin (augmentation de la Surface, de la Variance de la Vitesse, et des écart-types des déplacements médio-latéraux et antéro-postérieurs du CPP). En plus de ces résultats, les auteurs ont montré qu'à distance (200 cm), la convergence expérimentale induite par des prismes de façon à ce qu'elle soit identique à celle en condition à 40 cm, la Surface d'oscillation du CPP diminue, redevenant similaire à celle obtenue en

vision de près. De même, en modifiant la direction du regard, lorsque les sujets fixent une cible à 200 cm placée à 15° vers le haut ou vers le bas, la stabilité s'améliore par rapport à la fixation d'une cible droit devant (Kapoula et Le 2006). L'augmentation de l'angle de vergence et les modifications d'orientation du regard modifiant l'ambiance proprioceptive extra-oculaire, ces résultats confirment donc que les signaux oculomoteurs interviennent dans la régulation posturale en plus des informations visuelles.

Cette modification du contrôle postural s'observe également lorsque des sujets regardent l'arrière-plan de tableaux comportant un effet de perspective. De la même manière, l'utilisation de prismes convergents permet de retrouver une stabilité similaire à celle obtenue lorsque les sujets regardent le premier plan des tableaux (Kapoula et al. 2011a).

Ensemble, ces conclusions, ajoutées à celles de Le et Kapoula (2007) sur l'augmentation du QR en vision proche, suggèrent qu'à distance intermédiaire et au-delà (à partir de 90cm) le SNC utilise les informations visuelles couplées aux informations oculomotrices, d'où un QR élevé. Au contraire, à distance intermédiaire et grande, le SNC utiliserait plutôt des informations internes : vestibulaires, proprioceptives et somesthésiques.

Matheron et al. (2007) ont également montré que la manipulation des afférences visuelles et proprioceptives extra-oculaires avec un petit prisme (2 dioptries - 2D = 1,14°) induisant une hétérophorie verticale provoquait des effets posturaux complexes lorsque des adultes jeunes fixaient une cible à 40 et 200 cm. Les auteurs ont enregistré une amélioration de la stabilité uniquement en vision de loin (200 cm) lorsque le prisme était placé devant l'œil dominant, et une dégradation du contrôle postural quelle que soit la distance lorsque le prisme était placé sur l'œil non dominant. Il semble donc que l'intégration des modifications sensorielles soit plus aisée pour le SNC lorsqu'elles concernent l'œil dominant. Elles conduisent alors à des réponses motrices appropriées (des deux yeux) permettant de réduire la disparité verticale (i.e. l'erreur sensorielle, ce qui a été objectivé par la suite par Matheron et al. 2008) et d'améliorer le contrôle postural via les synergies musculaires reliant les muscles des yeux à ceux des membres inférieurs (Roll et Roll 1988, Roll et al. 1989a). Au contraire, lorsque le prisme est placé devant l'œil non dominant, la réponse oculomotrice est inappropriée (hypermétrique, Matheron et al. 2008). Ces études suggèrent donc que les signaux oculomoteurs sont utilisés par le SNC pour ajuster la position des yeux dans les orbites, ce qui a une influence sur l'ajustement du tonus postural des muscles rachidiens et des membres inférieurs, et donc le contrôle postural, en accord avec des travaux précédents (Büttner-Ennever 2006).

Parmi les différents mouvements des yeux, il semble que tous n'aient pas la même influence sur le contrôle postural. Concernant les poursuites, par exemple, des études plus récentes du groupe de Brandt ont montré que, chez des sujets sains, ce type de mouvement oculaire (réalisé dans le noir) augmente l'instabilité (Strupp et al. 2003, Glasauer et al. 2005).

Les saccades influencent le contrôle de la posture, mais les résultats des études sur le sujet sont parfois contradictoires. Brandt (1986, 1999) avait rapporté une dégradation de la stabilité lors de la réalisation de saccades horizontales comparée à une fixation. D'autres études font état d'un effet bénéfique : Uchida et al. (1979) avaient montré que lorsque des saccades horizontales ou verticales sont répétées périodiquement, la stabilité s'améliore. Kikukawa et Taguchi (1985) avaient aussi noté une diminution des oscillations posturales suite à une saccade latérale. Plus récemment, Rey et al. (2008) ont mené une étude dans des conditions plus écologiques et confirmé que l'exécution de saccades, horizontales ou verticales, en vision de près où de loin, ne détériore pas le contrôle postural. Seul un léger effet d'amélioration de la stabilité est significatif : une diminution de l'écart-type des oscillations antéro-postérieures du CPP pour les deux types de saccades. Il n'y a pas d'effet sur les autres paramètres étudiés (Surface, Variance de la Vitesse, écart-type en X).

En définitive, la vergence semble être le mouvement qui influence le plus le contrôle postural. En plus de l'amélioration en situation de convergence statique évoquée plus haut, plusieurs expériences ont porté sur l'effet de mouvements de vergence active sur l'activité de stabilisation. Kapoula et Bucci (2007) ont montré que les enfants dyslexiques sont moins stables que des non dyslexiques (du même âge), mais lorsque ces enfants font des mouvements de vergence répétés, leurs performances posturales s'améliorent (diminution de la Surface d'oscillations du CPP). Un peu plus tard, une autre étude de la même équipe (Kapoula et al. 2013) a confirmé que chez des sujets sains ou déficients vestibulaires, la stabilité (Surface) est meilleure lors de mouvements de vergence active. C'est aussi le cas en vision de près (convergence statique : fixation d'une LED à 40 cm par rapport à 150 cm), confirmant les travaux précédents. Enfin, Gaertner et al. (2013) ont démontré une amélioration de la stabilité en termes de diminution de la Variance de la Vitesse chez des enfants strabiques lorsqu'ils font des mouvements de vergence (comparé à la fixation). Ces résultats ont aussi confirmé l'effet de proximité, mais uniquement en cas de strabisme convergent : pour les enfants présentant un strabisme divergent, cet effet est inversé. Cela s'explique probablement pour des raisons de correspondance ou de non correspondance (respectivement) de leur angle de vergence avec la situation rencontrée.

Dans sa thèse, Matheron (2009) a attiré l'attention sur le fait qu'une situation de minime hétérophorie verticale, considérée comme physiologique (< 1D - van Rijn et al. 1998), soit corrélée à une moindre stabilité posturale (en termes de déplacements du CPP) par rapport à une situation d'orthophorie stricte. Rappelons qu'une hétérophorie correspond à une déviation relative des axes visuels lors de la dissociation des images rétiniennes (Amos et Rutstein 1987, von Noorden 2002), par opposition à l'orthophorie dans laquelle les axes visuels sont parallèles. On distingue les hétérophories horizontales et verticales. Dans le plan horizontal, l'esophorie correspond à une convergence des axes visuels (en l'absence de fusion) tandis que l'exophorie est la situation dans laquelle les axes divergent. Dans le plan vertical, l'hyper et l'hypophorie sont des tendances pour un axe visuel à dévier vers le haut ou vers le bas (respectivement) par rapport à l'axe de l'autre œil. Il est connu que ces différentes situations hétérophoriques sont corrélées avec diverses plaintes, notamment des douleurs non spécifiques comme les rachialgies (Amos et Rutstein 1987, Scheiman et Wick 1994).

Si la physiologie est d'être en orthophorie verticale en vision de loin (Ganen et al. 1992), une tolérance d'une dioptrie est acceptée (considérée comme phyiologique) chez des sujets sains (van Rijn et al. 1998, voir aussi Matheron 2009 pour revue). Cependant, le travail de Matheron (2009) suggère qu'une telle situation puisse relever, sinon de la pathologie, au moins d'un dysfonctionnement pouvant être révélateur de conflits sensoriels. En témoigne le fait que chez la quasi totalité des sujets souffrant de douleurs chroniques non spécifiques, une hétérophorie verticale inférieure à une dioptrie est retrouvée (Matheron 2007). De plus, Matheron et Kapoula (2008, 2011) ont démontré que des sujets sains ou lombalgiques chroniques avec une petite hétérophorie verticale avaient des performances posturales altérées (entre autres, Surface augmentée) d'autant plus significative en vision de loin (200cm) v.s. de près (40 cm), comparé à des sujets sains orthophoriques. Un argument complémentaire est que l'annulation expérimentale de leur hétérophorie verticale par un prisme approprié améliore leurs performances posturales (Matheron et Kapoula 2011).

Ainsi, la vergence horizontale et l'alignement binoculaire vertical des yeux semblent être très importants pour le contrôle de la posture.

2.3 Autres afférences

Outre les afférences somesthésiques et oculaires qui ont, comme on l'a vu, un rôle prépondérant dans le contrôle postural, d'autres informations y participent également. Il s'agit des afférences vestibulaires, auditives et de la somesthésie de la région dento-manducatrice qui seront abordées ici de manière synthétique.

2.3.1 Afférences vestibulaires

2.3.1.1 Récepteurs impliqués

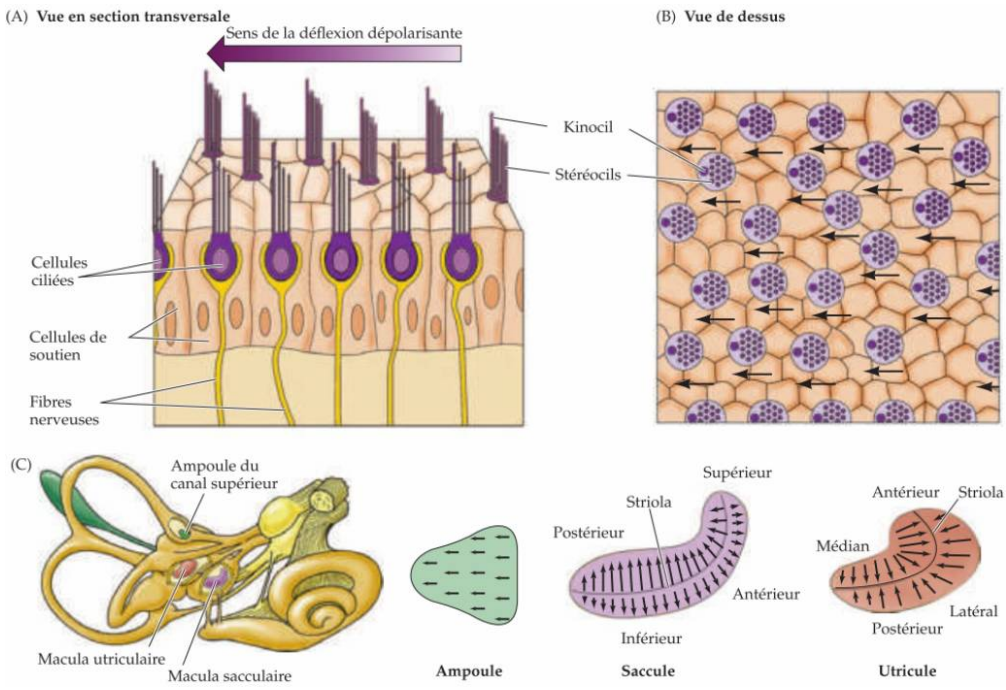
Le labyrinthe, enchassé dans le rocher de l'os temporal, contient les organes sensoriels du sytème vestibulaire : les canaux semi-circulaires et les organes otolitiques (Purves et al. 2011).

Les canaux semi-circulaires sont au nombre de trois : un supérieur, un postérieur et un horizontal. Leur orientation leur permet de détecter les accélérations angulaires de la tête par rapport à l'axe des x, des y et des z (respectivement mouvements de roulis, tangage et lacet). Ils fonctionnent par paires : il existe un couplage fonctionnel entre les canaux horizontaux gauche et droit, entre le canal antérieur gauche et postérieur droit, et entre le canal antérieur droit et postérieur gauche. Cette organisation réciproque permet d'informer du sens de la roation dans toutes les directions.

Les deux organes otolitiques, utricule et saccule, détectent les accélérations linéaires (i.e. translations) de la tête selon les trois axes, ainsi que la position de la tête dans l'espace (pesanteur). Le saccule renseigne sur les accélérations verticales tandis que l'utricule informe des translations médio-latérales et antéro-postérieures.

Dans les deux cas (canaux semi-circulaires et organes otolitiques), ce sont les cellules cilliées de ces structures qui opèrent la transduction des déplacements du liquide (l'endolymphe) contenu dans le labyrinthe membraneux. L'inertie de l'endolymphe fait plier les stéréocils lors des différentes accélérations, ce qui permet de transformer l'énergie du mouvement rotatoire en influx nerveux. L'existence de deux types de cellules, phasiques (type I) et toniques (type II), permet au système de détecter les mouvements de haute et de basse fréquences (accélérations / inclinaisons de la tête). En ce qui concerne l'utricule et le saccule, les cellules cilliées sont recouvertes d'une membrane fibreuse dans laquelle sont enchassés les otolithes : des cristaux de carbonate de calcium. La densité de cette membrane,

supérieure aux tissus environnants, facilite son glissement sur les cellules ciliées lors des translations et inclinaisons de la tête, et accroit donc la sensibilité de ces organes.



Labyrinthe

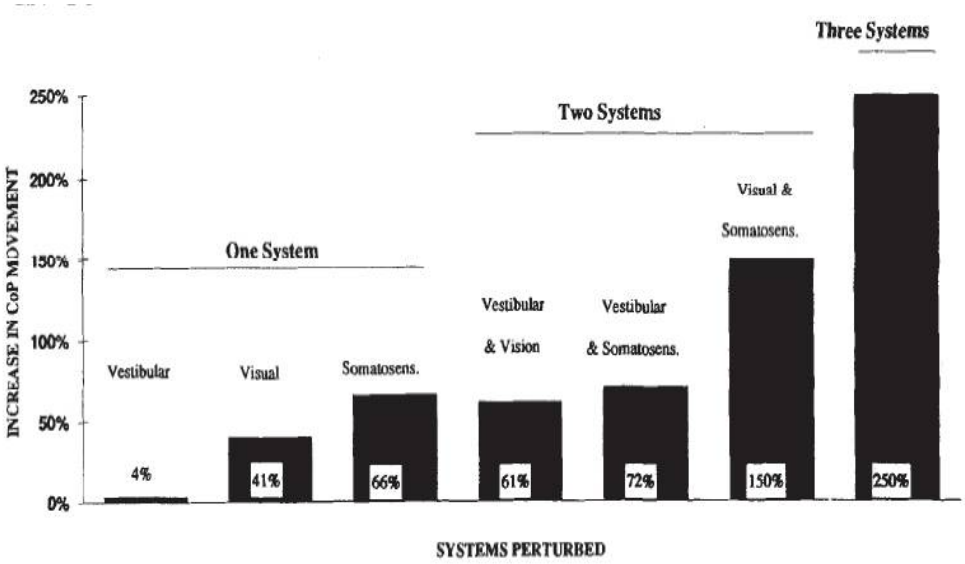
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

2.3.1.2 Rôle dans le contrôle postural

Le système vestibulaire a de multiples fonctions : stabilisation du regard (réflexe vestibulo-oculaire), perception, mémoire et orientation spatiales, contrôle de la posture orthostatique (voir Green et Angelaki 2010 pour revue). En ce qui concerne cette dernière fonction, en raison de la sensibilité à la pesanteur des organes otolithiques et de l'ouverture permanente de quelques canaux de transduction des cellules ciliées, celles-ci déchargent de manière continue lorsque le sujet est dans une situation d'orthostatisme (e.g. Forbes et al. 2015). Cela permet de maintenir une activité spontanée des fibres vestibulaires et d'activer en permanence le réflexe vestibulo-spinal assurant la posture érigée. Ce système participe donc à l'entretien du tonus des muscles extenseurs des membres inférieurs et paravertébraux. La détection des accélérations a pour conséquence une augmentation du tonus des extenseurs au détriment des fléchisseurs.

Cependant, l'importance du vestibule dans le contrôle postural en orthostatisme n'est pas aussi grande que ce que l'on entend souvent : Simoneau et al. (1995) ont réalisé une

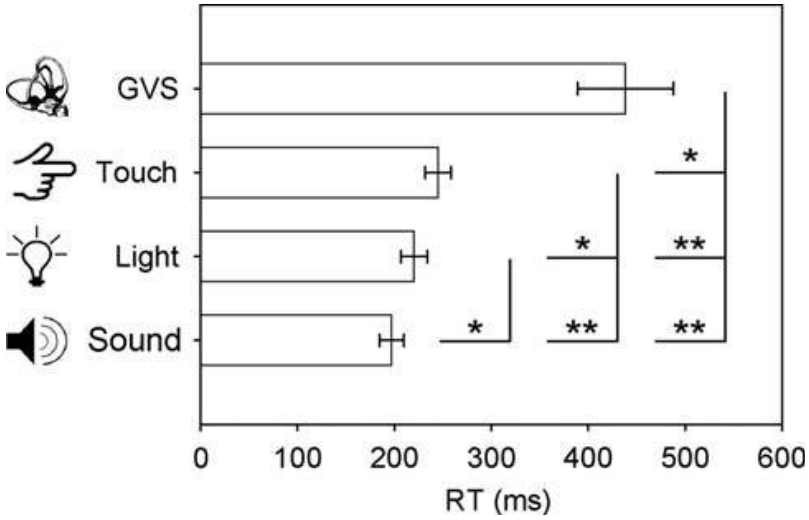
expérience dans laquelle ils ont évalué la stabilité orthostatique de sujets (en stabilométrie) lors de perturbations d'une ou plusieurs entrées. Leurs résultats ont montré que la perturbation des afférences vestibulaires (tête inclinée en arrière de 45°) n'augmente que très faiblement (4%) la Surface des oscillations du CPP, contrairement à la perturbation des informations somesthésiques (sujets diabétiques, atteints de déficit sensitif distal) et visuelles (yeux fermés) : respectivement 66% et 41%. Cela confirme les résultats obtenus peu de temps avant par Fitzpatrick et McCloskey (1994).



Effets des pertubrations sensorielles
Extrait de Simoneau et al. 1995 - *Role of somatosensory input in the control of human posture*. Gait & Posture. Augmentation des déplacements du CPP en % par rapport au groupe non diabétique debout YO regard horizontal.

Ces auteurs ont étudié les seuils de perception des oscillations posturales de sujets sains en stimulant électivement les différentes entrées sensorielles. Les résultats ont montré que lors d'oscillations posturales habituelles, les afférences somesthésiques sont les plus utilisées (seuils les plus bas) ; lorsque la vitesse d'oscillation augmente, les afférences somesthésiques et visuelles ont un niveau de sensibilité comparable. Les seuils de détection des vestibules ($0.05°/s^{-2}$) sont quant à eux supérieurs à ceux des deux autres entrées et se situent au-delà des amplitudes oscillatoires enregistrées en posture orthostatique normale (> 4°, soit 2000 mm² de Surface d'oscillation du CPP – Gagey et Weber 2004). Ces auteurs concluent que des perturbations posturales importantes sont nécessaires pour déclencher l'utilisation des vestibules et qu'ils n'interviennent pas en condition de posture debout non perturbée.

D'autres études ont confirmé plus tard que le temps de réaction des vestibules aux mouvements de la tête étaient supérieurs à ceux des autres modalités (Barnett-Cowan et Harris 2009), qu'ils n'avaient pas un seuil de détection assez fin pour informer des oscillations posturales en conditions de posture « statique » normale (Yasuda et al. 1999), et que leur influence sur les oscillations posturales (surtout médio-latérales) était plus faible que celle de la proprioception et de la vision (Hansson et al. 2010). Ces organes ne seraient utilisés que dans des conditions plus exigeantes : lorsque la base de support est instable (Mergner et Rosemeier 1998, Horak et Hlavacka 2001), ou lors de tâches posturales complexes (Horak et al. 2002, e.g. Forbes et al. 2015).



Temps de réaction moyen (RT) aux stimulations galvaniques, tactiles, visuelles et auditives.
Extrait de Barnett-Cowan M, Harris 2009 - *Perceived timing of vestibular stimulation relative to touch, light and sound*. EBR.

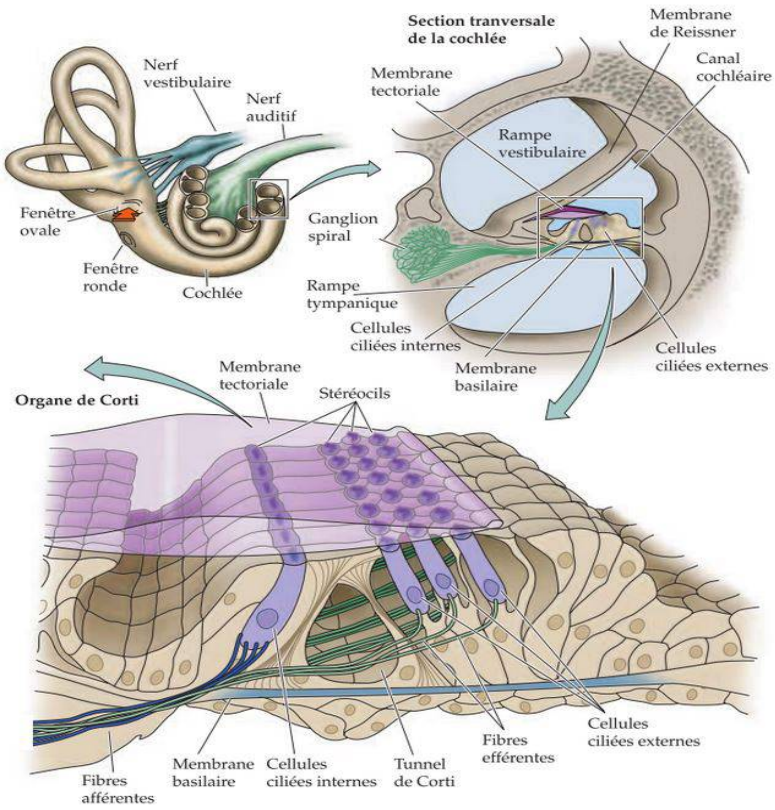
Dans une récente revue de la littérature, Forbes et al. (2015) rappellent que les réponses d'entrée et de sortie du système vestibulaire varient en fonction de la fréquence du stimulus, et proposent que le SNC adapte les signaux vestibulaires aux propriétés mécaniques des différents groupes musculaires contrôlés. Les différents travaux cités suggèrent que les muscles cervicaux-céphaliques ont une largeur de bande plus importante et une fréquence de réponse aux stimulations vestibulaires plus élevée et plus modulable que les muscles locomoteurs. Ces résultats soulignent donc un rôle plus important des afférences vestibulaires dans la stabilisation de la tête lors des mouvements du regard d'une part, et dans la coordination des mouvements des yeux et de la tête d'autre part, que sur la musculature axiale et distale dévolue au contrôle postural orthostatique.

2.3.2 Afférences auditives

2.3.2.1 Récepteurs impliqués

L'oreille auditive est constituée de trois parties : externe, moyenne et interne. L'oreille externe (pavillon, conque et conduit auditif) a pour fonction de recueillir les ondes sonores et de les focaliser sur le tympan. L'oreille moyenne (tympan, osselets et fenêtre ovale) amplifie la pression de l'énergie sonore et compense sa perte lors du passage du milieu extérieur aérique au milieu aquatique de l'oreille interne.

Dans l'oreille interne, la cochlée, adjacente au vestibule, constitue la structure auditive qui transforme les ondes sonores en influx nerveux (Purves et al. 2011). Elle décompose aussi les ondes acoustiques complexes en leurs composantes élémentaires. C'est une structure spiralée divisée en plusieurs compartiments, avec au centre la membrane basilaire et la membrane tectoriale. Entre ces deux membranes sont disposées des cellules ciliées, qui, comme pour le vestibule, sont les cellules sensorielles de la transduction. Ce système permet de détecter les sons dans une gamme de fréquence de 20 Hz à 20 kHz (selon la zone de la cochlée).



Oreille interne
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

2.3.2.2 Rôle dans le contrôle postural

La fonction du système auditif est de transformer l'énergie sonore en influx nerveux, qui, intégrés avec les autres afférences au niveau du SNC, sont utilisés pour guider les comportements, et notamment les comportements moteurs d'orientation vers les stimuli acoustiques (surtout ceux de la voix humaine). Les stimuli auditifs produisent donc des réponses posturales orientées, de manière similaire aux réactions faisant suite aux stimuli visuels (Purves et al. 2011).

Les sons extérieurs influencent la posture, principalement dans le plan frontal. Par exemple l'étude de Deviterne et al. (2005), a porté sur les effets de stimulations auditives rotatives, dotées d'une signification ou non, sur le contrôle postural de personnes âgées (> 60 ans). Les résultats ont montré une amélioration de la stabilité uniquement lors de l'écoute du message dotés d'un sens, ce qui suggère l'intervention de processus attentionnels et d'un « ancrage auditif » facilitant le contrôle de la posture. Cela confirme les résultats d'une expérience similaire menée par Tanaka et al. (2001) qui avaient montré qu'un stimulus auditif (semblant se déplacer d'une oreillette d'un casque à l'autre) influençait la stabilité médio-latérale de sujets sains, jeunes et surtout âgés.

Dozza et al. (2007) ont utilisé un protocole différent pour évaluer le rôle de l'audition sur la posture : ils ont étudié l'effet d'un biofeedback auditif sur le contrôle postural orthostatique de sujets sains et déficients vestibulaires. Les sujets étaient donc informés de leurs oscillations posturales en temps réel par une transduction de ces oscillations en signaux audibles. Une telle rétroaction améliore significativement la stabilité, surtout chez les déficients vestibulaires, et surtout dans les conditions où les autres afférences (visuelles et somesthésiques) sont atténuées.

L'étude d'Alessandrini et al. (2006) a aussi permis d'établir qu'un son (de 500 Hz et 130 dB) dans l'oreillette droite du casque de sujets sains induit chez eux des réponses posturales dans le plan frontal lorsqu'ils ont les yeux fermés.

En outre, Kapoula et al. (2011c) ont démontré qu'en plus des sons extérieurs, les acouphènes exercent aussi une influence sur le contrôle postural. En effet, des sujets souffrant d'acouphènes sont plus instables que des sujets sains dans le plan frontal (entre autres, augmentation de l'écart-type en X des oscillations de leur CPP) en vision de près (40 cm).

2.3.3 Afférences dento-manducatrices

2.3.3.1 Récepteurs impliqués

La région oro-faciale comporte plusieurs structures qui peuvent d'influencer le contrôle postural. Les expériences qui ont porté sur un éventuel rôle de la zone dento-manducatrice dans le contrôle de la posture ont le plus souvent posé l'hypothèse que l'occlusion était en cause. Celle-ci, en raison des mouvements et contraintes mécaniques qu'elle implique, pourrait faire intervenir les récepteurs proprioceptifs des muscles masticateurs (temporaux, masséters et ptérygoïdiens), la proprioception articulaire des ATM, et / ou les récepteurs périodontaux.

Si la proprioception intervient, la logique voudrait que ce soit davantage par l'intermédiaire des FNM et organes de Golgi des muscles masticateurs plutôt que via les propriocepteurs articulaires des ATM (pour les raisons évoquées à la partie I.1.1.2 *La proprioception*).

Des études microneurographiques (voir Trulsson 2006 pour revue) ont établi que les mécanorécepteurs parodontaux renseignent sur l'importance, la localisation et la direction des pressions appliquées aux dents. Leur caractère très majoritairement tonique (SA) et leur sensibilité particulièrement importante aux pressions faibles et importantes suggèrent qu'ils servent à guider l'action de la mandibule dans la préhension et la manipulation des aliments. Au contraire, une fonction posturale des récepteurs périodontaux et proprioceptifs semble actuellement douteuse (voir paragraphe suivant – I.2.3.3.2 *Rôle dans le contrôle postural*).

Récemment, certains cliniciens ont aussi proposé que les mécanorécepteurs des muqueuses labiales et linguale puissent jouer un rôle dans le contrôle de la posture. Ces mécanorécepteurs sont de type SA I et II et FA I, comme ceux que l'on peut trouver dans la peau (voir II. 2.3 Mécanorécepteurs), et déchargent lors des contacts interlabiaux et entre la langue et les dents ou la nourriture (Trulsson et Johansson 2002). La proportion de la langue et des lèvres sur l'homonculus sensitif (Penfield et Rasmussen 1950) permet de se douter de leur importance fonctionnelle sur le plan sensoriel. Il a notamment été montré que la langue permet une excellente stéréognosie et une perception des stimulations électriques supérieure à celle des doigts (Bach y Rita et al. 1998). Les résultats des études résumés au paragraphe suivant laissent penser que les mécanorécepteurs labiaux et linguaux participent au contrôle postural.

2.3.3.2 Rôle dans le contrôle postural

Dans une récente revue de la littérature, Manfredini et al. (2012) ont recherché l'existence de preuves scientifiques permettant d'établir un lien entre l'occlusion dentaire et la posture. Globalement, selon ces auteurs, les études existantes souffrent de biais de sélection, de détection et de méthode (absence de groupe contrôle…). Dans quelques études, des malocclusions (de classe II ou III) sont corrélées à des critères morphologiques, comme l'importance de la lordose cervicale ou la position antéro-postérieure de la tête et du corps. Cependant l'absence de contrôle de l'âge des sujets étudiés remet en cause les conclusions de ces travaux. Il n'y aurait pas non plus de preuves qu'une occlusion monolatérale soit corrélée à des asymétries toniques paravertébrales, ni que l'occlusion influe sur les critères postrurographiques. Seule une étude (Hellmann et al. 2011) met en évidence un effet stabilisateur sur la posture (réduction de la Surface d'oscillations du CPP) lors d'une tâche de serrage des dents avec équilibration des pressions dentaires (controlée par feedback) sur un plan de morsure souple. Un tel dispositif nécessite probablement une meilleure coordination musculaire qu'avec un plan rigide et une pression maximale ; cependant, comme le soulignent les auteurs, il est possible que les résultats observés soient davantage liés à des processus attentionnels (la tâche étant plus exigeante) que sensori-moteurs (propriocetifs). La mastication et le serrage maximum uni ou bilatéraux n'ont en revanche pas d'effet significatif (ni sur la Surface ni sur la position médio-latérale du CPP). Les auteurs de la revue (Manfredini et al. 2012) concluent que l'ensemble de ces résultats suggère qu'il est possible que les afférences proprioceptives occlusives aient une influence sur le contrôle postural, mais sans être liées aux critères morphostatiques de l'occlusion (position de la mandibule).

La dernière revue sur le sujet indexée sur PubMed (Perinetti et al. 2013) a confirmé les conclusions de la précédente. Ce travail a retenu, sur la période couverte (1980-2011), 12 articles, jugés de qualité suffisante pour être inclus. Après analyse, selon les auteurs de cette revue, tous se sont révélés être de « basse qualité », hormis deux, de qualité « moyenne » ou « moyenne / haute ». Plusieurs de ces études ont montré une influence de l'occlusion sur la posture, avec notamment une dégradation du contrôle postural chez des sujets sains lors de l'intercuspidation avec cotons salivaires. Une amélioration associée à un recentrage du CPP lorsque les muscles masticateurs sont en équilibre tonique a aussi été signalée. Une occlusion asymétrique n'a quant à elle pas d'influence significative. Cependant, la critique méthodologique qualitative et notamment l'évaluation des tailles d'effet des résultats conclue qu'il n'y a peu ou pas de corrélation entre la position mandibulaire ou une occlusion

asymétrique d'une part et la posture d'autre part, confirmant les précédentes revues de la littérature (Perinetti et al. 2009, 2011, Michelotti et al. 2011, Manfredini et al. 2012).

Il faut souligner le fait que plusieurs années avant la publication de ces travaux, certains cliniciens estimaient déjà que la modification du rapport entre les mâchoires n'influait pas sur la posture (Bonnier 2004). En revanche, ils considèrent que l'extéroception labiale et linguale puisse être à l'origine de modifications posturales ou de dysfonctions temporo-mandibulaires (Jais 1997, Jais et Weber 2000, Bonnier 2004). Marino et al. (1999) avaient également suggéré que les éventuels effets posturaux parfois décrits lors de l'utilisation de gouttières, plans de morsure et cotons salivaires ne soient pas liés à la normalisation de l'occlusion mais à l'effet extéroceptif de leurs débords vestibulaires (i.e. labiaux) ou linguaux. Ils ont même proposé une méthode thérapeutique utilisant des plots de résine de quelques millimètres collés sur les dents (les "alphs") pour stimuler cette modalité sensorielle et induire des effets posturaux (Marino et al. 1999).

Depuis quelques années, plusieurs publications tendent à confirmer ces opinions cliniques. Il s'agit d'expériences portant sur les effets posturaux de stimulations linguales. On peut citer par exemple celle de Danilov et al. (2007), qui ont utilisé un système de stimulation électrotactile de la langue associé à un accéléromètre céphalique pour donner un feed-back sensoriel sur la position de la tête à des patients vestibulo-lésés. Les résultats ont montré qu'un entraînement avec ce dispositif permettait une amélioration significative du contrôle postural (et de la marche), plus importante que les résultats obtenus habituellement avec une rééducation classique.

Vuillerme et al. (2008), utilisant un protocole similaire, ont étendu ces résultats à des sujets jeunes et sains. Ils ont mis en évidence une amélioration du contrôle postural (diminution de l'amplitude des oscillations du CPP) lors du biofeedback électrotactile lingual. Ces résultats ont été obtenus lorsque les sujets se tenaient debout les yeux fermés sur sol dur, mais aussi sur mousse (6cm d'épaisseur), diminuant ainsi le poids des afférences somesthésiques des membres inférieurs.

3. Fibres et voies afférentes

3.1 Fibres afférentes

Il existe plusieurs sortes de fibres afférentes, qui diffèrent en fonction du type d'information qu'elles transmettent (Purves et al. 2011). Le diamètre des axones constitue leur principale différence.

Les fibres Ia et II, mylinisées, de grand diamètre ont une vitesse de conduction élevée. Elles innervent les terminaisons primaire et secondaire des FNM et transmettent donc les afférences proprioceptives musculaires. Les fibres II joueraient le rôle le plus important dans le maintien de la posture orthostatique (Nardone et al. 2000, 2004). Des fibres sensitives Ib, un peu plus fines que les fibres Ia et II, transmettent les informations provenant des organes de Golgi (Lundberg 1979). Enfin, la proprioception articulaire emprunte des fibres myélinisées de plus petit diamètre, de type III (vitesse de conduction de 12 à 30 m/s) et IV (vitesse de conduction de 0.5 à 1 m/s), ainsi que des fibres amyéliniques (Thoumie 1999).

Les afférences tactiles sont véhiculées par des fibres myélinisées Aβ, de diamètre légèrement inférieur à celui des fibres I et II, et à vitesse de conduction rapide (environ 35-75 m/s). Les fibres myélinisées de petit diamètre Aδ et les fibres C amyéliniques, à vitesses de conduction lentes (respectivement 5-30 m/s et 0.5-2 m/s), transmettent les informations nociceptives d'origine mécanique, thermique, ou chimiques (voir II.1.3 Nocicepteurs). Leur différence de seuil d'excitabilité et de vitesse de conduction explique la distinction possible de deux types de douleur, rapide et lente.

Fonction sensorielle	Type de récepteur	Catégorie de fibre[a]	Diamètre de l'axone	Vitesse de conduction
Proprioception	Fuseau neuromusculaire	Axone, Myéline, Ia, II	13–20 µm	80–120 m/s
Toucher	Corpuscules de Merkel, Meissner, Pacini et Ruffini	Aβ	9–12 µm	35–75 m
Douleur, température	Terminaisons nerveuses libres	Aδ	1–5 µm	5–30 m/s
Douleur, température, démangeaison	Terminaisons nerveuses libres	C	0,2–1,5 µm	0,5–2 m/s

Fibres somesthésiques afférentes
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

3.2 Voies centripètes de la somesthésie

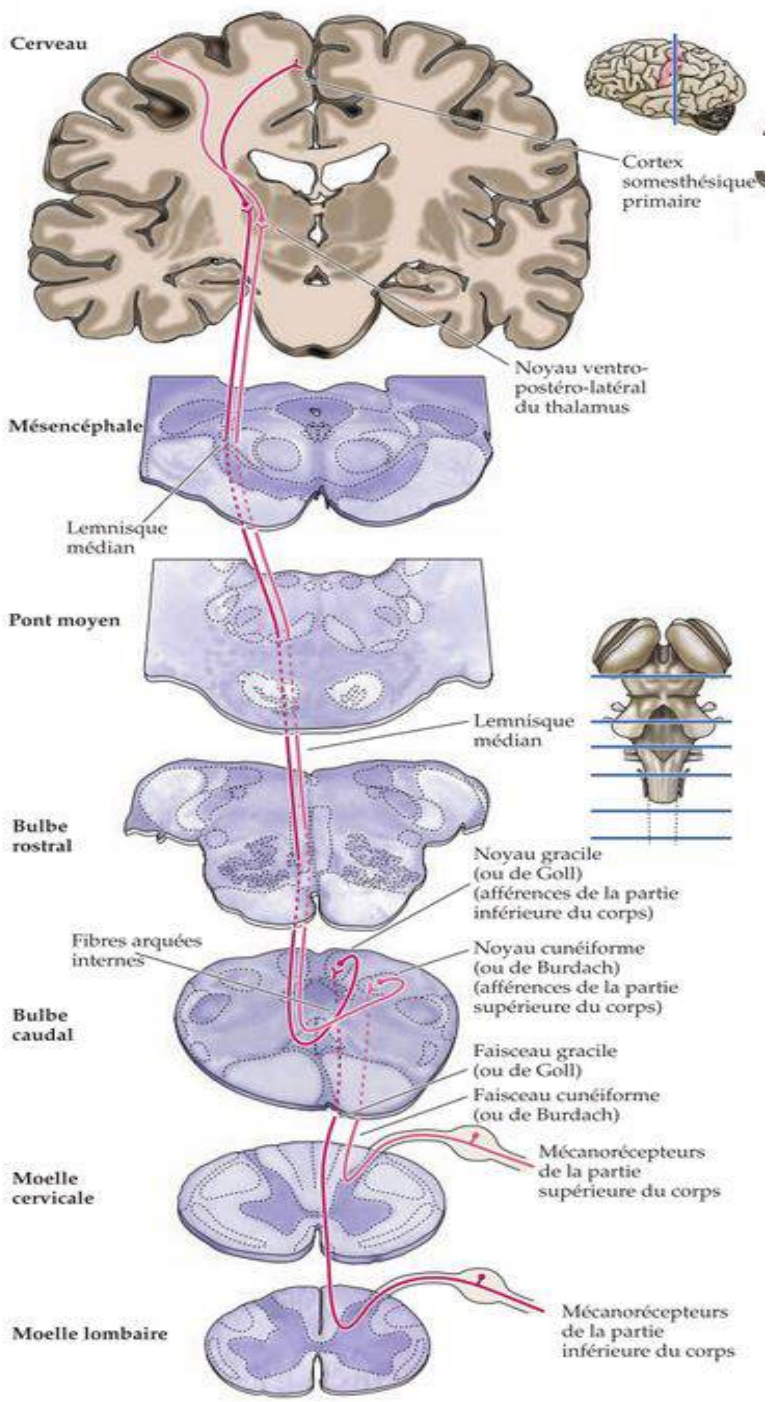
Les trains de potentiels d'action issus des récepteurs sensitifs sont transmis par la branche périphérique des axones en T des neurones rachidiens. Les corps cellulaires de ces neurones sont situés dans les ganglions spinaux (ou de Gasser pour la sensibilité cutanée de la face). La branche centrale de leurs axones se poursuit dans les racines dorsales de la moelle épinière, puis dans la corne dorsale ou jusqu'à des structures sus-jacentes (bulbe) selon la voie (Purves et al. 2011).

3.2.1 Voie leminscale

La voie lemniscale, ou voie des colonnes dorsales-lemnisque médian est nommée d'après le nom d'un de ses faisceaux : le lemnisque médian. Cette voie rassemble les fibres du tact épicritique du corps (face exclue) et de la proprioception consciente.

La branche centrale des axones des protoneurones des mécanorécepteurs cutanés passe dans les cordons postérieurs de la moelle épinière (ou colonnes dorsales). Les fibres de la partie médiane (faisceau gracile ou de Goll) véhiculent les afférences issues des membres inférieurs. Elles remontent jusqu'à la partie inférieure du tronc cérébral (le bulbe caudal) où elles font synapse avec les neurones de deuxième ordre (« neurones des noyaux des colonnes dorsales ») dans le noyau gracile.

Les neurones de deuxième ordre décussent au niveau du bulbe et forment un gros faisceau : le lemnisque médian. Celui-ci remonte dans le tronc cérébral, jusqu'au cerveau, où ces neurones font synapse avec les neurones de troisième ordre dans le noyau ventro-postéro-latéral du thalamus. Les neurones de troisième ordre cheminent dans la capsule interne pour se terminer dans le cortex somesthésique primaire (SI) et secondaire (SII).



Voie leminscale
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

3.2.2 Voie trigéminothalamique

Les mécanorécepteurs cutanés de la face transmettent leurs informations aux trois branches du nerf trijumeau (Vème paire de nerfs crâniens). Il s'agit de la branche ophtalmique (V.1), maxillaire (V.2) et mandibulaire (V.3), qui innervent les régions correspondantes, notamment les dents et les muqueuses de la bouche.

Le corps cellulaire des neurones de 1er ordre est situé dans le ganglion trigéminal (ganglion de Gasser). Leurs branches centrales entrent également dans le tronc cérébral mais à l'étage sus-jacent à ceux de la voie lemniscale (le pont). Là, elles font synapse avec les neurones de 2ème ordre dans le noyau principal ou spinal du trijumeau. Ces neurones de 2ème ordre décussent et forment le lemnisque trigéminal, qui remonte jusque dans le noyau ventro-postéro-médian du thalamus. Comme pour la voie lemniscale, ces neurones s'articulent avec les troisièmes neurones dont les axones se terminent dans les aires corticales SI et SII.

La sensibilité proprioceptive de la face a une organisation légèrement différente : les axones de ses neurones ne gagnent pas le ganglion trigéminal mais rejoignent directement le noyau mésencéphalique du trijumeau (donc dans le mésencéphale, étage supérieur du tronc cérébral – Purves et al. 2011).

3.2.3 Voies de la proprioception non consciente du corps (spinocérébelleuses)

Elles présentent plusieurs différences avec la voie lemniscale. La branche centrale du neurone de 1er ordre, après être entrée dans la moelle épinière (par la racine postérieure également), donne des collatérales qui font synapse avec des neurones des cornes dorsale et ventrale, à l'origine des réflexes myotatiques (voir I.1.1.2.2 Rôle dans le contrôle postural).

De plus, contrairement aux fibres issues des mécanorécepteurs cutanés, les fibres proprioceptives forment des faisceaux spinocérébelleux (avec un premier relais dans la colonne de Clarke, dans la partie médiane de la corne dorsale de C8 à L3). Avant d'atteindre le cervelet, les neurones émettent des collatérales qui font synapse avec des noyaux du bulbe caudal. Ensuite, les neurones de 3ème ordre décussent et rejoignent le lemnisque médian pour se terminer dans le noyau ventro-postéro-latéral du thalamus.

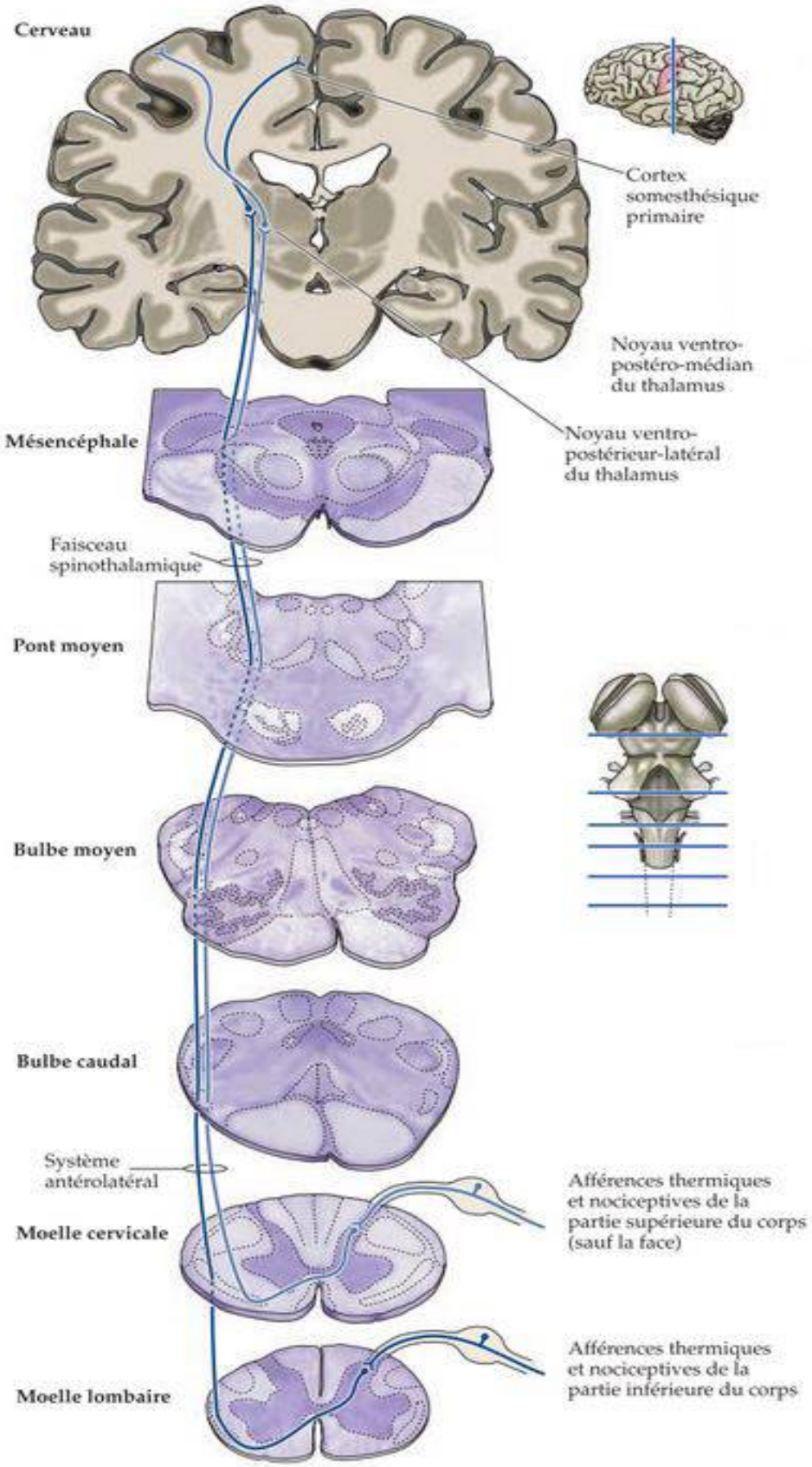
3.3 Voies centripètes de la sensibilité douloureuse, thermique et du tact protopathique

3.3.1 Voie de la sensibilité douloureuse du corps

Comme pour les voies lemniscale et proprioceptives, le corps cellulaire du neurone de 1er ordre est situé dans un ganglion spinal. Sa branche centrale entre dans la moelle épinière par la racine dorsale, et, arrivée dans la corne dorsale, donne une branche ascendante et une branche descendante qui forment le faisceau dorsolatéral de Lissauer. Ce faisceau a un trajet court, de 2 à 3 segments spinaux au terme duquel les fibres font relais dans les lames 1 et 5 de Rexed (substance grise de la corne postérieure) avec le neurone de 2ème ordre.

Ces deuxièmes neurones décussent et gagnent directement le thalamus en remontant dans le quadrant antéro-latéral de l'hémi-moelle controlatérale (d'où le nom de cette voie : « système antéro-latéral »). Avant de parvenir au thalamus, les fibres donnent des projections sur plusieurs structures du tronc cérébral : formation réticulaire, colliculus supérieur, substance grise centrale du mésencéphale, hypothalamus et amygdale.

Au niveau du noyau ventro-postéro-latéral du thalamus (ou ventro-postéro-médian pour la nociception de la face), ces neurones s'articulent avec des neurones de 3ème ordre, qui, comme pour les voies de la sensibilité cutanée, se terminent dans les aires corticales SI et SII. Certains deuxièmes neurones se terminent dans les noyaux thalamiques de la ligne médiane et font synapse avec des neurones de 3ème ordre qui rejoignent des zones cérébrales antérieures (cortex cingulaire antérieur et cortex insulaire – Purves et al. 2011).



Voie de la sensibilité douloureuse du corps
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

3.3.2 Voie de la sensibilité douloureuse de la face

Comme pour la voie trigéminothalamique, les afférences nociceptives de la face sont véhiculées par un neurone de 1er ordre situé dans le ganglion trigéminal. Certains de ces neurones sont également dans les ganglions des nerfs VII, IX et X. Leurs branches centrales entrent dans le pont du tronc cérébral, puis descendent dans le bulbe, constituant le faisceau trigéminal spinal. Là, dans des noyaux du bulbe, elles font synapse avec des neurones de 2ème ordre qui décussent et projettent sur plusieurs zones du tronc cérébral et sur le noyau ventro-postéro-médian du thalamus.

Comme pour la voie trigéminothalamique, ces neurones s'articulent avec les troisièmes neurones dont les axones se terminent dans les aires corticales SI et SII. Comme pour les voies nociceptives du corps, certains deuxièmes neurones se terminent dans les noyaux thalamiques de la ligne médiane et font synapse avec des neurones de 3ème ordre qui rejoignent le cortex cingulaire et insulaire.

3.4 Voies visuelles

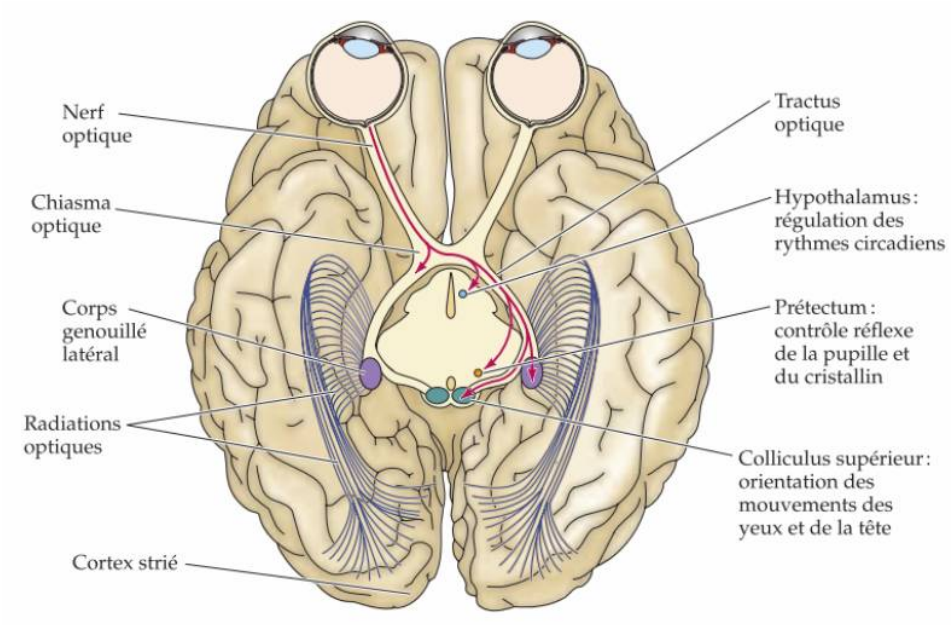
3.4.1 Voie rétino-géniculo-striée

Les fibres des nerfs optiques convergent dans une zone nommée « chiasma optique », située à la base du diencéphale. Comme son nom l'indique, le chiasma est une zone de croisement : 60% des fibres croisent à ce niveau, le reste poursuit vers le thalamus homolatéral. Les faisceaux postérieurs au chiasma sont donc constitués de fibres issues des deux yeux et portent le nom de bandelettes (ou tractus) optiques.

Au niveau du thalamus, ces fibres font synapse dans le corps genouillé latéral, qui reçoit donc des fibres provenant des deux yeux, mais dans des couches séparées. On distingue également les couches ventrales, appelées « magnocellulaires » car composées de neurones de grande taille ; et les couches dorsales, « parvocellulaires » car comprenant des neurones de plus petite taille. Cette distinction est déjà présente au niveau des neurones rétiniens : il existe des cellules ganglionaires de type M (champ récepteur étendu et vitesse de conduction rapide) et P (sensibles à la couleur), qui répondent respectivement de manière phasique ou tonique aux stimuli visuels. Il en résulte donc en une voie rétino-géniculée composée de deux voies séparées : la voie magnocellulaire et la voie parvocellulaire. Eu égard à leurs caractéristiques structurales, ces deux voies ont des fonctions différentes. La voie magnocellulaire assure les

tâches de localisation spatiale d'objets en mouvement, alors que la voie parvocellulaire participe à l'analyse des détails des objets (formes, couleurs, dimensions).

Les neurones suivant le thalamus prolongent leurs axones par la capsule interne (les « radiations optiques ») pour se terminer dans le cortex visuel primaire (V1, ou cortex strié) – dans le lobe occipital. Cette voie est également nommée « voie visuelle primaire » car elle assure l'essentiel de la vision consciente.



Voie rétino-géniculo-striée
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

3.4.2 Voies visuelles secondaires

Outre le thalamus, certaines fibres des bandelettes optiques s'articulent avec des neurones situés dans l'hypothalamus (noyau suprachiasmatique) : c'est la voie rétino-hypothalamique qui influence diverses fonctions autonomes liées au degré d'éclairement (sommeil…).

Les tractus optiques ciblent aussi le prétectum, qui contrôle le réflexe pupillaire. Les neurones issus du prétectum projettent à leur tour sur le noyau d'Edinger-Westphal, situé dans le mésencéphale. Celui-ci comporte des neurones du système nerveux autonome (par l'intermédiaire du nerf III), qui jouent également un rôle dans le myosis.

Enfin, certaines fibres gagnent le colliculus supérieur (dans le mésencéphale), dont une des fonctions est de coordoner les mouvements de la tête et des yeux.

3.5 Voies vestibulaires afférentes

Les afférences vestibulaires et cochléaires sont véhiculées par les deux branches du nerf VIII (nerf vestibulo-cochléaire) dont les corps cellulaires des neurones sont situés dans le ganglion de Scarpa. La branche centrale de leurs axones parvient dans le bulbe (dans les noyaux vestibulaires), et également directement dans le cervelet (Purves et al. 2011). De là partent les voies efférentes, vestibulo-oculaires et vestibulo-spinales qui seront décrites au chapitre I.4.2 (Voies efférentes).

Les noyaux vestibulaires émettent également des fibres qui gagnent les noyaux (ventraux postérieurs) du thalamus où ils font synapse avec des neurones qui atteignent les aires associatives du cortex vestibulaire.

4. Intégration des afférences et voies efférentes

4.1 Organisation générale du système moteur

Le contrôle de la posture et du mouvement fait intervenir différents sous-sytèmes interdépendants. Deux d'entre eux aboutissent aux motoneurones α de la moelle épinière qui innervent les muscles striés squelettiques : les neurones des circuits locaux et les neurones moteurs suprasegmentaires. Les deux autres sous-systèmes – le cervelet et les ganglions de la base – n'influencent pas la voie finale commune (les motoneurones α) de manière directe, mais par l'intermédiaire des systèmes descendants (Purves et al. 2011).

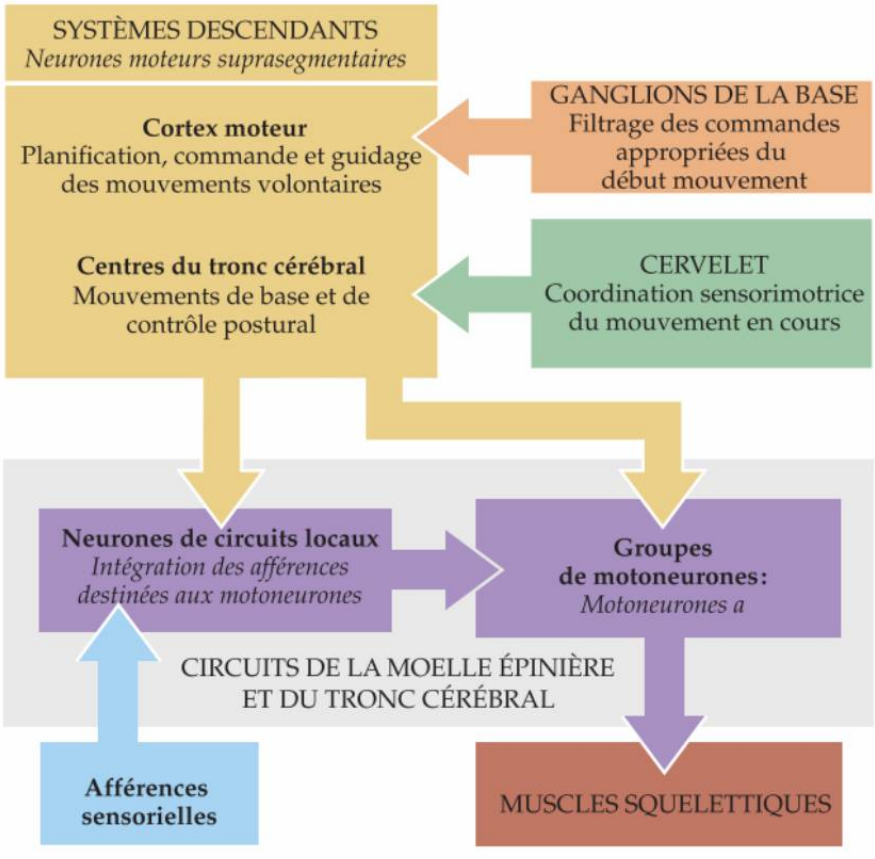


Schéma d'organisation générale du système moteur
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

4.1.1 Les neurones des circuits locaux

Les neurones des circuits locaux sont des interneurones situés dans la moelle épinière (et le tronc cérébral) qui reçoivent des afférences périphériques (voir chapitre précédent I.3). Leur articulation avec les motoneurones α et γ constitue des « boucles courtes ». En raison de cette organisation neurale, ces réflexes sont en effet caractérisés par une courte latence : inférieure à 70ms (Diener et al. 1984b, Nardone et al. 1990, voir aussi Fallon et al. 2005 pour revue). Ces boucles sous-tendent des réflexes qui jouent un rôle important dans le contrôle postural (réflexe d'étirement et réflexe myotatique inverse, déjà décrits au chapitre I.1.1.2.2 Rôle dans le contrôle postural).

Une publication récente de Pruszynski et Johansson (2014) suggère qu'une partie au moins des processus d'intégration a lieu dans le système nerveux périphérique, directement au niveau des récepteurs sensitifs. Ces auteurs ont en effet établi que l'organisation du maillage des mécanorécepteurs et des fibres des neurones tactiles de premier ordre de la peau glabre constitue un mécanisme neural périphérique permettant aux neurones d'informer des

caractéristiques géométriques des objets touchés. Grâce à la modulation de leur intensité et fréquence de décharge, ces neurones peuvent rendre compte de l'orientation des bords de ces objets. De plus l'organisation spatiale des zones les plus sensibles des champs récepteurs de ces fibres les rend sensibles à des orientations spécifiques des bords des objets. En d'autres termes, certaines fibres sont sensibles à une orientation particulière, tandis que d'autres neurones codent pour une autre orientation. Les neurones périphériques visuels font l'objet de processus similaires. Les auteurs concluent donc que ces neurones réalisent des processus d'extraction des caractéristiques géométriques qui sont habituellement attribuées aux neurones corticaux !

Les neurones des circuits locaux reçoivent également des influences supérieures (issues des systèmes descendants) qui modulent leur activité (Duysens et al. 1990, Burke et al. 1991, Zehr et Stein 1999, Baken et al. 2006, Richard et Orsal 2007, e.g Saradjian 2015). En ce qui concerne la sensibilité cutanée, Bourane et al. (2015) ont récemment identifié une population d'interneurones excitateurs dans la corne dorsale de la moelle épinière (chez l'animal) spécifiquement sensibles au tact fin. Ces neurones reçoivent des commandes motrices des centres supérieurs et jouent un rôle important dans la genèse de mouvements correctifs des pieds afin d'optimiser leur adaptation au terrain.

4.1.2 Les neurones moteurs suprasegmentaires (systèmes descendants)

Les neurones moteurs suprasegmentaires sont situés dans le tronc cérébral et les aires corticales motrices. La majorité de ces fibres descendent vers les neurones des circuits locaux qu'ils influencent, comme indiqué précédemment. Une minorité des neurones descendants s'articule directement avec les motoneurones α. L'implication des structures corticales et sous corticales (tronc cérébral) constitue des « boucles longues » caractérisées par un temps de latence supérieur à 100-12 0ms (Thoumie 1999, Fallon et al. 2005).

Les voies corticales commandent les mouvements volontaires et fins nécessitant une organisation spatio-temporelle complexe, tandis que les voies provenant du tronc cérébral assurent la régulation du tonus musculaire et le contrôle oculomoteur et postural en fonction des afférences perçues. Même si la majorité des synapses reçues par les motoneurones α provient des neurones des circuits locaux, les neurones moteurs suprasegmentaires jouent donc également un rôle essentiel dans le contrôle de la posture (Diener et Dichgans 1988, Teasdale et al. 1993, Shumway-Cook et al. 1993). En particulier, le rôle postural de telles

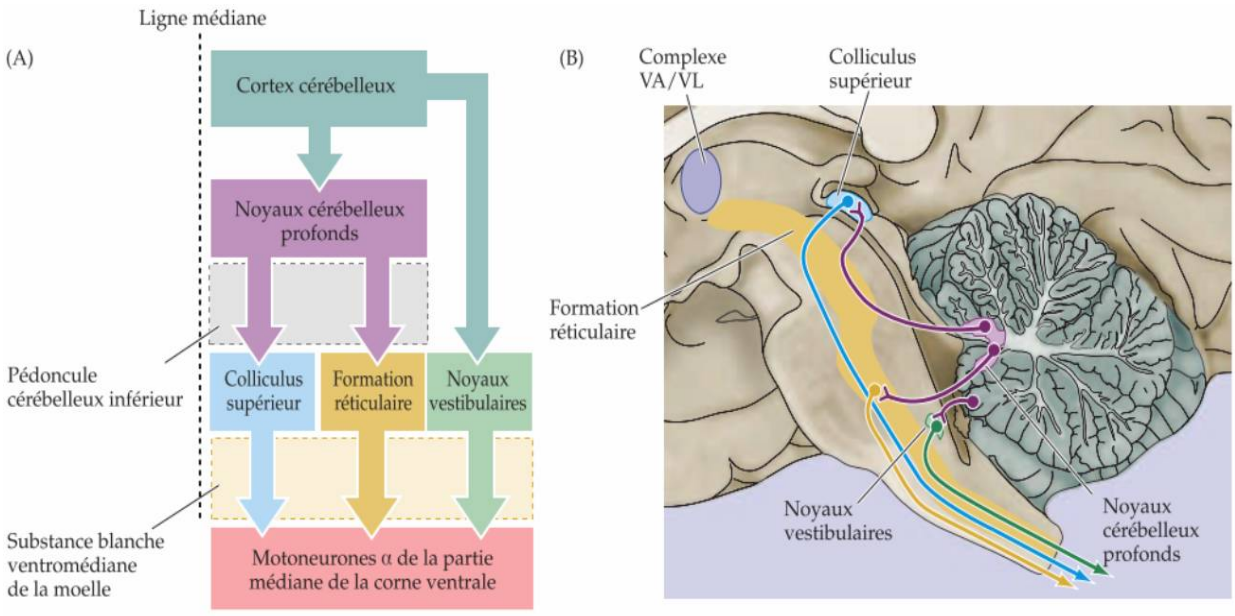
boucles supraspinales à départ cutané plantaire a été mis en évidence par électrostimulation du nerf sural (Delwaide et al. 1981, Nielsen et al. 1997), par interposition de mousse (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1996, 1997), ou par vibration des soles plantaires (Kavounoudias et al. 1999a, 2001).

4.1.3 Le cervelet et les ganglions de la base

Les deux autres sous-systèmes ne sont pas connectés directement aux motoneurones α, ni aux interneurones de la moelle épinière et du tronc cérébral, mais les influencent indirectement via les systèmes descendants.

Le cervelet a pour fonction d'améliorer la coordination des mouvements en cours de réalisation. Il est divisé en différentes parties qui reçoivent des afférences de provenances diverses et interviennent dans la planification et l'exécution des mouvements. Le spino-cervelet reçoit des afférences proprioceptives et vestibulaires (décrites au chapitre I.2). Le cérébro-cervelet est la cible d'afférences provenant de l'essentiel des aires corticales (notamment somesthésiques et visuelles), et d'afférences issues du colliculus supérieur (donc nociceptives et visuelles). Le vestibulo-cervelet, à sa partie caudale, reçoit des afférences des noyaux vestibulaires et joue un rôle clé dans la régulation posturale (Diener et al. 1989, Ouchi et al. 1999) et le réflexe vestibulo-oculaire (Sunartpin et Kotchabhakdi 2005). Le cervelet reçoit également des « copies d'efférences » des ordres moteurs. Cette organisation neurale lui permet donc de détecter les différences entre les mouvements commandés et réalisés, et, le cas échéant, ses commandes motrices visent à corriger les différences perçues afin d'améliorer la qualité et la précision des mouvements.

Les efférences cérébelleuses font une première synapse dans les noyaux cérébelleux profonds. Ensuite, les fibres efférentes décussent dans le pédoncule cérébelleux ; celles issues du cérébro-cervelet et du spino-cervelet font relais dans le thalamus (dorsal) et se terminent respectivement dans les aires corticales pré-motrices et motrices. Les fibres issues du spino-cervelet et celles du vestibulo-cervelet font relais dans le tronc cérébral (colliculus supérieur, formation réticulaire et noyaux vestibulaires) qui influencent les motoneurones α de la moelle épinière (ou du tronc cérébral) gouvernant la musculature axiale et proximale des membres.



Voies efférentes du spino- et du vestibulo-cervelet
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

Le rôle des ganglions de la base (ou noyaux gris centraux : noyau caudé, putamen et pallidum), situés comme leur nom l'indique à la base du cerveau, est d'amorcer les mouvements et de filtrer les commandes motrices afin de supprimer les mouvements non souhaités (programmes moteurs non synergiques / concurrents). Les aires corticales projettent sur ces noyaux ; en particulier le noyau caudé reçoit des projections des aires associatives fonto-pariétales et des aires motrices frontales dévolues au contrôle oculomoteur.

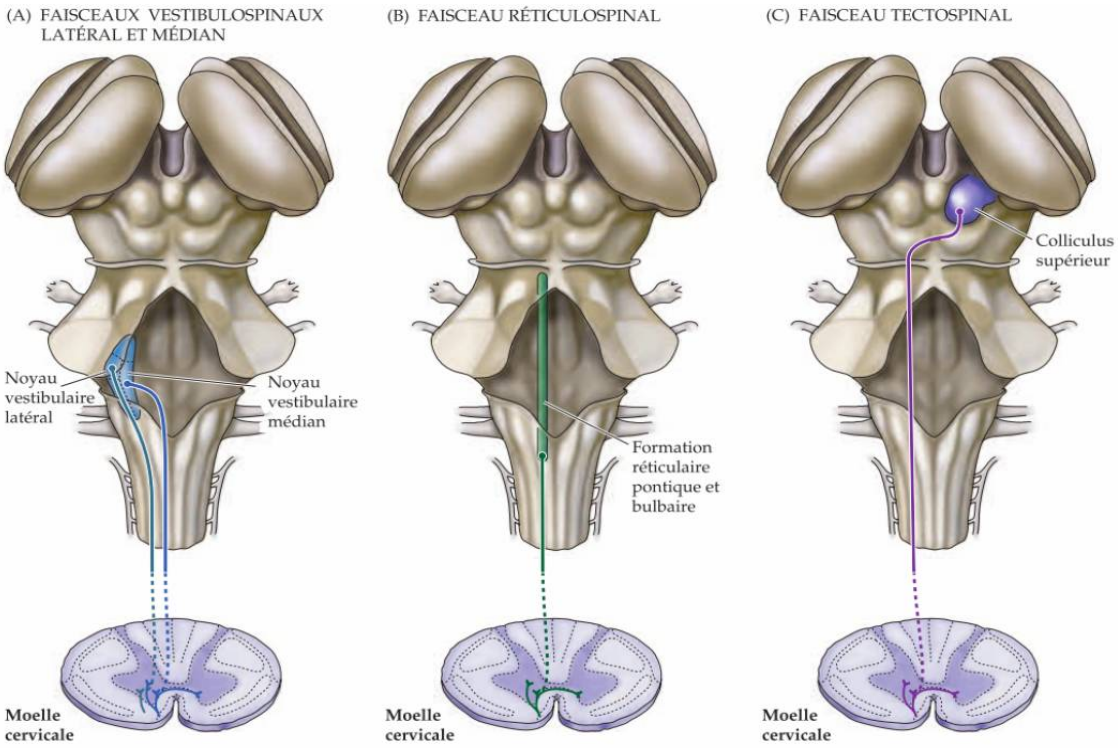
Schématiquement, le noyau caudé et le putamen inhibent notamment le pallidum, qui lui-même a une action inhibitrice sur les noyaux du thalamus. Du thalamus partent les efférences qui retournent au cortex moteur. Cette inhibition de l'inhibiteur équivaut donc à une désinhibition du thalamus, ce qui lui permet de lancer les commandes déclenchant les mouvements (Purves et al. 2011).

4.2 Voies efférentes

4.2.2 Voies issues du tronc cérébral

Le contrôle postural est assuré par la musculature axiale et proximale qui reçoit des commandes émanant des neurones moteurs suprasegmentaires du tronc cérébral. Comme indiqué précédemment, ces neurones influencent également les motoneurones α de la partie médiane de la corne ventrale de la moelle épinière de manière indirecte, via les neurones des

circuits locaux. Les trois principales voies assurant le contrôle postural sont la voie réticulospinale, la voie tectospinale et les voies vestibulo-spinales (médiane et latérale).



Voies efférentes du tronc cérébral
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

4.2.2.1 Voie réticulospinale

De la formation réticulaire émergent notamment des fibres descendantes (le faisceau réticulospinal) qui se terminent dans la partie médiane de la corne ventrale de la moelle épinière. L'influence de ces fibres sur les interneurones des circuits locaux permet d'améliorer la coordination spatio-temporelle des muscles axiaux et des muscles proximaux des membres. En particulier, cette voie est utilisée lors de la mise en jeu des APA (Purves et al. 2011).

4.2.2.2 Voie tectospinale

La deuxième structure du tronc cérébral d'où émerge une voie efférente est le colliculus supérieur. Il donne naissance au faisceau tectospinal dont les fibres décussent dès le mésencéphale et projettent également dans la partie médiane de la corne ventrale de la moelle épinière cervicale. Il influence donc le contrôle des muscles cervico-céphaliques et a pour fonction d'ajuster les mouvements d'orientation de la tête et des yeux (Shinoda et al. 2006).

4.2.2.3 Voies vestibulospinales

Du noyau vestibulaire médian partent les fibres du faisceau vestibulo-spinal médian qui aboutit à la corne ventrale de la moelle épinière cervicale. Il assure le réflexe vestibulo-cervical (RVC), c'est-à-dire la régulation du tonus des muscles cervico-céphaliques (et donc de la position de la tête) par rapport aux afférences issues notamment des canaux semi-circulaires.

Le noyau vestibulaire latéral donne naissance aux fibres du faisceau vestibulo-spinal latéral qui se termine également dans la partie médiane de la corne ventrale de la moelle épinière. Il assure les réflexes vestibulo-spinaux (RVS), c'est-à-dire la régulation du tonus des muscles proximaux des membres, avec une connexion monosynaptique aux motoneurones α des extenseurs et disynaptique aux motoneurones α des fléchisseurs. Il en résulte donc une augmentation du tonus des muscles extenseurs (anti-gravitaires), modulée en fonction des afférences perçues.

4.2.2.4 Voies vestibulo-oculaires

Les fibres efférentes des noyaux vestibulaires forment des circuits les connectant aux noyaux des nerfs oculomoteurs (II, IV et VI, dans les étages sus-jacents du tronc cérébral). Ceux-ci donnent des projections excitatrices ou inhibitrices de sorte que chaque canal semi-circulaire est couplé à deux muscles oculomoteurs aux actions opposées et que la stimulation d'un canal donne des déviations des yeux du côté opposé. Par exemple, une rotation de la tête vers la gauche s'accompagne d'une version droite des yeux : c'est le réflexe vestibulo-oculaire (RVO), qui stabilise le regard lors des mouvements de la tête.

4.2.3 Voies issues du cortex cérébral : faisceaux corticobulbaires et corticospinaux

Le contrôle postural étant automatique, il fait appel aux réflexes posturaux des circuits locaux et des voies descendantes issues du tronc cérébral. Les voies corticales étant quant à elles dévolues au contrôle moteur volontaire, elles ne seront que brièvement abordées ici.

Des neurones situés dans le cortex moteur primaire (M1) projettent vers les motoneurones α du tronc cérébral et de la moelle épinière, formant respectivement des faisceaux corticobulbaires et corticospinaux (ou pyramidal). Leurs fibres passent dans la

capsule interne puis dans le tronc cérébral. Aux différents étages de celui-ci, les faisceaux corticobulbaires font synapse avec les motoneurones de certains nerfs crâniens (V et XII) et de la formation réticulaire.

Les fibres du faisceau corticospinal atteignent le bulbe caudal où 90% décussent puis descendent dans les cordons latéraux controlatéraux de la moelle épinière, formant le faisceau corticospinal latéral, qui commande la musculature distale. Les 10% restants descendent homolatéralement jusqu'à la moelle épinière, formant le faisceau corticospinal ventral qui innerve les motoneurones α, soit homolatéraux soit homo- et controlatéraux. Ce faisceau ventral commande la musculature axiale et proximale.

4.2.4 Voies oculomotrices

Les voies vestibulo-oculaires assurant la stabilisation des images sur la rétine, et donc participant indirectement au contrôle postural ont été décrites au chapitre I.4.2.2.4. Nous aborderons ici les circuits impliqués dans les mouvements oculaires étudiés dans le cadre de cette thèse (mouvements de saccades horizontales et de vergence) de manière synthétique, essentiellement à partir des travaux de revue de Leigh et Zee (2006), Purves et al. (2011) et Gaertner (2014).

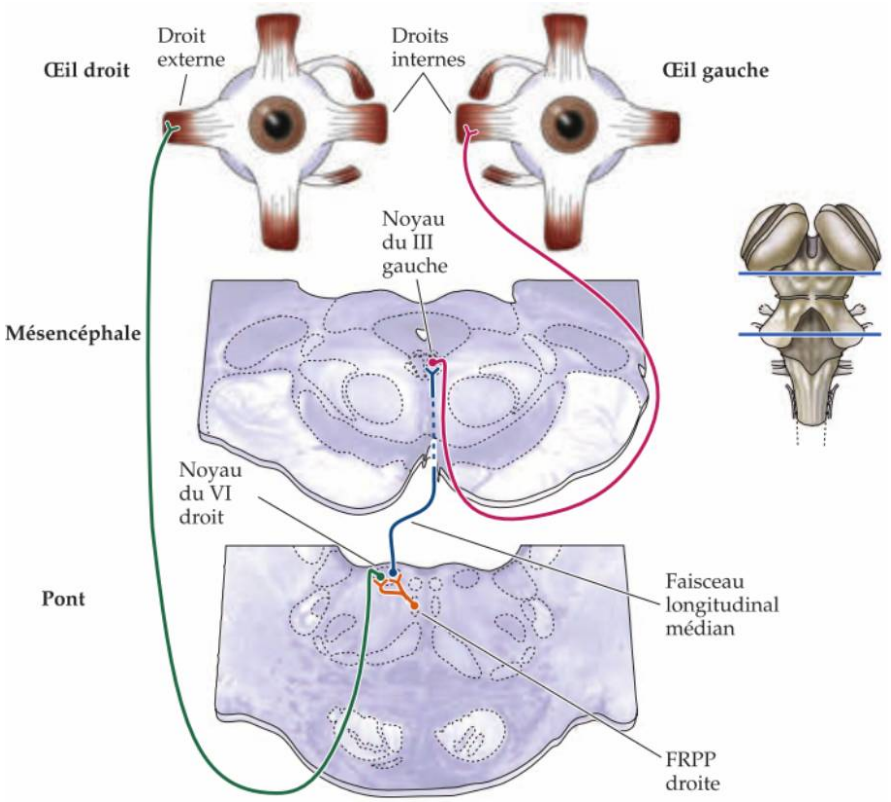
4.2.4.1 Circuits des saccades horizontales

Une information d'écart de la cible visuelle par rapport à la fovéa constitue un stimulus transmis par les fibres rétiniennes et des projections sur les aires corticales visuelles spécialisées dans la vision de l'espace (cortex occipital). Certaines fibres rétiniennes parviennent au colliculus supérieur (comme indiqué au chapitre I.3.4.2 Voies visuelles secondaires). Les projections des aires visuelles activent quant à elles des neurones situés notamment dans le cortex pariétal (champ oculomoteur pariétal et cortex pariétal postérieur) et frontal (champ oculomoteur frontal et supplémentaire), qui projettent à leur tour sur les cartes motrices du colliculus supérieur correspondant aux cartes sensorielles stimulées.

Une autre partie des fibres corticales, ainsi que les fibres issues du colliculus supérieur, projettent sur une population de neurones phasiques (les « burst neurons ») situés dans la formation réticulaire pontique paramédiane (FRPP) controlatérale. Comme leur nom le suggère, ces neurones phasiques déterminent la vitesse du mouvement. Un autre groupe de neurones, située dans différents noyaux vestibulaires (médian et périglossal) et dont la

fréquence d'activité est plus basse, permet de maintenir la position de l'œil à l'issue de la saccade.

Les fibres des neurones excitateurs de la FRPP ciblent le noyau abducens (dans le pont) en s'articulant, d'une part avec les motoneurones α du noyau du nerf abducens (VI) homolatéral, et d'autre par avec des neurones internucléaires, qui décussent, montent dans le mésencéphale (« faisceau longitudinal médian ») pour atteindre le noyau du III. Là, ils font synapse avec les motoneurones α du nerf oculomoteur commun (III) innervant le muscle droit médial controlatéral. Cette innervation croisée permet donc l'activation concomitante des muscles synergiques de la saccade dans la direction voulue (par exemple pour une saccade vers la droite : le muscle droit latéral droit et le droit médial gauche). La coordination binoculaire est assurée par la loi d'innervation égale de Héring selon laquelle un influx nerveux est envoyé simultanément aux muscles synergiques des deux yeux pour obtenir leur contraction ou leur relâchement. La fonction oculomotrice satisfait également la loi d'innervation réciproque de Sherrington : l'envoi concomitant d'un signal de contraction à un muscle agoniste et d'un signal de relâchement à son antagoniste.



Circuits de commande d'une saccade vers la droite
Extrait de Purves et al. 2011 - *Neurosciences*. DeBoeck Université

D’autres fibres des neurones phasiques de la FRPP font synapse, dans le bulbe, avec des neurones inhibiteurs phasiques controlatéraux. Ces derniers ciblent les neurones du noyau du VI controlatéral de la même manière que décrit précédemment. Il en résulte donc une inhibition des muscles antagonistes au mouvement souhaité (loi d’innervation réciproque de Sherrington).

Enfin, les neurones excitateurs de la FRPP projettent sur un réseau de neurones inhibiteurs : les neurones omnipauseurs, situés dans le noyau interstitiel du raphé, qui sont actifs en permanence. Cette connexion aux neurones omnipauseurs se faisant via des interneurones inhibiteurs, cela aboutit donc à une inhibition de l’action de ces neurones inhibiteurs, permettant ainsi le déclenchement de la saccade.

Il faut également signaler l’existence de voies directes, reliant la rétine et le cortex visuel au colliculus supérieur (donc sans relais dans le cortex frontal), qui permettent la réalisation de saccades express (latence < 100 ms).

Enfin, comme indiqué précédemment (chapitre I.4.1.3 Le cervelet et les ganglions de la base), le cervelet (vermis et noyau fastigial) est doté de connexions afférentes et efférentes vers le colliculus supérieur, ce qui lui permet de jouer son rôle de contrôle et d’optimisation de la qualité des mouvements des yeux. Les ganglions de la base sont quant à eux connectés aux aires motrices frontales impliquées dans le contrôle oculomoteur et participent donc au déclenchement des mouvements de saccades. Le thalamus a également une fonction de programmation des saccades, notamment volontaires.

4.2.4.2 Circuits de la vergence

Les bases neurales des mouvements de vergence sont moins bien connues que celles des saccades mais leur sont, pour ce que l’on en connaît, similaires sur plusieurs points. Il semble que plusieurs aires extrastriées du cortex occipital participent au déclenchement des mouvements suite à différents stimuli. Il peut s’agir de la disparité binoculaire (c'est-à-dire le fait que l’objet d’intérêt ne tombe pas sur les points correspondants de chaque rétine), les processus d’accommodation ; ou la sensation de proximité de l’objet (stimulus psychique). Les informations sont transmises par les fibres des nerfs optiques jusqu’aux corps genouillés latéraux des thalamus, puis au cortex occipital (voir chapitre I.3.4.1 Voie rétino-géniculo-striée).

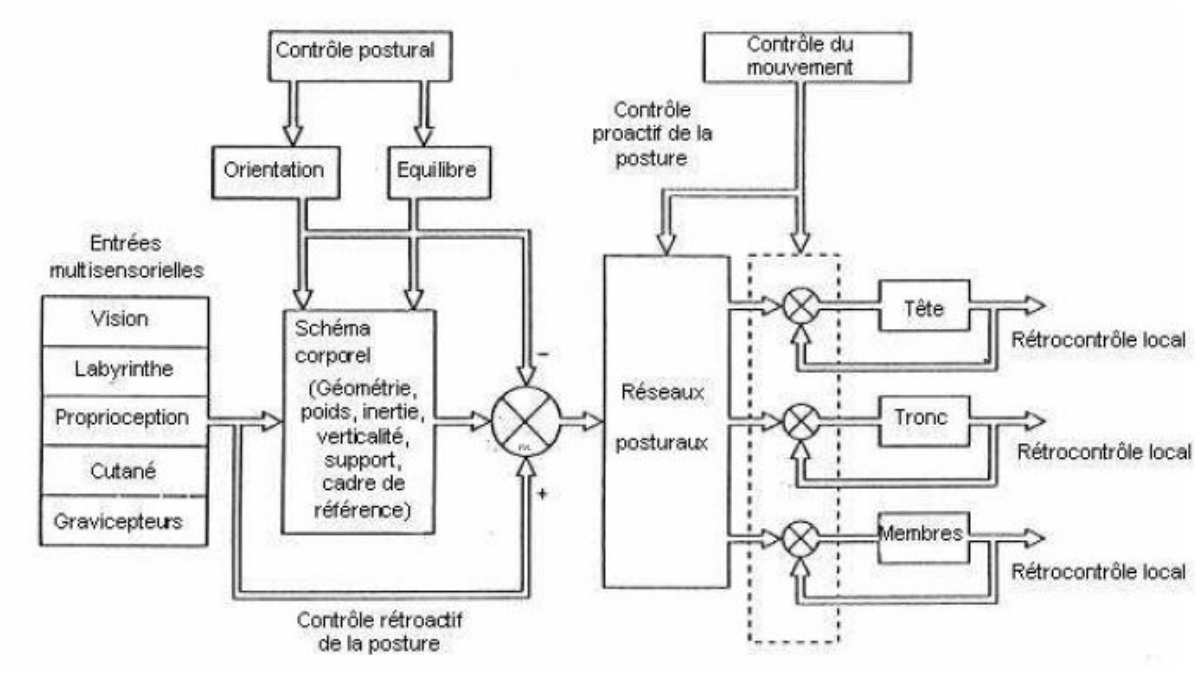
Du cortex occipital partent les commandes visant à annuler la disparité binoculaire. Elles ciblent des centres du tronc cérébral qui commandent les motoneurones des muscles droit médial et latéral via les mêmes aires pariétales et frontales que celles qui gouvernent les saccades. Le cortex pariétal postérieur aurait un rôle particulièrement important pour la vergence. Au niveau du tronc cérébral, la formation réticulée pontique serait impliquée, comme pour les saccades. De la même manière, des neurones du noyau abducens et des neurones internucléaires participent au contrôle de la vergence, mais avec une activité plus tonique que pour les saccades, permettant un mouvement plus lent. Il existe notamment un groupe d'interneurones dans le mésencéphale dont certains jouent un rôle dans la convergence tandis que d'autres commandent spécifiquement la divergence (Gamlin et Yoon 2000). Ces neurones sont aussi responsables de la synergie fonctionnelle entre convergence, accommodation et myosis.

Là encore, le colliculus supérieur jouerait un rôle de relais entre les circuits corticaux, cérébelleux et sous-corticaux. Il projetterait également sur les neurones omnipauseurs qui semblent aussi impliqués dans l'inhibition - ou sa levée - des mouvements de vergence.

Enfin, plusieurs études (Westheimer et Mitchell 1969, et voir. Tyler et al. 2012 pour revue) ont mis en évidence l'existence d'un double contrôle de la vergence : une partie initiale, nommée *initiation* (80 premières millisecondes), effectuée en boucle ouverte (i.e. sans rétroaction visuelle), et une partie terminale, nommée *complétion*, réalisée en boucle fermée (i.e. sous l'influence de la rétroaction visuelle).

4.3 Perception de la verticalité

La représentation de la verticalité joue un rôle important dans le contrôle de la posture et du mouvement. Elle dépend également du système multisensoriel comprenant les afférences visuelles, vestibulaires et somesthésiques et permet l'élaboration de cadres de référence spatiaux à partir desquels les activités posturales et locomotrices – stabilisation et orientation – peuvent s'organiser (Amblard et al. 1985, Merfeld et al. 1999, Massion 1997, Isableu et al. 2010, Lopez et al. 2011).



Représentation des deux niveaux hiérarchiques d'organisation du système postural : niveau de Référence posturale (schéma corporel) et niveau de Contrôle (réseaux sensoriels).
Extrait de Massion 1997 - *Cerveau et motricité*. PUF

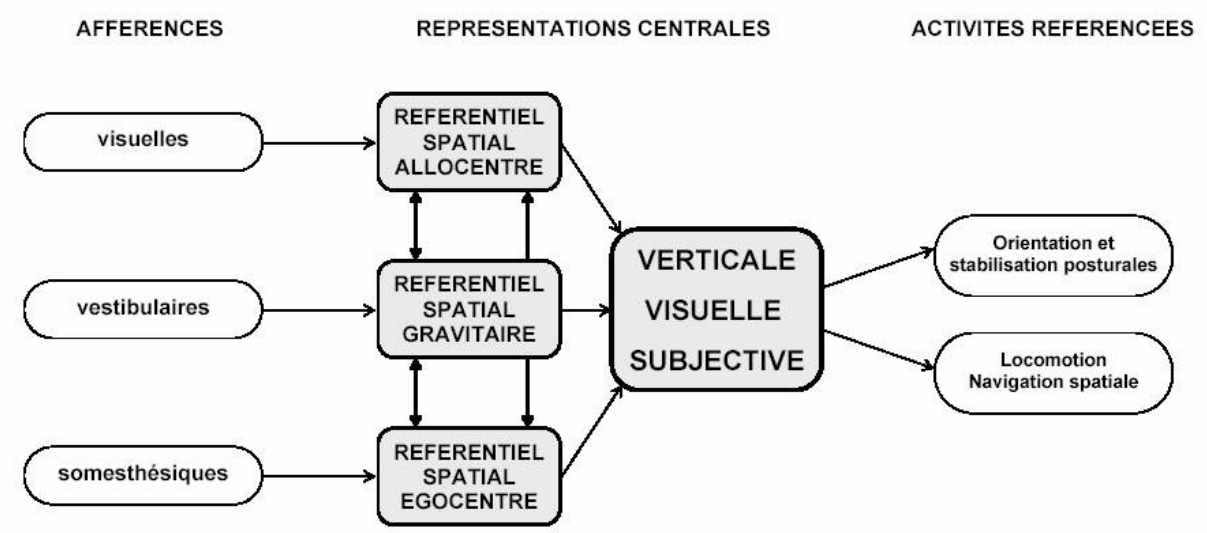
Ces différentes afférences sont intégrées dans les noyaux vestibulaires et le thalamus où elles font relais, puis dans un réseau d'aires corticales associatives vestibulaires, fronto-temporo-pariétales et insulaires (e.g. Lopez et al. 2005). Le cortex vestibulaire pariéto-insulaire jouerait un rôle majeur (Lopez et al. 2005), ainsi que le gyrus supra marginal droit (dans le cortex pariéto-temporal - Kheradmand et al. 2015). Plusieurs études ont rapporté une dominance de l'hémisphère cérébral droit dans l'estimation de la verticalité (Vallar et al. 1999, Galati et al. 2011, Foxe et al. 2003), lors de sa phase initiale (Lopez et al. 2011).

Une étude récente de Lopez et al. (2011) a recherché les supports corticaux de l'estimation de la VVS en position écologique (debout) par électro-encéphalogramme. Elle a permis d'établir que les processus initiaux (75-105 ms) d'estimation de la VVS font intervenir le cortex temporo-occipital latéral droit, suivi par le cortex temporo-occipital et pariéto-occipital bilatéral après 260ms. Ces résultats suggèrent donc une participation des faisceaux visuels latéraux et ventraux pour les processus d'orientation, d'attention et de comparaison ; suivie de l'intervention des aires corticales multimodalitaires. Les auteurs en concluent que cette organisation neurale permet la disponibilité et l'adaptation constante d'un modèle interne de verticalité nécessaire aux tâches posturales, motrices et visuo-spatiales.

Les études en IRM fonctionnelle conclurent que les neurones des aires corticales en cause réalisent une intégration multimodalitaire des afférences perçues : visuelles,

vestibulaires et somesthésiques (e.g. Lopez et al. 2005). Leur intégration donne lieu à la construction de trois référentiels interdépendants, qui, ensemble, aboutissent à la représentation interne des espaces personnel et extra-personnel et de la verticalité.

Les afférences visuelles élaborent le référentiel spatial allocentré, dans lequel les objets sont localisés grâce à leur configuration dans l'espace, sans référence au sujet lui-même. La proprioception contribue au référentiel spatial égocentré, où, contrairement au référentiel allocentré, le corps du sujet (axe corporel ou vecteur idiotropique) est utilisé comme référence pour déterminer la position des objets. Soulignons que les bases neurales des référentiels allocentré et égocentré se recoupent : il s'agit dans les deux cas notamment du cortex prémoteur droit et du lobule pariétal supérieur droit (Galati et al. 2000, Committeri et al. 2004). Enfin, les afférences vestibulaires donnent lieu au référentiel géocentré (ou gravitaire) en renseignant directement sur l'intensité et l'orientation du vecteur gravitationnel. Il s'agit donc du seul cadre de référence absolu, c'est-à-dire qui ne dépend ni de la position des objets dans l'espace, ni de la position du corps. Ce référentiel serait utilisé pour calibrer les deux autres (Paillard 1991).



Afférences participant à la représentation de la verticalité et activités référencées.
Extrait de Lopez et al. 2005 - *Perception de la verticalité et représentations spatiales dans les aires corticales vestibulaires.* In : Lacour M. and Weber B. (Eds.). Bipédie, contrôle postural et représentation corticale

En ce qui concerne les afférences somesthésiques, il a été montré qu'en cas d'inclinaison du sujet, la perception de la Verticale Visuelle Subjective (VVS) est faussée, avec une déviation homolatérale à l'inclinaison qui correspond à la résultante des vecteurs

gravitaire et idiotropique : c'est l'effet A, ou effet Aubert (Aubert 1861). Pour les inclinaisons d'amplitude plus faible (< 60°), l'effet inverse est observé : une erreur d'estimation de la VVS controlatérale à l'inclinaison du corps. C'est l'effet E, ou effet Müller (Müller 1916).

4.4 Non linéarité

Une notion capitale, en particulier dans le cadre de ce travail de thèse, est le fonctionnement non linéaire du système de régulation de la posture. De nombreux cliniciens ont remarqué l'absence de proportionnalité entre l'importance des traitements proposés et leurs effets posturaux, avec une annulation voire une inversion des réponses avec l'augmentation de l'intensité de la stimulation (Bourdiol 1980, Gagey et al. 1987, 1990).

En ce qui concerne la proprioception, Matthews et Stein (1969) ont montré que la réponse des fuseaux neuromusculaires à l'étirement n'est pas linéaire. Leur gain est dix fois plus important pour des étirements de l'ordre du dixième de millimètre que pour des étirements d'un millimètre. Comme indiqué précédemment, Marino et al. (1999) et Bonnier (2004) considèrent que des stimulations dentaires fines (plots de quelques millimètres de résine collés sur les dents) ont davantage d'effets sur la posture que des gouttières ou des cotons salivaires.

Concernant les afférences visuo-oculomotrices, Matheron et al. (2007, 2008) ont montré qu'un prisme vertical de faible puissance (2 dioptries) placé devant l'œil dominant ne s'accompagne pas de diplopie mais *améliore* le contrôle postural ; alors qu'un prisme vertical de 5 dioptries devant l'œil dominant provoque une diplopie mais n'a pas d'effet postural significatif en vision binoculaire, et *détériore* la stabilité en monoculaire (Isotalo et al. 2004). Kapoula et al. (2012) ont aussi démontré que des verres sphériques de -1 dioptrie avaient davantage d'effets posturaux (délétères) que des lentilles sphériques de -3 dioptries chez des adolescents dyslexiques ou non dyslexiques. Cette même étude a aussi rapporté une augmentation de la Surface d'oscillation du CPP avec des prismes convergents de 8 dioptries (dans les deux groupes également), alors qu'il avait été précédemment montré que des prismes convergents de 5 dioptries diminuent la Surface chez des sujets sains jeunes ou âgés (Kapoula et Le 2006).

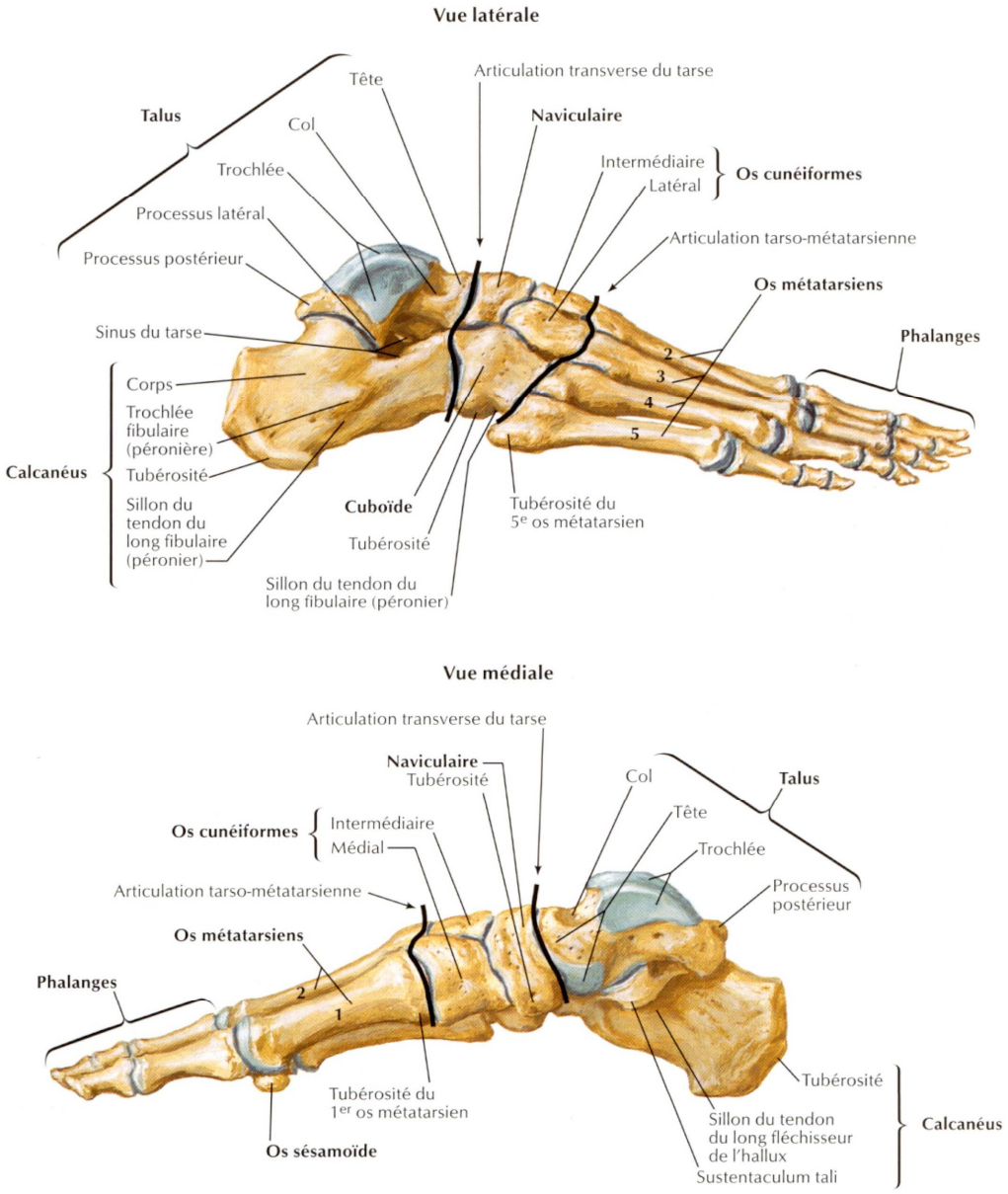
En ce qui concerne les afférences plantaires, Kugelberg et al. (1960) ont rapporté des cas d'annulation, voire d'inversion des réflexes plantaires de flexion suite à l'augmentation de l'intensité ou de la durée de stimuli électriques. Plus récemment, Janin (2003) a étudié l'effet d'inserts plantaires rétrocapitaux de différentes hauteurs sur la postériorisation de la posture.

Les résultats observés ont suggéré une postériorisation globale avec des inserts de 1 à 3mm d'épaisseur et une antériorisation à partir de 8mm.

Le caractère non linéaire du contrôle postural a également été confirmé par l'analyse temporelle du signal stabilométrique (Martinerie et Gagey 1992, Mykelbust et al. 1995, Cao et al. 1998, Stambolieva et al. 2001). Oie et al. (2002) ont aussi montré par analyse ultrasonographique des oscillations posturales que l'intégration multisensorielle des afférences par le SNC se fait selon un mode non linéaire, y compris pour des changements minimes de ces afférences. Enfin, Lacour et al. (2008) ont aussi proposé que pour les paradigmes de double tâche, un modèle d'interaction non linéaire en U intervienne. Selon ce modèle, la stabilité peut être soit améliorée, soit diminuée, en fonction de l'importance de la demande cognitive concomitante à la tâche posturale.

II – ROLE DU PIED DANS LE CONTROLE POSTURAL

Le pied est un système articulé et déformable constitué de 26 os, 16 articulations, 107 ligaments et une trentaine de muscles intrinsèques et extrinsèques (Kamina 2006, Netter 2009). L'architecture ostéo-articulaire est organisée en trois arches : interne (calcanéus, naviculaire, cunériforme médial et 1er métatarsien), externe (calcanéus, cuboïde, 5ème métatarsien) et transverse (les trois cunéiformes et le cuboïde – Kapandji 1970, Root et al. 1971, 1977, Inman et Mann 1978).



Anatomie des muscles oculomoteurs.
Extrait de Netter 2009 - *Atlas d'anatomie humaine.* Elsevier Masson

Cette organisation architecturale composée d'éléments rigides mais constituant un ensemble flexible en raison des nombreuses articulations confère une grande souplesse au pied (Perry 1992, Donatelli 1996, Levangie et Norkin 2001, Riskowski et al. 2015). Ces capacités mécaniques rendent possible ses fonctions aux impératifs contradictoires : adaptation au terrain, amortissement, résistance aux contraintes mécaniques et propulsion, et ce, aussi bien en posture debout, à la marche ou à la course (Root et al. 1977, Perry 1983, Wang et Crompton 2004, Wright et al. 2012, Duerinck et al. 2013). De plus, cette architecture constitue une base de support de dimensions suffisantes et assez stable mécaniquement pour limiter les déplacements du centre de masse dans les différentes situations rencontrées au quotidien. Il en résulte une activité musculaire minimale pour rattraper les déséquilibres, et donc une limitation de la dépense d'énergie (Morris 1977, Adamcova et Hlavacka 2007).

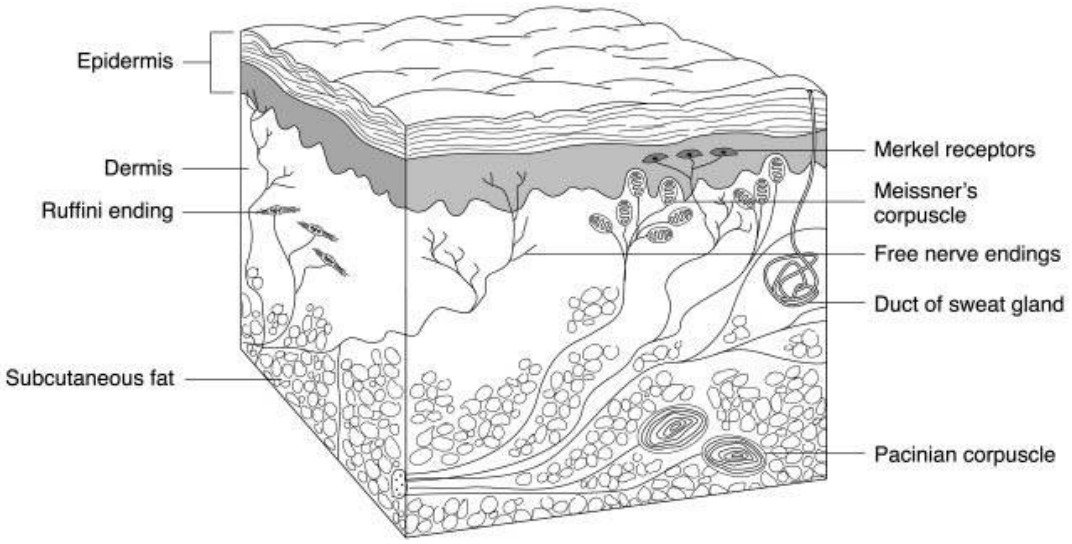
Cependant, si cette structure anatomique facilite la stabilité, elle n'est bien entendu pas suffisante pour l'assurer à elle seule. En effet, la ligne de gravité passant en avant de l'axe du genou et de la cheville, il existe une tendance naturelle à la chute antérieure (Massion 1977, Tropp 2002). Pour cette raison et également pour s'opposer aux contraintes internes et externes affectant le corps humain, l'activité de stabilisation nécessite la mise en jeu des synergies neuro-musculaires élaborées par le système de contrôle postural décrit au chapitre I. De par sa situation d'interface avec le sol, en plus de sa fonction mécanique d'effecteur terminal de la stabilisation, le pied constitue une source d'afférences particulièrement importante pour le contrôle de la posture (Fitzpatrick et McCloskey 1994). La proprioception a déjà été abordée au chapitre précédent (voir chapitre I.2.1.2 La proprioception), nous nous intéresserons ici plus particulièrement aux afférences extéroceptives et nociceptives provenant de la plante du pied.

1. Récepteurs cutanés plantaires

Les afférences cutanées plantaires sont issues de différents types de récepteurs, sensibles à différents stimuli. Ils sont classés selon leur seuil d'activation, leur vitesse de conduction, leur vitesse d'adaptation et enfin la taille de leur champ récepteur (Vedel et Roll 1982, Ribot-Ciscar et al. 1989, Macefield 2005).

1.1 Mécanorécepteurs

Aussi nommés mécanorécepteurs à bas seuils (Low Threshold MechanoReceptors - LTMR) les mécanorécepteurs cutanés sont caractérisés par un seuil d'activation bas et une connexion avec les fibres de type Aβ, à vitesse de conduction rapide (environ 35-75 m/s). Leur mode d'adaptation peut être phasique (dynamique), ou tonique (statique – Purves et al. 2011).



Mécanorécepteurs cutanés.
Extrait de Kennedy et Inglis 2002 - *Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole.* J. Physiol.

Les récepteurs phasiques ont une adaptation rapide (Fast Adaptating – FA) : ils renseignent notamment sur les variations d'intensité de pression (lors de l'application et de l'arrêt de la stimulation). Ils sont donc particulièrement utiles pour informer des oscillations posturales et changements de direction du mouvement (Yi et Park 2009), ainsi que des informations de vitesse, de vibrations et d'accélération (Macefield 1990, Jeka et al. 2004).

On distingue deux types de capteurs selon la taille de leur champ récepteur. Les récepteurs de type I (corpuscules de Meissner) sont plus superficiels (localisés dans l'épiderme), ils ont un champ récepteur de petite taille dont les bords sont bien délimités (Richie 2007, Weerakkody et al. 2007, Gu et Griffin 2011). Ils sont bien adaptés pour détecter le contact avec la peau et ses déformations et sont sensibles aux vibrations de 1-40 Hz (Abraira & Ginty 2013). Les récepteurs de type II (corpuscules de Pacini) sont plus profonds et sont dotés d'un champ récepteur plus étendu, avec des limites plus floues et une sensibilité très élevée (Richie 2007, Gu et Griffin 2011, Abraira & Ginty 2013). Ils sont particulièrement

adaptés à la détection de l'étirement de la peau et sont sensibles aux vibrations de 40 à 300 Hz.

Les récepteurs toniques ont une adaptation lente (Slowly Adaptating - SA, fréquences inférieures à 32 Hz). Ils répondent de manière soutenue à une pression dont l'intensité est maintenue constante : ils renseignent particulièrement sur l'importance de la pression appliquée à la peau (Macefield 1990), et donc davantage à la dimension morphostatique de la posture (Burgess et Perl 1973, Esteky et Schwark 1994).

Ils sont classés de la même manière en fonction de la taille de leur champ récepteur. Les récepteurs toniques de type I sont nommés « récepteurs de Merkel », les type II sont les « corpuscules de Ruffini ». Bien que moins sensibles que les FAI, les SAI ont une meilleure acuité spatiale : ils sont capables de donner une image spatiale très précise à partir de stimuli tactiles, avec un seuil de détection de déplacement cutané l'ordre de 15 µm et un seuil de discrimination de 0.5-3 mm. Ils ne sont pas sensibles aux étirements ou déplacements de la peau en dehors de leur champ récepteur (Abraira & Ginty 2013). Les SAII ont des champs récepteurs jusqu'à cinq fois plus grands, avec un seuil minimal au centre. Ils sont plus sensibles que les SAI aux étirements et changements de forme de la peau (Aimonetti et al. 2007, Abraira & Ginty 2013).

	Type I (champs récepteurs de petite taille / bien délimintés)	**Type II** (champs récepteurs étendus / limites floues)
Adaptation Rapide (FA : récepteurs phasiques)	**FAI** : corpuscules de Meissner. Contact et déformations de la peau. Vibrations de 1-40Hz.	**FAII** : récepteurs de Pacini. Etirements de la peau. Vibrations de 40-300Hz.
Adaptation Lente (SA : récepteurs toniques)	**SAI** : disques de Merkel. Pression, texture, vibrations < 30Hz.	**SAII** : terminaisons de Ruffini. Etirements de la peau, vibrations < 30Hz.

Types de mécanorécepteurs cutanés plantaires.

Ces différences physiologiques entre SA et FA leur permettent de jouer un rôle complémentaire dans la discrimination des différents stimuli tactiles (Strzalkowski et al. 2015b). Le dermatologue Misery (2000) compare le pied à une « rétine tactile ». Cet avis clinique trouve un écho dans une étude de Johnson et al. (2000), qui compare la spécialisation des SA et des FA à celle des cônes et des bâtonnets en pour la perception des stimuli visuels. Comme les cônes, les SAI ont une meilleure résolution spatiale mais une sensibilité plus faible, alors que de manière comparable aux bâtonnets, les FAI se caractérisent par une

meilleure sensibilité mais une moins bonne résolution spatiale. Les propriétés complémentaires des SAI et les FAI permettent donc de percevoir une image complète et précise de l'espace tactile. Comme évoqué précédemment (voir chapitre I.4.1.1 Les neurones des circuits locaux), Pruszynski et Johansson (2014) ont également montré que les neurones périphériques visuels et les neurones tactiles de la peau glabre réalisent de manière similaire des l'intégration permettant de rendre compte des caractéristiques géométriques des objets perçus.

D'un point de vue fonctionnel, depuis les années 1970, plusieurs études remettent en question la division Sheringtonienne des modalités proprioceptive, extéroceptive et intéroceptive, et plaident pour une approche intégrative de ces afférences (voir Proske et Gandevia 2009 et Blanchard et al. 2013 pour revues). En effet, la peau et les muscles ont des modalités sensorielles dont la mise en jeu est difficilement dissociable : les récepteurs cutanés codent pour le toucher, mais aussi pour les déformations de la peau qui surviennent lors du mouvement. En outre, ces étirements cutanés s'accompagnent d'un étirement des muscles sous jacents, et donc de la stimulation des FNM (Aimonetti et al. 2012). Comme les Fuseaux Neuro-Musculaires, les mécanorécepteurs cutanés ont une direction sensorielle préférée (direction du mouvement pour laquelle les récepteurs sont étirés de façon optimale) et forment des signatures sensorielles propres à chaque mouvement (Bergenheim et al. 2000, Ribot-Ciscar et al. 2002, Roll et al. 2004, Aimonetti et al. 2007).

En outre, plusieurs études ont montré que les informations cutanées et visuelles, ainsi que des commandes motrices, contribuent à la kinesthésie, avec une implication de zones d'intégration mutisensorielles comme le cervelet et le cortex pariétal (e.g. Proske et Gandevia 2009, Blanchard et al. 2013). Il y a notamment une participation de la sensibilité cutanée de la plante et du dos du pied à la perception des mouvements de la cheville, ce qui suggère une interdépendance fonctionnelle de l'extéroception et de la proprioception (Lowrey et al 2010, Mildren et Bent 2016). Les contributions respectives des informations issues des récepteurs cutanés et des FNM se complètent selon les paramètres du mouvement réalisé. En particulier, lors de mouvements illusoires lents (de la main) induits par vibrations, les informations cutanées jouent un rôle plus important que les informations proprioceptives (Blanchard et al. 2011). De plus, les afférences cutanées et visuelles peuvent susciter des illusions sensorielles - et leurs effets moteurs associés - de la même manière que les afférences proprioceptives, visuelles ou vestibulaires (Kavounoudias et al. 2008, Blanchard et al. 2013). Roll et al. (2002) ont notamment montré que des vibrations plantaires induisaient une perception illusoire

d'inclinaison posturale globale différente selon la zone plantaire stimulée (chez des sujets sains maintenus immobiles et en l'absence d'informations visuelles). Cela prouve que les afférences cutanées plantaires participent à la conscience de la position du corps dans l'espace.

Un autre argument en faveur de cette vision intégrative de la perception tactile est l'étude par IRM fonctionnelle de Kavounoudias et al. (2008), qui a montré que des stimulations tactiles et proprioceptives activent des aires sensori-motrices corticales et sous-corticales similaires. De plus, en cas de stimulation simultanée des deux modalités, des zones communes distinctes des précédentes sont activées (lobule pariétal inférieur, sulcus temporal supérieur, insula et cervelet). Précédemment, Burke et al. (1988) avaient montré que la transmission au cortex des informations issues aussi bien des mécanorécepteurs cutanés que des FNM pouvait être altérée par des stimuli appliqués à la peau comme aux muscles. Cela suggère donc une interaction des deux types d'afférences au niveau spinal, ce qui a été démontré quelques années plus tard (Davey et al. 1989, Johansson et al. 1989, Anis et al. 1990b, Ellaway et al. 1997). Enfin, il est connu que les signaux proprioceptifs qui résultent du mouvement altérent la perception tactile (Jiang et al. 1990, Chapman et al. 2006, Cybulska-Klosowicz et al. 2011).

1.2 Kératinocytes

La peau constitue le plus grand organe sensoriel de l'organisme : les récepteurs qu'elle contient codent pour les informations d'humidité, de température, d'étirement mécanique, de stimuli chimiques... Elle partage la même origine embryologique que le système nerveux (l'ectoblaste). Ce lien anatomique se retrouve au niveau fonctionnel : plus la dureté et l'épaisseur de la peau sont élevées, plus les seuils de perception tactile et de décharge des FAI et II le sont (uniquement au monofilament, pas aux vibrations), bien que cette corrélation soit modérée (Strzalkowski et al. 2015a&b). En revanche le degré d'étirement de la peau n'a pas d'effet significatif sur les seuils de perception.

En outre, plusieurs études (voir Calvino 2010 pour revue) ont récemment montré que les kératinocytes (qui constituent 95% de l'épiderme externe) entourent les terminaisons nerveuses sensorielles, avec apposition des membranes. Bien que n'étant pas des cellules excitables, les kératinocytes sont fonctionnellement associés au Système Nerveux Périphérique (SNP) sensoriel. En effet, ces cellules sont équipés d'éléments moléculaires identiques à ceux du SNP : transmetteurs chimiques (ATP, prostaglandines, peptites opioïdes,

endocannabinoïdes), et canaux ioniques (Nav, TRPV). Les kératinocytes libèrent également des facteurs trophiques (NGF), qui jouent un rôle dans la croissance des neurones. Inversement, les neurones périphériques induisent la prolifération des kératinocytes via la libération de CGRP (Calcitonin Gene-Related Peptite) neural (Roggenkamp et al. 2013). Les kératinocytes assurent donc une communication sensorielle via des messagers chimiques : une stimulation thermique ou mécanique intense active les kératinocytes via le récepeur-canal TRPV3 (et 4) et provoque la libération de prostaglandine et d'ATP jouant le rôle de messagers chimiques qui activent les nocicepteurs environnants. Les médiateurs chimiques que les kératinocytes libèrent peuvent avoir une action pronoceptive (endothéline), ou anti-nocicpetive (β-endorphine).

Selon Maksimovic et al. (2014), des cellules épidermiques de Merkel formeraient des contacts assimilables à des synapses avec les récepteurs SAI. Elles permettraient d'ajuster les réponses mécano-sensibles et de faciliter une acuité temporo-spatiale élevée. Les cellules épidermiques coderaient particulièrement les stimuli statiques (pression), tandis que les fibres sensorielles coderaient davantage les stimuli dynamiques. Il a également été montré in vitro que des stimulations mécaniques produisent une onde de propagation de vagues calciques entre kératinocytes qui affecte les neurones sensoriels et qui est à l'origine d'une relation croisée entre ces neurones et les cellules de l'épiderme. Ces vagues pourraient constituer le support d'une communication intercellulaire sur de longues distances au sein de l'épiderme entre les kératinocytes et les neurones.

Les kératinocytes ne semblent donc pas être uniquement des éléments constitutifs d'une barrière passive de protection, mais de véritables capteurs sensoriels capables de répondre à des stimulations physiques et chimiques et de produire des informations tactiles et douloureuses.

1.3 Nocicepteurs

Les nocicepteurs sont constitués des « terminaisons libres » des branches périphériques des axones des fibres nociceptives Aδ et C (Kennedy et Inglis 2002, Purves et al. 2011, voir aussi chapitre I.3.1 Fibres afférentes). Ces terminaisons sont présentes dans la peau glabre et poilue et sont parfois nommées « mécanorécepteurs de haut seuil » (High Threshold MechnoReceptors – HTMR). Ils déchargent suite à des stimuli nociceptifs, mécaniques et thermiques (fibres Aδ) ou exclusivement mécaniques (fibres C – Abraira & Ginty 2013).

Les fibres Aβ des mécanorécepteurs, myélinisées et de gros diamètre, fournissent la source d'information la plus importante pour le maintien de la posture. Cependant, les fibres nociceptives C y participent également comme le suggère l'étude stabilométrique de Corbeil et al. (2004). Cette expérience a démontré que les performances posturales sont altérées lorsque les sujets sont soumis à des stimulations douloureuses plantaires de forte intensité.

La distinction entre fibres tactiles et nociceptives n'est pas absolue. Sur le plan fonctionnel, une étude électromyographique de Rossi et al. (1996) portant sur l'effet de stimulations électriques douloureuses ou non douloureuses sur la contraction réflexe du Tibial Antérieur avait suggéré que les afférences des fibres Aβ et Aδ convergeaient sur les mêmes interneurones spinaux du circuit réflexe (notamment parce que les temps de latence suite aux stimuli nociceptifs et non nociceptifs sont similaires). Plus récemment, d'autres travaux (voir Abraira & Ginty 2013 pour revue) vont plus loin en proposant des supports anatomiques communs aux deux modalités. Selon ces auteurs, certains récepteurs phasiques (FAI) de la peau glabre sont innervés par des fibres amyéliniques C et pourraient jouer un rôle dans la nociception. De plus, il existe dans la peau (glabre ou non) des « nocicepteurs myélinisés », reliés aux fibres Aβ, qui répondent à des stimuli mécaniques d'une manière graduée, semblable à celle des SAII. Ils sont sensibles aux stimuli mécaniques non douloureux (avec un seuil physiologiquement bas - 0.07 mN) et serviraient à la fois pour transmettre les informations de modification de pression (comme les récepteurs phasiques) et les informations nociceptives. Etant donné de leur sensibilité aux stimuli mécaniques, ils seraient en cause dans les phénomènes d'allodynie cutanée. L'abaissement de leur seuil suite à une blessure (comme pour les autres nocicepteurs) pourrait conduire à la douleur (e.g. Abraira & Ginty 2013).

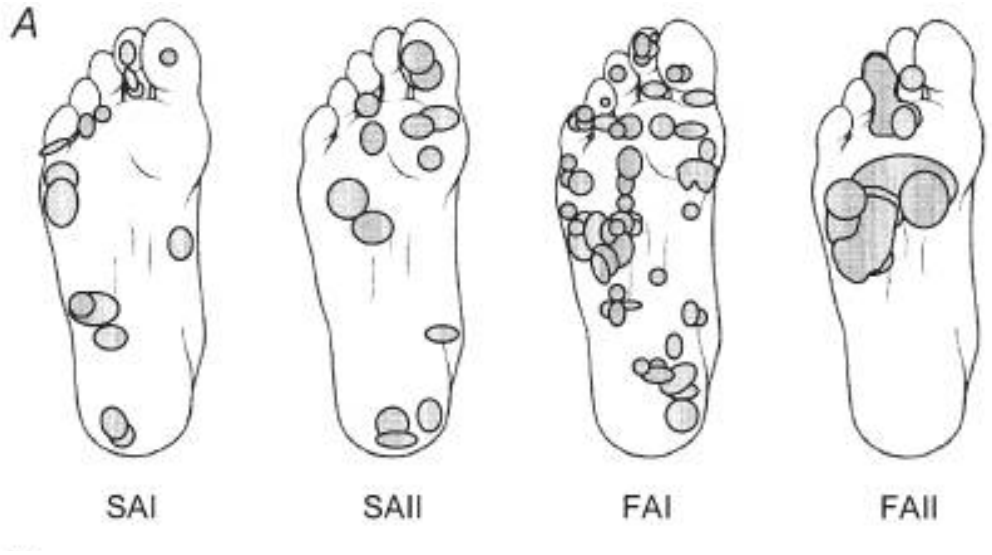
D'autre part, plusieurs études ont mis en évidence l'existence de fibres C tactiles (CT) dans la peau poilue (voir McGlone & Reily 2010 et Olausson et al. 2010 pour revues). Elles semblent toutefois absentes de la peau glabre et ne seraient donc pas directement impliquées dans le contrôle postural (la peau plantaire étant glabre), contrairement aux afférences des fibres myélinisées Aβ essentielles pour le toucher discriminatif et le guidage des activités motrices. Ces fibres C sont amyéliniques, ont une vitesse de conduction lente (environ 1m/s) et sont reliées à des mécanorécepteurs à bas seuils, contrairement aux fibres C nociceptives. Elles répondent à haute fréquence aux stimuli de toucher léger (0.3-2.5 mN) et véhiculent des informations de plaisir dont le traitement est essentiellement non conscient. Elles projettent sur les lames superficielles de la moelle épinière (lames de Rexed I et II) et, comme les fibres nociceptives, activent le cortex insulaire (lié au système émotionnel) en plus des aires

somesthésiques habituelles S1 et S2. Elles seraient plus fréquentes que les fibres Aβ, participeraient au contrôle de l'homéostasie avec le Système Nerveux Autonome, et seraient utiles dans les activités affectives et interactions sociales (« toucher social » qui constituerait une 5ème modalité à part du toucher).

Ces connaissances récentes nous invitent donc à remettre en question les compartimentages classiques et à adopter une vision plus intégrative de la perception tactile (Abraira & Ginty 2013).

1.4 Répartition et seuils de perception des récepteurs

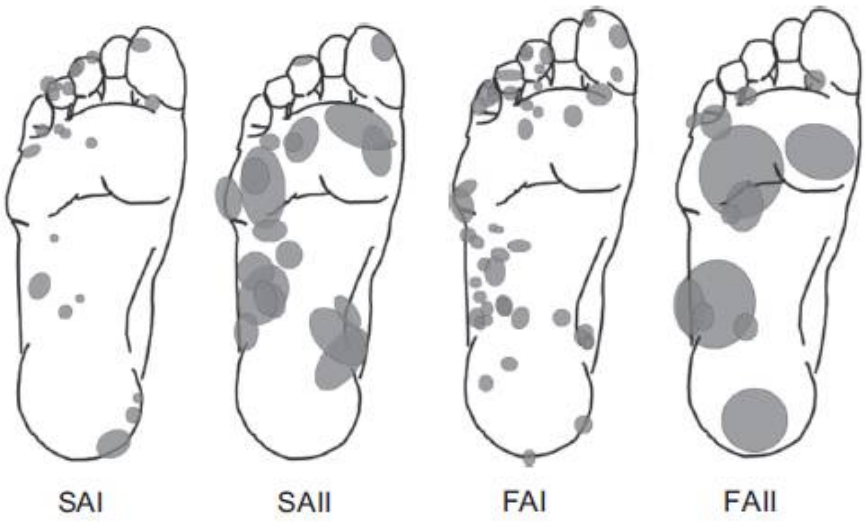
Comme le montre l'étude microneurographique de Kennedy et Inglis (2002), à la sensibilité spécifique de ces catégories de récepteurs s'ajoute une densité et une répartition qualitative variable des récepteurs sensoriels selon la zone cutanée envisagée. Selon ces auteurs, les régions tarsienne et métatarsienne comportent des récepteurs dotés de champs plus larges. Les seuils de perception de la pression au sein d'un même type de récepteur sont très divers. Ces seuils d'activation ont une tendance à s'élever de l'avant pied vers l'arrière pied, bien que de manière non significative. Les récepteurs de pression situés au niveau du talon ont les seuils les plus élevés (Hennig et Sterzing 2009).



Répartition des récepteurs cutanés plantaires.
Extrait de Kennedy et Inglis 2002 - *Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole*. J Physiol

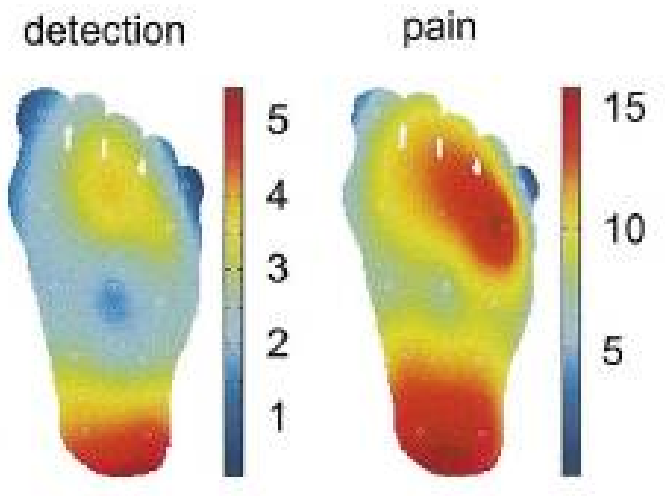
Concernant les seuils de détection aux vibrations des différents mécanorécepteurs cutanés plantaires, il faut mentionner une publication récente (Mildren et al. 2016) qui a montré que ces seuils sont significativement plus élevés en position debout qu'assise pour les 4 classes de récepteurs (i.e. pour des vibrations de 3, 15, 40 et 250Hz). De plus, les différences de seuils entre l'avant-pied et les talons sont plus marquées debout (avec des seuils plus bas pour les avant-pieds). Ces résultats invitent donc à tester la sensibilité de récepteurs debout pour les études s'intéressant au contrôle postural.

Une étude microneurographique du même groupe (Strzalkowski et al. 2015b) a également permis d'établir que les seuils de perception au monofilament des FA étaient étroitement liés à leurs seuils de décharge, contrairement aux SA, dont les seuils de décharge sont significativement plus élevés que les seuils de perception. Les résultats confirment donc que les récepteurs les plus sensibles à la pression (monofilament) sont les FA (II puis I), suivis par les SAI puis SAII. Ils confirment également la variabilité des seuils de décharge à l'intérieur d'une même classe de récepteur. Cette étude a aussi objectivé des seuils de perception et de décharge plus bas au niveau du médio-pied (arches interne et externe) qu'au niveau du talon, des têtes métatarsiennes et des orteils, uniquement pour les FA (voir aussi Strzalkowski et al. 2015a). Leurs données permettent également de compléter la cartographie des récepteurs proposée par Kennedy et Inglis (2002).



Répartition des récepteurs cutanés plantaires.
Extrait de Strzalkowski et al. 2015b - *Thresholds of cutaneous afferents related to perceptual threshold across the human foot sole*. J Neurophysiol.

Les seuils de perception des stimulations électriques non douloureuses et douloureuses sont également significativement plus bas au niveau des orteils et du médio-pied que des têtes métatarsiennes et du talon, sans doute aussi en raison des caractéristiques cutanées de ces zones (la peau plantaire étant plus épaisse au niveau des régions les moins sensibles – Sonnenborg et al. 2001, Andersen et al. 2001). Cela suggère donc que l'avant-pied soit fonctionnellement plus adapté aux fonctions de détection et l'arrière-pied à celles de soutien / stabilisation. La densité des mécanorécepteurs n'est cependant pas plus importante sous les orteils.



Seuils de détection des stimulations électriques non douloureuses et douloureuses.
Extrait de Andersen et al. 2001 - *Reflex receptive fields for human withdrawal reflexes elicited by non-painful and painful electrical stimulation of the foot sole.* Clin Neurophysiol

La diversité anatomique et fonctionnelle des récepteurs plantaires les rend capables de coder les informations de douleur, de pression (origine spatiale, changements, et amplitude), de vibration, d'étirement, de discrimination, et de qualité du support (texture, dureté…), de manière fine et précise. Leurs seuils de perception sont en effet très bas : 0.5 mN pour la pression (Kennedy et Inglis 2002), 5 microns pour la déformation, (Wergner et al. 1965), 2 mm pour la discrimination (Lamoulie 1980).

Enfin, la dispersion sous toute la sole plantaire des mécanorécepteurs (mais en majorité sous les zones d'appui) ainsi que leur absence d'activité de fond lorsqu'il n'y a pas de contact plantaire (contrairement aux récepteurs palmaires), sont deux éléments qui plaident pour l'importance de ces capteurs dans l'évaluation du contact pied / sol (Kennedy et Inglis 2002).

2. Effets de la manipulation de l'extéroception plantaire sur le contrôle postural

De nombreuses études soulignent le rôle important des informations extéroceptives plantaires dans le contrôle postural. Elles l'ont mis en évidence par deux types de méthodes : l'atténuation de ces afférences ou leur stimulation. Ce chapitre propose une synthèse non exhaustive des travaux les plus pertinents.

2.1 Atténuation des afférences

2.1.1 Hypothermie

Deux études de Magnusson et al. (1990a et 1990b) ont mis en évidence une augmentation significative de la vitesse moyenne des oscillations posturales chez les sujets dont la plante des pieds a été exposée à l'hypothermie (par immersion dans l'eau glacée). Ces résultats ont été obtenus aussi bien en conditions yeux ouverts que yeux fermés et avec ou sans perturbation proprioceptive associée (vibrations tendineuses). L'augmentation de l'instabilité étant moins importante yeux ouverts, cela montre non seulement le rôle de l'extéroception plantaire dans le contrôle postural, mais également la possible compensation partielle de son déficit par les afférences visuelles.

Un protocole similaire, de Asai et al. (1990) a permis de compléter ces données : par une évaluation stabilométrique des performances posturales de sujets soumis à un refroidissement des soles plantaires, ils ont obtenu une augmentation de la surface et des oscillations posturales antéro-postérieures chez ces sujets, par rapport au groupe contrôle. Les oscillations médio-latérales, elles, n'étaient pas affectées par l'altération de la sensibilité plantaire. Il semble donc que les afférences plantaires soient utilisées principalement dans le contrôle des oscillations posturales antéro-postérieures.

Plus récemment, dans une autre étude utilisant l'hypothermie des soles plantaires, McKeon et Hertel (2007) ont également obtenu une augmentation des oscillations posturales antéro-postérieures, que ce soit en unipodal ou en bipodal. En outre, les auteurs ont aussi montré que l'utilisation des afférences visuelles permet de compenser la diminution des

afférences cutanées plantaires, mais en bipodal uniquement. En unipodal, les performances stabilométriques sont altérées de la même manière, que le sujet ait les yeux ouverts ou fermés. Cela suggère que la diminution de la disponibilité des afférences cutanées est compensable par la vision jusqu'à un certain point : lorsqu'elle devient trop importante (suppression de l'intégralité des afférences d'un pied et d'une partie de celles de l'autre), la compensation n'est plus possible.

Perry et al. (2000) ont également utilisé un procédé d'anesthésie de la sole plantaire par immersion dans l'eau glacée chez des sujets jeunes et sains. Ils ont noté une augmentation du seuil de discrimination des mécanorécepteurs plantaires, ainsi que de leurs seuils de détection de la pression (évaluée au monofilament) et aux vibrations (de 100Hz), tandis que la force musculaire et la proprioception n'étaient pas significativement altérées. Les sujets ont ensuite été soumis à des translations aléatoires de la plateforme de forces sur laquelle ils se tenaient. Les résultats ont montré un temps de réaction plus long dans le déclenchement du pas de rattrapage en condition d'anesthésie plantaire, ainsi qu'une augmentation du nombre de pas de rattrapage, suggérant une moindre capacité d'adaptation à cette déstabilisation.

2.1.2 Déficit sensitif

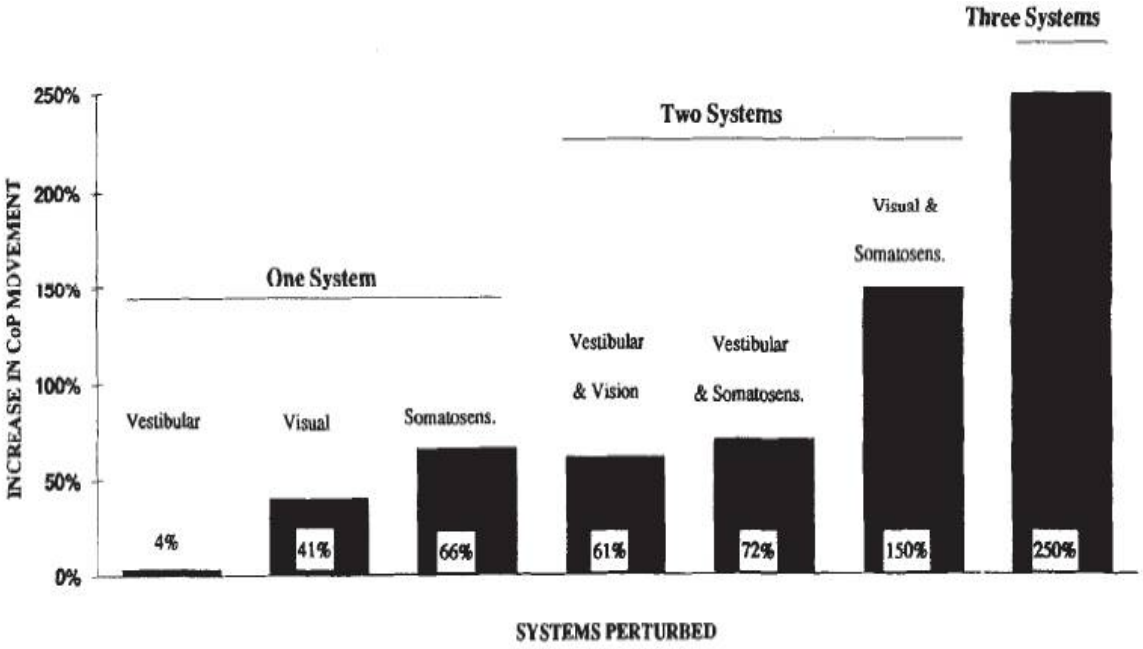
L'étude de patients atteints de déficits sensitifs a également permis de mieux comprendre le rôle des afférences cutanées plantaires dans le contrôle de la posture. En particulier, il est connu que la polyneuropathie diabétique entraîne une augmentation des seuils de détection des mécanorécepteurs cutanés (Lafond et Corriveau 2004, Lafond et al. 2004). Plusieurs études ont démontré que les patients atteints de neuropathie diabétique, et les personnes âgées, présentaient un déficit de stabilité comparable (Simoneau et al. 1994, Richardson et Hurvitz 1995, Corriveau et al. 2000, Ducic et al. 2004)

Une expérience particulièrement intéressante de Simoneau et al. (1995) a établi que des sujets diabétiques neuropathiques atteints de déficit somesthésique des membres inférieurs ont une nette altération de la qualité de leur contrôle postural comparés aux sujets diabétiques non neuropathiques et aux sujets sains. L'augmentation (+66%) de la Surface d'oscillation de leur CPP suggère que les informations visuelles et vestibulaires compensent en partie seulement le déficit somesthésique. Les résultats montrent aussi que l'augmentation des oscillations se fait surtout dans le sens antéro-postérieur lorsque les afférences

somesthésiques seules ou associées aux afférences vestibulaires sont perturbées. Au contraire, elle concerne nettement plus le sens médio-latéral lorsque les afférences visuelles sont perturbées. Cela suggère, en accord avec les études précitées, que les afférences extéroceptives plantaires informent surtout sur les oscillations posturales antéro-postérieures, alors que les informations visuelles sont plus impliquées dans le contrôle des oscillations médio-latérales.

De plus, l'occlusion des yeux cause une perte complète des afférences visuelles, alors que le déficit sensitif des sujets diabétiques neuropathiques n'est que partiel. L'influence de la somesthésie sur le contrôle postural est donc certainement sous-estimée dans cette étude. L'extéroception plantaire semble, au vu de ces résultats, être la modalité la plus utilisée pour contrôler les oscillations posturales en orthostatisme.

Enfin, l'aggravation plus qu'additive des performances posturales, lors de l'altération de deux ou trois modalités sensorielles, souligne aussi la redondance partielle des afférences issues des différentes modalités du système postural.



Effets posturaux des perturbations des entrées sensorielles du système postural.
Extrait de Simoneau et al. 1995 - *Role of somatosensory input in the control of human posture*. Gait & Posture. Augmentation des déplacements du CPP en % par rapport au groupe non diabétique debout YO regard droit devant.

Une autre étude (Courtemanche et al. 1996), portant aussi sur des sujets atteints de neuropathie diabétique avec déficit sensitif, a démontré que ces patients ont un cycle de marche plus court et plus lent, et une phase d'appui monopodale plus courte que les sujets

sains (évaluée sur une piste de marche magnétique). Cela témoigne d'un contrôle plus attentif et plus prudent chez les diabétiques neuropathiques : ces sujets semblent essayer de compenser leur déficit sensitif en maximisant le temps d'appui bipodal. Ces résultats montrent donc que le déficit somesthésique affecte aussi les activités posturo-cinétiques comme la marche.

Il faut cependant souligner que l'extéroception plantaire n'est pas la seule modalité à être affectée par la neuropathie diabétique : la proprioception est également touchée et peut donc jouer un rôle dans les résultats observés (Yi et Park 2009). Une étude portant spécifiquement sur la sensibilité cutanée plantaire confirme toutefois ces résultats : Haemaelaeinen et al. (1992) ont évalué la stabilité de patients suite à une autogreffe de peau plantaire unilatérale. Ils ont établi que ces patients, présentant une sensibilité tactile réduite, avaient des oscillations posturales plus amples que les sujets sains, proportionnellement à la surface de peau greffée.

Plus récemment, Frost et al. (2015) ont évalué la sensibilité plantaire et la stabilité posturale de sujets sains et de sujets atteints de lombo-radiculalgie. Ils ont mis en évidence une diminution significative de la sensibilité aux vibrations de 250 Hz (donc concernant les FA II) au niveau de la peau du talon et de l'hallux chez les sujets radiculalgiques. Bien que le déficit sensitif soit unilatéral et partiel, cette hypoesthésie est corrélée avec une diminution des paramètres de la stabilité orthostatique (importance et vitesse des déplacements latéro-latéraux du CPP et surtout antéro-postérieurs).

2.1.3 Anesthésie

L'anesthésie est également un moyen couramment utilisé pour évaluer l'effet des afférences plantaires sur la stabilité.

Une étude podométrique de Fiolkowski et al. (2005) a mis en évidence une dégradation du contrôle postural suite à l'anesthésie du nerf tibial au niveau de la cheville. Les résultats ont montré une augmentation de la variation des forces antéro-postérieures et médio-latérales en appui unipodal. On retrouve aussi une augmentation du temps de contact plantaire lors de sauts répétés. Les mêmes auteurs, dans une étude de 2002 au protocole similaire, avaient déjà montré que l'instabilité posturale induite par l'anesthésie plantaire est présente en appui unipodal mais aussi lors de la marche (phase d'initiation

exclue). Les afférences plantaires jouent donc un rôle important en posture debout non perturbée, mais aussi lors de tâches plus dynamiques.

Meyer et al. (2004) ont anesthésié la plante des pieds de leurs sujets et ont enregistré leurs réactions suite à la translation latérale de la plateforme de support sur laquelle ceux-ci se tenaient. Ils ont évalué les déplacements du CPP par plateformes de forces, ainsi que ceux de différents segments corporels avec un système opto-électronique d'analyse du mouvement. Les résultats ont montré que le moment de torsion global du corps (somme des moments de la cheville, hanche, tronc et moments résiduels) augmente de 40% suite à l'anesthésie plantaire. On observe aussi une utilisation plus importante de la mobilité de la hanche (abduction) au détriment de celle de la cheville. Cela corrobore les résultats plus anciens de Horak et al. (1990) qui avaient mis en évidence une utilisation de la stratégie de hanche lors de translations postérieures de la surface d'appui suite à l'anesthésie des pieds et des chevilles. Selon Horak et al., cette adaptation pourrait résulter d'un conflit sensoriel entre les afférences proprioceptives intactes et extéroceptives perturbées.

Wang et Lin (2008) ont complété ces résultats en recherchant un lien entre le degré de l'anesthésie et l'importance des effets posturaux, et ce, dans des conditions posturales plus ou moins exigeantes. Ils ont donc réalisé une anesthésie partielle ou totale des afférences cutanées plantaires (par bloc ischémique plus ou moins long) chez de jeunes sujets sains, et évalué leurs performances posturales en orthostatisme, YO, YF, pieds en position standard ou serrés. Leurs résultats ont révélé une augmentation significative de la vitesse et des déplacements antéro-postérieurs du CPP dans toutes les conditions. Le fait que la stabilité soit atténuée y compris lors d'une d'anesthésie partielle et en condition YO avec les pieds écartés normalement suggère que le déficit d'afférences plantaires n'est pas totalement compensé par les informations visuelles et vestibulaires. De plus, l'instabilité est plus importante en cas d'anesthésie totale que partielle dans la condition YF avec les pieds serrés. Cela suggère donc qu'une tâche plus exigeante rend plus difficile la repondération sensorielle de l'entrée défaillante.

2.1.4 Interposition de mousse

De nombreux auteurs ont utilisé un procédé non invasif et simple (en apparence) d'atténuation des afférences plantaires : l'interposition de mousse entre le sol et les pieds du sujet. Dans les études de Magnusson et al. (1990a et b) déjà citées concernant l'hypothermie, les auteurs ont également montré une augmentation de la vitesse des oscillations YF des sujets lorsqu'ils sont debout sur une couche de 5 cm de mousse (densité de 0.31 g/cm^3).

Chiang et Wu ont réalisé plusieurs expériences en utilisant la méthode de la mousse (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1996, 1997). Ils ont comparé la répartition des pressions plantaires (évaluée par podométrie électronique) chez des sujets sains debout sur une plateforme mobile, selon différentes conditions de surface d'appui : sur sol dur, ou avec interposition d'une couche de mousse de 2.5 ou 5 cm d'épaisseur (compliance = 0.086 kPa^{-1}). Leurs résultats montrent une diminution très significative des pics de pression sous les avant-pieds et arrière-pieds lorsque les sujets sont sur mousse (2.5 ou 5 cm, sans différence entre ces deux épaisseurs), que ce soit en statique ou en dynamique (i.e. lors de la bascule de la plateforme). On peut supposer que cet effet est dû à la répartition mécanique des pressions plantaires par l'épaisseur de mousse. En plus de cet effet mécanique sur les pressions plantaires, la mousse a aussi des conséquences sur le contrôle des muscles posturaux : le contrôle EMG des muscles tibiaux antérieurs et gastrocnémiens montre une augmentation des temps de latence des réponses à moyenne et longue latence lorsque le sujet est sur mousse. Ces variations des temps de latence sont corrélées à l'augmentation des mouvements angulaires des chevilles (évalués par électrogoniométrie) entre les conditions de sol dur et de mousse en fin de mouvement (au-delà de 200ms) et au différentiel de pression entre l'avant-pied et l'arrière pied. Or les ajustements posturaux faisant suite aux réflexes d'étirement musculo-tendineux impliquent des boucles courtes (boucles monosynaptiques spinales, caractérisées par un temps de latence de 40 à 70 ms - Diener et al. 1984b, Nardone et al. 1990). Les effets posturaux mis en évidence dans cette étude semblent donc s'expliquer par la mise en jeu de boucles longues suite à la perception des modifications de répartition de pression sous les différentes zones plantaires par les mécanorécepteurs cutanés.

Anand et al. (2002, 2003) ont également eu recours au procédé d'interposition de mousse, mais de manière isolée ou associée à la perturbation d'autres entrées sensorielles. Ils ont mis en évidence une dégradation de la qualité de la stabilisation (amplitude des

déplacements du CPP, surtout en antéro-postérieur) en cas de perturbation des afférences visuelles (YF ou amétropie induite de 1 à 8 dioptries), vestibulaire (tête incliné en arrière) ou somesthésique (sujet debout sur une couche de 16 cm de mousse), ces deux dernières induisant les effets les plus importants. Ces effets concernent les sujets sains, jeunes ou âgés, et sont cumulatifs : l'équilibre est nettement plus dégradé lorsque la perturbation des afférences somesthésiques ou vestibulaires s'associe à celle des afférences visuelles. Ces résultats confirment donc l'effet déstabilisant de la mousse et corroborent aussi de nombreuses autres études (notamment Simoneau et al. 1995) qui soulignent la redondance partielle des multiples afférences participant au contrôle postural, et l'aptitude du système sensoriel à modifier les pondérations des signaux d'entrée.

Une des rares études qui inclut une analyse EMG et multisegmentaire (par ultrasons) des effets de la mousse est due à Fransson et al. (2007b). Ces auteurs ont étudié les effets de l'interposition d'une mousse (épaisseur : 10 cm, densité : 32.6 kg/m^3, dureté shore non précisée) sur le contrôle postural de sujets jeunes et sains, YO et YF. Les résultats ont montré une augmentation significative de l'activité des muscles posturaux (tibiaux antérieurs, gastrocnémiens), des moments de torsion et une modification des schémas de mouvement, surtout YF. La mousse influe surtout sur les mouvements des membres inférieurs (genoux et hanches) et dans une moindre mesure sur celui des épaules, que ce soit YO ou YF. L'occlusion des yeux joue, quant à elle, proportionnellement plus sur les mouvements de la tête. Là encore, l'amélioration de la stabilité induite par la disponibilité des afférences visuelles compense partiellement le déficit des afférences somesthésiques consécutif à l'interposition de la plaque de mousse.

L'étude de Yi et Park (2009) présente l'intérêt d'avoir mesuré la diminution de la sensibilité plantaire (au monofilament) des sujets debout sur la mousse (à travers des trous de 5mm de diamètre) et montré une diminution comparable à celle des sujets atteints de neuropathie diabétique. Les auteurs se sont intéressés à l'effet de l'atténuation des afférences cutanées par interposition d'une couche de polyuréthane sur les déplacements du CPP, la cinématique articulaire des membres inférieurs et la perception de la direction du mouvement suite à la translation de la plateforme de support. L'expérience était réalisée en l'absence d'informations visuelles (YF dans le noir). Les résultats ont montré une augmentation des déplacements antéro-postérieurs du CPP, un passage en stratégie de hanche et une augmentation du seuil de perception de la direction des mouvements lorsque les sujets sont

sur la mousse. Cela suggère donc que les effets déstabilisants de la mousse sont au moins pour partie liés à l'atténuation des afférences cutanées plantaires (i.e. pas uniquement liés à une déstabilisation mécanique).

Patel et collaborateurs (Patel et al. 2011) ont combiné dans une même expérience l'étude des effets de la mousse et de l'anesthésie plantaire par hypotehrmie. Ils ont comparé les performances posturales de sujets sains debout sur sol sur, ou sur une mousse épaisse (13.4 cm) et très molle (< 20 Shore A), ou après anesthésie plantaire par hypothermie. L'hypothermie influerait significativement uniquement sur les récepteurs phasiques (Meissner & Pacini) d'après les résultats des tests subjectifs utilisés (sensibilité à la pression et aux vibrations de 100 Hz). Ces résultats montrent une diminution significative de la qualité de la stabilisation (oscillations antéro-postérieures et médio-latérales augmentées) lorsque les sujets se tiennent sur la mousse, et de manière moins nette (et uniquement antéro-postérieure) dans la condition d'anesthésie des capteurs phasiques. Les auteurs proposent que les effets de cette mousse sont plus déstabilisants notamment parce qu'ils impliquent l'ensemble de l'extéroception et de la proprioception plantaires. Comme dans les études par hypothermie précédemment citées, la comparaison des enregistrements YO et YF montrent que la vision permet de compenser la perte des afférences somesthésiques, mais en partie seulement.

Dans un paradigme plus dynamique, une étude électromyographique de Mohapatra et al. (2014) a également montré que la nature de la surface de support (sol dur, plateforme instable, ou mousse de 12.7 cm d'épaisseur) affectait la stabilité. Les composantes d'anticipation (feedforward, YO), comme de compensation (feedback, YF), du contrôle postural de jeunes sujets sains subissant une poussée déstabilisante au niveau des épaules étaient altérées. La station debout sur la mousse s'accompagnait d'une activité musculaire plus précoce et plus importante (co-contractions) que dans les autres conditions.

Les effets déstabilisants de la mousse s'observent également à la marche comme l'ont montré Perry et al. (2007). Ces auteurs ont demandé à 20 jeunes femmes de marcher en ligne droite sur 8 m, avec l'obligation de terminer leur marche dans les deux prochains pas suivant un signal sonore aléatoire. Les paramètres étudiés étaient le déplacement médio-latéral du Centre de Masse (CdM) par rapport à la base de support, la différence entre CdM et CPP (par un système d'analyse optoélectronique du mouvement) et la moyenne de la force verticale en phase taligrade (100 premières ms) par plateformes de forces. Les conditions testées étaient la

marche pieds nus comparée à des semelles de différentes duretés (shore A15, A33, A50, épaisseur non précisée) et reposant dans tous les cas sur une autre semelle ('plateforme') d'1 cm d'épaisseur et de dureté shore 33A. Les résultats ont montré que la présence de semelles molles (les 3 duretés mais surtout A15 et A33) augmente l'instabilité et la force verticale. Ce dernier paramètre suggère une augmentation du travail musculaire par compensation de la moins bonne qualité du support mécanique.

L'explication physiologique des effets que peut avoir l'interposition de mousse entre les pieds et le sol n'est pas aussi simple qu'il y parait. En fonction des caractéristiques (épaisseur et dureté) de la mousse on peut en effet s'attendre à des résultats différents.

La compliance d'une mousse épaisse doit s'accompagner d'une augmentation de la surface de contact plantaire, et donc du recrutement d'un plus grand nombre de mécanorécepteurs. Si cette mousse est assez ferme, il est donc probable qu'un tel recrutement s'accompagne d'une amélioration de la qualité du contrôle postural. Cependant cette compliance doit en même temps avoir pour conséquence à la fois une atténuation de la perception de la répartition des pressions plantaires par les mécanorécepteurs cutanés (Chiang et Wu 1997, Yi et Park 2009) et une modification des afférences proprioceptives des muscles intrinsèques (Tortorello et al. 2008, Okai et al. 2014) et extrinsèques (Tanaka et al. 1996) plantaires, voire de la proprioception articulaire (Wu et Chiang 1996, 1997) en raison de l'instabilité mécanique qu'une telle épaisseur provoque. La perturbation se fait donc sur l'ensemble des afférences somesthésiques et complique la tâche d'interprétation de l'orientation du corps par le SNC (Patel et al. 2008a, 2008b, 2011) et surtout de ses variations de vitesse (Jeka et al. 2004).

En plus des modifications sensorielles, une couche épaisse de mousse a des conséquences mécaniques : les forces appliquées par le pied dans un matériau compliant se dispersent et induisent suscitent des stratégies d'équilibration différentes (passage en stratégie de hanche notamment - Patel et al. 2008b, Yi et Park 2009). Il en résulte une diminution de l'efficacité du moment articulaire de la cheville dans l'activité de stabilisation (Perry et al. 2007, Patel et al. 2008a, 2011).

En tenant compte du fait que tous ces auteurs utilisent des mousses de plusieurs centimètres d'épaisseur, les résultats de toutes les études concordent pour indiquer une détérioration de la qualité du contrôle postural et excluent donc la première explication (amélioration du contrôle postural par augmentation de la surface de recrutement des

récepteurs plantaires). Cependant, la plupart du temps les auteurs ne donnent aucune information quant à la dureté, hormis parfois une simple estimation qualitative (« souple »). Celle-ci est pourtant quantifiable, par exemple grâce à la l'échelle de dureté shore, basée sur la déformation d'un ressort en fonction d'un déplacement connu, ou sur la pénétration d'un matériau plus dur dans un élastomère. Elle est exprimée en Shore A pour les matériaux mous.

Patel et al. (2008a, 2008b) sont parmi les rares à avoir comparé l'effet de mousses de différentes complicances. Ils ont montré que la dureté d'une couche épaisse de mousse (13.5 cm) influence significativement l'importance de la déstabilisation (mesurée par plateforme de forces et analyse ultrasonique des déplacements de la tête, épaules, hanches et genoux), surtout pour les oscillations de fréquence > 0.1 Hz. Les sujets sont d'autant plus déstabilisés que la mousse est peu compressible (degré d'élasticité élevé – une autre échelle que le Shore) et s'appuient davantage sur une stratégie de genoux. Les auteurs l'expliquent par le fait que les mousses plus fermes absorbent davantage les forces appliquées par les pieds, tandis que les plus molles permettent, en s'enfonçant, un meilleur contact avec le sol et donc provoqueraient moins les conséquences sensorielles et mécaniques délétères décrites précédemment. Récemment une étude de Gosselin et Fagan (2015) a confirmé ces résultats. Les auteurs avaient comparé l'effet de différents types de mousse, plus ou moins compressibles, sur la stabilité de 36 sujets en fonction de leur poids. Les mousses avaient une épaisseur de 5, 7.5, 10 ou 10 cm et une densité respectivement de 38.6, 63.5, 37.3, et 63.5 kg/m^3. Cette étude a montré que, chez les sujets les plus lourds (donc s'enfonçant le plus dans la mousse), les matériaux les plus fermes sont ceux qui augmentent le plus la vitesse moyenne d'oscillations.

Il est logique de supposer qu'une mousse suffisamment fine et ferme aura une action extéroceptive (atténuation de la perception de la répartition des pressions) sans engager la proprioception. Cependant, à l'heure actuelle aucune étude n'a, à ma connaissance, comparé les effets de mousses de quelques millimètres d'épaisseur de dureté différentes, ni cherché à déterminer de manière objective les modalités sensorielles impliquées.

2.2 Stimulation des afférences

Outre ces procédés d'atténuation des afférences plantaires, de nombreux travaux ont utilisé différentes méthodes de stimulation de la sensibilité du pied pour évaluer le rôle de l'entrée plantaire dans le contrôle postural.

2.2.1 Modification de la surface d'appui

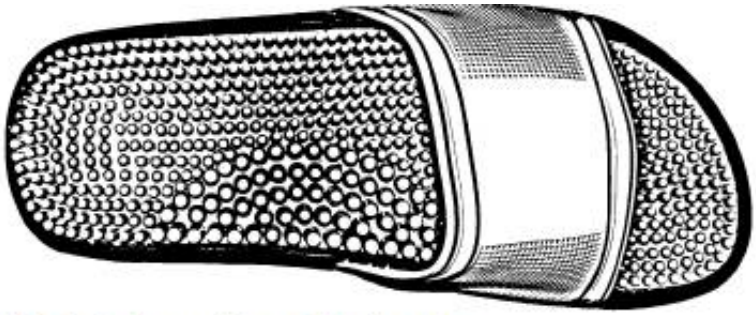
Maki et al. (1999) ont montré que l'augmentation de la surface de contact plantaire (en plaçant un bord surélevé sur le pourtour des pieds) améliore la qualité de la stabilisation de sujets jeunes et sains ainsi que de sujets âgés. Leurs résultats montrent une diminution du nombre de pas de rattrapage du sujet suite à la déstabilisation par une translation rapide et imprévisible de la plateforme sur laquelle il se tient. Une telle augmentation de la surface du contact plantaire permet un recrutement plus important des afférences cutanées plantaires, et donc une meilleure perception des excursions du centre des pressions plantaires, ce qui améliore la qualité du contrôle postural.

Une étude ultérieure du même groupe (Perry et al. 2008) a aussi montré par analyse opto-électronique qu'il est possible d'améliorer la stabilité médio-latérale à la marche sur terrain accidenté chez des sujets âgés grâce au port de semelles au pourtour légèrement surélevé. Cela permet ainsi diminuer leur risque de chutes. Cet effet s'observe aussi bien immédiatement après le port des semelles qu'à moyen terme (12 semaines).

2.2.2 Modification de la texture du support

Un autre procédé mécanique de stimulation plantaire consiste à modifier la texture de la surface en contact avec la plante du pied. Corbin et al. (2007) ont comparé la stabilité de sujets avec et sans semelles texturées (reliefs alvéolés) sur des critères stabilométriques. Ils ont démontré une diminution significative de la surface et de la vitesse moyenne du CPP lorsque les sujets portent de telles semelles, en appui bipodal et les yeux fermés uniquement. Il semble donc que l'augmentation des afférences extéroceptives plantaires permette une amélioration des performances posturales et une compensation de la perte des informations visuelles, à condition que la sensibilité superficielle plantaire puisse être suffisamment stimulée (appui bipodal). Il est également possible que ce soit l'augmentation de la fréquence des oscillations posturales en unipodal qui amène le SNC à utiliser davantage les afférences visuelles, et/ou vestibulaires (Fitzpatrick et McCloskey 1994, Kavounoudias et al. 2001). D'où une absence de modification des critères stabilométriques avec / sans semelles texturées dans ces conditions.

Palluel et al. (2008) s'étaient également intéressés à l'effet de sandales munies de picots sur la stabilité de sujets sains, jeunes et âgés, ces derniers ne présentant pas de déficit sensitif cutané plantaire significatif. L'ensemble des semelles était consitué de picots de PVC « semi-rigide » de 5 à 10 mm de haut sur 3 à 5 mm de diamètre, avec 4 picots / cm². Les deux groupes de sujets ont montré une amélioration significative de leur stabilité en orthostatisme (aussi bien antéro-postérieur que latéro-latéral) et à la marche suite à 5 minutes de port des sandales à picots.



Stimulation mécanique par sandales à picots
Extrait de Kennedy et Inglis 2002 - *Do spike insoles enhance postural stability and plantar surface cutaneous sensitivity in the elderly?* Age

Plus récemment McKeon et al. (2012) ont réalisé une étude au protocole similaire, dans laquelle ils ont évalué l'effet de semelles texturées sur la stabilité de sujets souffrant d'instabilité chronique de cheville. Ils ont mis en évidence une augmentation du paramètre "time-to-boundary measure" (le temps que mettrait le CPP pour atteindre les limites du polygone de sustentation s'il continuait sur sa trajectoire sans régulation – Pope et al. 2011) avec semelles versus sans semelles.

Plusieurs études ont également montré que des semelles texturées amélioraient la stabilité orthostatique (réduction des oscillations médio-latérales du CPP) chez des sujets âgés sains (Hatton et al. 2011, Qiu et al. 2012, 2013) ou atteints de la maladie de Parkinson (Qiu et al. 2013), y compris lorsque de telles semelles sont placées à l'intérieur de chaussures (Qiu et al. 2013). Les semelles utilisées dans ces études étaient conçues dans le but d'augmenter le recrutement des afférences cutanées plantaires : elles étaient composées de granulations de 5 mm de diamètre et 3.1 mm d'épaisseur distribuées équitablement sur toute la surface de la semelle, et d'un rebord latéral et postérieur de 3.1 mm de hauteur et de largeur.

Ces résultats sont confirmés par ceux d'Annino et al. (2015), qui ont comparé la stabilité de sujets jeunes et sains sur sol dur, sur mousse (7mm d'épaisseur, dureté non précisée) et sur un 'disque texturé ferme' (comprenant des plots de 3.5mm de hauteur, 2mm de large et espacés de 17mm). La stabilométrie a montré une diminution des déplacements antéro-postérieurs et latéro-latéraux du CPP ainsi que de sa vitesse de déplacements, en conditions YO et YF avec le disque texturé. Au contraire, l'interposition de mousse augmente significativement la vitesse du CPP, confirmant les effets déstabilisants de la mousse, évoqués précédemment.

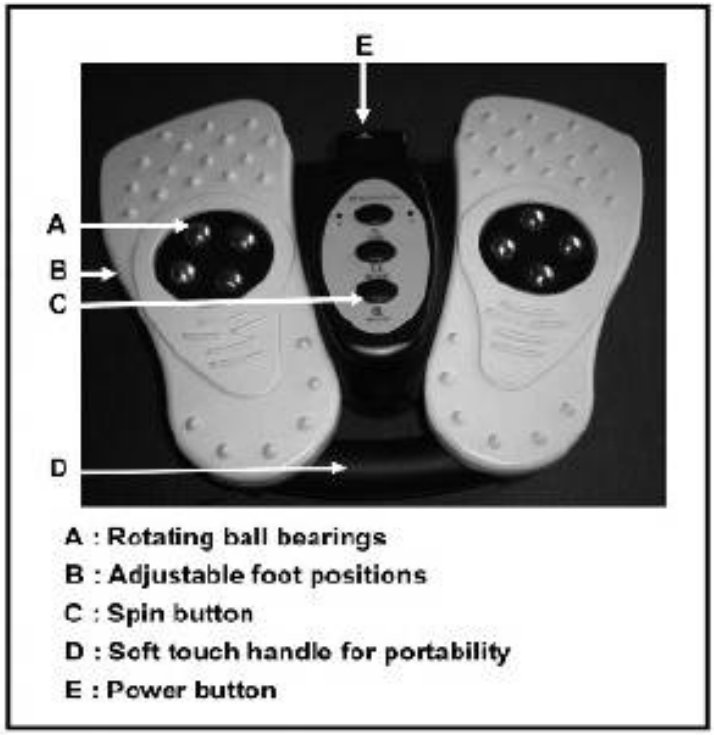
Ces différentes études suggèrent que la perception du contact, de la pression et de la déformation de la peau par les mécanorécepteurs plantaires, en raison d'un support à la texture inhomogène, modifie l'ambiance extéroceptive plantaire. Cet enrichissement des afférences cutanées plantaires facilite vraissemblablement une meilleure connaissance des rapports du pied au sol et permet donc un meilleur contrôle des déplacements du CPP.

2.2.3 Stimulation manuelle

Plusieurs auteurs se sont intéressés à un autre procédé simple de stimulation des afférences plantaires, directement utilisable en thérapeutique : le massage de la plante des pieds. Par exemple, Bernard-Demanze et al. (2006) ont évalué les effets posturaux de trois sessions de 10 minutes de massages plantaires chez des sujets jeunes et sains. Les massages étaient réalisés à l'aide d'une machine comportant des disques et des balles rotatives. Leurs résultats ont montré une amélioration du contrôle postural en termes de diminution des déplacements médio-latéraux et antéro-postérieurs du CPP en condition YF. Les effets sont additifs : l'amélioration est plus importante au terme du 3ème massage, et perdure une vigtaine de minutes après la maniuplation. Cela suggère donc que la stimulation manuelle des mécanorécepteurs plantaires améliore temporairement leur sensibilité, conduisant à une meilleure évaluation et gestion de la répartition des forces verticales s'appliquant aux deux pieds. Une étude suivante du même groupe (Bernard-Demanze et al. 2009) a confirmé ces résultats et montré que cette stimulation permettait également de compenser un déficit sensitif chez des sujets âgés. Cependant, l'évaluation de la sensibilité plantaire au monofialment n'a pas montré d'amélioration significative.

Ces résultats ont été confirmés par une étude de Preszner-Domjan et al. (2012), qui ont utilisé des massages plantaires manuels, de 10 minutes. Les auteurs ont mis en évidence une

amélioration de la stabilité (diminution de la longueur des déplacements du CPP) suite aux massages.



Stimulation mécanique par dispositif de massage
Extrait de Bernard-Demanze et al. 2009 - *Can tactile plantar stimulation improve postural control of persons with superficial plantar sensory deficit?* Aging Clin Exp Res.

Dans une étude légèrement différente, Vaillant et al. (2008) ont réalisé 20 minutes de massages plantaires et de mobilisations thérapeutiques des chevilles et des pieds chez des sujets âgés. Ils ont enregistré leurs performances posturales avec une plateforme de forces, YO et YF, avant et après ces stimulations. Leurs résultats ont montré une absence de dégradation de la stabilité YF (longueur des déplacements du CPP) uniquement après les mobilisations et massages, ce qui suggère donc que ces stimulations somesthésiques (les modalités extéroceptive et proprioceptive étant ici toutes les deux impliquées) ont permis de compenser la perte des afférences visuelles. L'étude suivante des mêmes auteurs (Vaillant et al. 2009) a aussi montré une amélioration de la stabilité des sujets âgés suite aux massages et mobilisations sur des tests cliniques (temps d'appui monopodal et Timed Up and Go test).

Les différentes études évoquées jusqu'ici concordent donc pour montrer que des stimulations mécaniques plantaires améliorent le contrôle de la posture. Cependant, toutes ont impliqué une stimulation de l'ensemble de la plante des pieds, et non un recrutement

spécifique des récepteurs de certaines zones plantaires. C'est ce que proposent les études suivantes, réalisées avec des stimulations électriques.

2.2.4 Stimulation électrique

L'importance du couplage réflexe entre des fibres afférentes cutanées plantaires individuelles issues des mécanorécepteurs et les muscles extrinsèques plantaires a été mise en évidence par Fallon et al. (2005). Ces auteurs ont réalisé une étude microneurographique sur les mécanorécepteurs plantaires de jeunes sujets sains, et ont montré que les 4 classes de récepteurs (et surtout les FAI) modulaient la réponse des motoneurones spinaux innervant les muscles jambiers. Un tel couplage avait déjà été montré par la même équipe concernant les mécanorécepteurs cutanés de la main et les muscles du membre supérieur (McNulty et Macefield 2001), ce qui est peu surprenant compte tenu de la finesse du contrôle moteur manuel et tactile. Dans cette étude, Fallon et al. (2005) ont démontré que ce couplage est encore plus fort au niveau plantaire (en types de capteurs et proportion des fibres afférentes), ce qui suggère l'importance fonctionnelle de ces afférences dans le contrôle fin de la posture.

De nombreux travaux ont exposé le rôle des réflexes cutanés plantaires induits par stimulations électriques dans le contrôle de la posture et de la marche. Cette section en résume les plus pertinents.

Dans une revue de son travail, Andersen (2007) rappelle l'évolution de la compréhension de la physiologie du réflexe de retrait depuis Sherrington (1910). D'abord, le modèle des « afférences du réflexe de flexion » propose d'incorporer les différentes afférences somesthésiques et nociceptives disponibles, qui convergent au niveau des interneurones spinaux et sont susceptibles de déclencher le réflexe (Lundberg 1979). L'excitabilité des neurones de l'arc réflexe dépend de la sommation spatiale et temporelle de ces afférences excitatrices et inhibitrices (et donc de l'intensité des stimulations) et des influences supra-spinales descendantes. Si un certain seuil est dépassé, ces afférences ne servent plus seulement de rétroaction régulatrice des programmes moteurs supra-spinaux mais déclenchent le réflexe de retrait, dans le but de protéger de dommages potentiels (voir aussi Calvino 2006 pour revue).

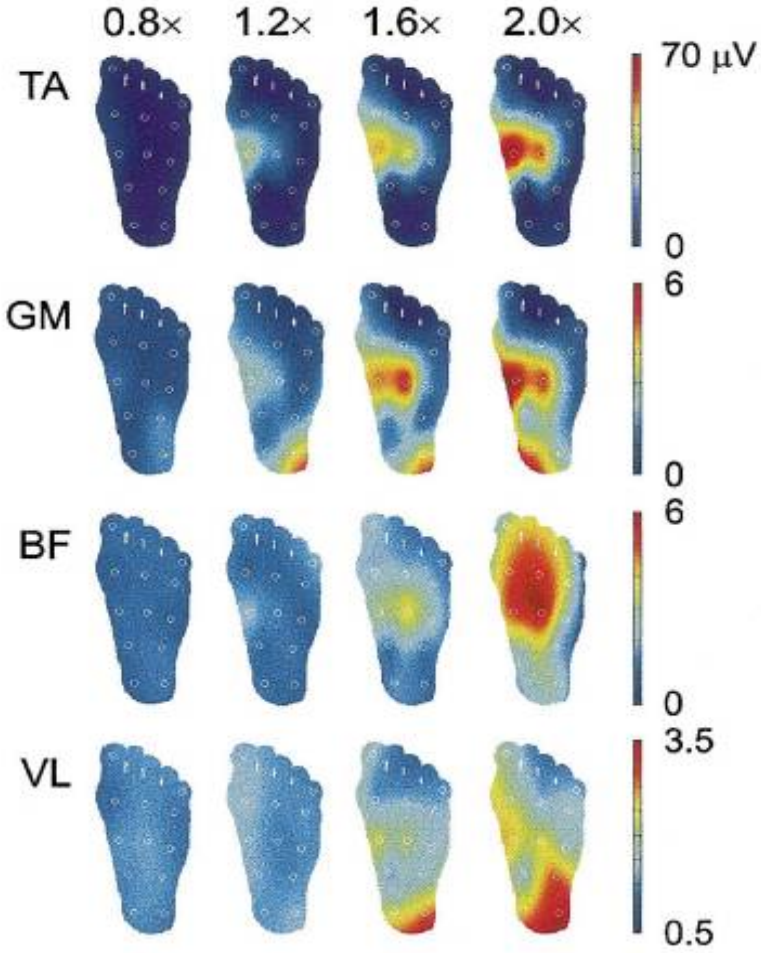
Dans les années 1990 un nouveau modèle basé sur une « organisation modulaire des réflexes » s'élabore (Schouenborg & Kalliomäki 1990). Les muscles sont considérés comme indépendants, avec leur propre champ récepteur réflexe, et l'obtention d'un réflexe de retrait

optimal (acquis au cours de l'apprentissage) est permise par la sélection des modules appropriés, i.e. sollicitant les muscles ou groupes musculaires synergiques les mieux à même de décharger la zone stimulée – fléchisseurs / extenseurs, inverseurs / éverseurs. La sensibilité du réflexe dépend donc notamment du site stimulé. L'organisation fonctionnelle des champs récepteurs des différents muscles a été décrite chez l'animal et l'humain, ainsi que leurs liens avec les neurones nociceptifs non spécifiques spinaux des lames IV à VI de Rexed (e.g. Andersen 2007). La répétition de stimuli nociceptifs induit un phénomène de sensibilisation des récepteurs, avec une facilitation initiale des réflexes suivie d'une atténuation, de manière plus ou moins rapide selon la fréquence des stimuli. On observe également une augmentation de la taille des champs récepteurs, témoignant de la plasticité du système réflexe spinal.

Deux types de réflexes, correspondant aux fibres tactiles ou nociceptives sont décrits : les réflexes RII concernent les fibres Aβ et sont caractérisés par une latence courte (< 60ms, voire 75ms pour le tibial antérieur), alors que les réflexes RIII impliquent les fibres Aδ et ont une latence supérieure à 60ms (généralement comprise entre 85 et 120ms). La latence du réflexe dépend également de l'intensité du stimulus ; les stimuli de haute intensité (électriques par exemple) activent les deux types de fibres, avec un réflexe facilité (plus rapide) si le seuil de douleur est atteint. Une séparation claire des deux modalités est donc difficile (Rossi et al. 1996, Andersen 2007 pour revue), ce qui souligne une fois encore l'étroitesse du lien fonctionnel entre tact et nociception. De plus, en ce qui concerne les mécanorécepteurs, le type exact de récepteur(s) impliqué(s) dans ces réflexes n'a pas encore été identifié (Fallon et al. 2005).

Plusieurs études électromyographiques d'Andersen et al. (1999, 2001) confirment le modèle d'organisation modulaire des réflexes. Elles ont montré que des stimulations électriques appliquées à différentes zones de la sole plantaire déclenchaient des réponses musculaires différentes selon la zone stimulée. La stimulation de la partie interne du médio-pied et du talon induit un réflexe du tibial antérieur et du gastrocnémien médial et provoque une inversion du pied. Au contraire, la stimulation de la partie externe du médio-pied induit une éversion. Enfin, une stimulation en tout point du pied provoque une contraction du biceps fémoral et du vaste latéral, ce qui suggère que la taille des champs récepteurs est plus importante pour les muscles proximaux (confirmé par Spaich et al. 2004). Cette approche est particulièrement intéressante pour les cliniciens et va dans le sens de leurs observations : des stimulations plantaires n'auraient pas le même effet selon qu'elles sont internes ou externes

(Bourdiol 1980, Villeneuve et Villeneuve-Parpay 1991, Villeneuve-Parpay 1996). Dans tous les cas, les réponses musculaires augmentent avec l'intensité du stimulus.



Localisation des champs récepteurs des réflexes des muscles Tibial Antérieur (TA), Gastrocnémien Médial (GM), Bicepfs Fémoral (BF) et Vaste Latéral (VL).
Extrait de Andersen et al. 2001 - *Reflex receptive fields for human withdrawal reflexes elicited by non-painful and painful electrical stimulation of the foot sole.* Clin Neurophysiol

Soulignons que ces résultats ont été obtenus en chaîne ouverte (i.e. chez des sujets assis, sans contact des pieds au sol). Or on sait que la charge joue un rôle important dans l'organisation des réflexes posturaux (Rossi et Decchi 1997). Elle entraîne notamment une diminution du seuil réflexe du soléaire et une augmentation de celui du tibial antérieur (Rossi et al. 1996). Paquet et al. (1996) rapportent aussi une facilitation des réflexes des extenseurs en condition debout versus assis.

Le lien entre la fonction biomécanique et la localisation des champs récepteurs plantaires a également été démontré chez l'humain par Sonnenborg et al. (2001). Ces auteurs ont montré par le même procédé de stimulations électriques, non douloureuses ou

douloureuses, que de telles stimulations modulaient la réponse du Tibial Antérieur. Les stimulations non douloureuses inhibent la contraction de ce muscle, facilitant l'application du pied au sol (en cas de relief accidenté par exemple), tandis que les stimulations douloureuses ont un effet excitateur sur la contraction de ce même muscle, accentuant le réflexe de retrait.

En outre, il est connu que les réflexes polysynaptiques, même s'ils sont médiés par des voies spinales, ne sont pas de simples réflexes de retrait stéréotypés (Burke et al. 1991) mais sont influencés par la modulation supraspinale. Dans une étude électromyographique, Burke et al. (1991) ont souligné le caractère tâche-dépendant des réflexes cutanés plantaires (à boucles courtes ou longues) en orthostatisme sur une plateforme mobile. Les réponses différentes des fléchisseurs et des extenseurs homolatéraux et controlatéraux au pied stimulé, en fonction de la situation posturale montre que ces réflexes ne sont pas de simples réflexes de 'flexion', mais participent de manière fine à la régulation de la posture.

D'autres auteurs ont mis en évidence cette modulation supraspinale lors de la marche (e.g. Duysens et al. 1990; Zehr et Stein 1999, Christensen et al. 1999, Nielsen et al. 1997, Baken et al. 2006). Par exemple, une même stimulation induit un réflexe extenseur au début de la phase d'appui (augmentation de l'activité du triceps sural et diminution de celle du tibial antérieur), et un réflexe fléchisseur à la fin (augmentation de l'activité du tibial antérieur). Ce caractère phase-dépendant des réflexes répond à un impératif d'adaptation puisqu'au début de la phase d'appui, la diminution de l'activité du tibial antérieur permet d'appliquer le pied au sol, tandis que l'augmentation du tonus des extenseurs permet de s'ériger (repousser le sol) et de se propulser. Inversement, à la fin de la phase d'appui, l'augmentation du tonus des fléchisseurs prépare la phase oscillante (triple flexion du membre inférieur permettant le passage du pas). Lors de la phase oscillante, la diminution de l'activité du tibial antérieur suite à une stimulation extéroceptive est plus importante que lors de la phase d'appui. Les auteurs suggèrent que ce phénomène permet au pied de s'adapter facilement à un obstacle imprévu lors de la phase oscillante, et ainsi, éviter au sujet de trébucher.

Baken et al. (2006), ont montré, lors d'une autre étude EMG, que les réponses facilitatrices sont plus faibles et les réponses inhibitrices plus importantes lorsque c'est le sujet lui-même qui induit la stimulation. Ces résultats sous-entendent qu'en plus de la modulation des réflexes en fonction des afférences somesthésiques (voir Schomburg 1990 pour revue), il existe une modulation corticale des réflexes cutanés à départ plantaire, comme l'avaient suggéré d'autres auteurs précédemment (Nielsen et al. 1997, Christensen et al. 1999).

Ces différentes études apportent donc l'information essentielle que la stimulation de zones plantaires différentes a des conséquences motrices différentes et soulignent la plasticité des réflexes posturaux à départ cutané plantaire. Cependant aucune ne s'est intéressée au contrôle postural orthostatique non perturbé, contrairement aux travaux ayant recours à des stimulations vibratoires des soles plantaires. De plus, l'utilisation de stimulations électriques a l'avantage de résulter en des réflexes très reproductibles mais est inconfortable pour les sujets comparé à des stimulations mécaniques (vibratoires, reliefs… - Andersen 2007).

2.2.5 Stimulation vibratoire

Kavounoudias et al. (1998, 1999b), ont stimulé les mécanorécepteurs antérieurs et/ou postérieurs des soles plantaires (uni ou bilatéralement) de sujets sains, par vibrations mécaniques superficielles. Les déplacements sur Centre de Pression Plantaire ont été enregistrés par stabilométrie et des inclinaisons posturales globales orientées de manière opposée à la zone plantaire vibrée ont été observées, aussi bien dans le paramètre antéro-postérieur que médio-latéral. L'amplitude et la vitesse de l'inclinaison augmentaient de façon linéaire avec la fréquence des vibrations. Les auteurs en concluent que la stimulation des mécanorécepteurs plantaires est interprétée par le Système Nerveux Central comme une augmentation de la pression sur cette zone, traduisant une inclinaison du sujet dans cette direction. Afin d'assurer la station debout et la qualité de la stabilisation, le SNC réagit par une réponse motrice compensatrice globale qui vise à annuler cette différence de pression : il met en jeu les synergies musculaires permettant de recentrer le sujet, ce qui se traduit par une inclinaison opposée à la stimulation, d'amplitude proportionnelle à l'intensité de cette dernière. L'absence de réponse posturale orientée lors de la stimulation conjointe des deux avant-pieds et des deux arrière-pieds conforte cette idée. Ces réponses sous-tendent une fonction de régulation posturale à départ podal, et les auteurs invitent donc à considérer la sole plantaire comme une « carte dynamométrique » qui quantifie les pressions plantaires. Pour eux, la répartition des pressions plantaires est donc une information clé qui renseigne le SNC sur l'importance de l'écart du corps par rapport à sa référence de verticalité.

Ces mêmes auteurs ont ensuite cherché à évaluer les contributions respectives et les interactions existant entre les afférences extéroceptives plantaires et proprioceptives des membres inférieurs dans le contrôle postural (Kavounoudias et al. 2001). Pour ce faire, ils ont

stimulé les mécanorécepteurs antérieurs des deux soles plantaires et des muscles tibiaux antérieurs (chez des sujets sains), par des vibrateurs (fréquences variant de 20 à 80 Hz). Ces stimulations ont été réalisées de manière séparée ou conjointe, et accompagnées d'un enregistrement des effets posturaux par plateforme de forces. L'activité EMG des muscles tibiaux antérieurs et soléaires a également été évaluée, ainsi que l'angle de flexion de la cheville (par goniométrie). Les résultats mettent en évidence un déplacement du CPP en Y (i.e. de la position moyenne antéro-postérieure du CPP) vers l'arrière ou vers l'avant suite aux stimulations séparées des zones plantaires antérieures et des muscles tibiaux antérieurs. Cela suggère donc une inclinaison globale postérieure ou antérieure, dont l'amplitude est proportionnelle à la fréquence vibratoire. Cette interprétation est confirmée par une variation de l'activité EMG et de l'amplitude articulaire de la cheville en fonction de la direction de la réponse posturale. Dans les basses fréquences de vibrations (< 60 Hz), les stimulations tactiles ont un effet postural plus important et plus rapide (moins de temps de latence des réponses musculaires et variation d'angle de cheville) que les stimulations proprioceptives, et inversement pour les plus hautes fréquences. La longueur du temps de latence (0.9 ± 0.4 secondes) suggère dans les deux cas l'intervention de boucles de régulation supra-spinales.

Il apparaît donc que les différents capteurs (mécanorécepteurs cutanés ou fuseaux neuro-musculaires) impliqués dans la régulation posturale sont sensibles à différentes fréquences d'oscillations posturales. Cette redondance informationnelle a une utilité physiologique : le système postural utilise préférentiellement l'extéroception plantaire pour contrôler les petites oscillations de basses fréquences, et la proprioception musculaire pour celles, plus grandes et plus rapides, de fréquences plus élevées.

Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus précédemment par Aniss et al. (1990 a, b). En effet, ces auteurs ont mis en évidence, par microneurographie, que les mouvements antéro-postérieurs de petite amplitude ne déclenchent qu'une très faible activité dans les fibres Ia issues des fuseaux neuromusculaires des muscles extrinsèques plantaires, contrairement aux mouvement plus rapides et plus amples, capables d'étirer suffisamment ces muscles. Ils corroborent aussi les travaux plus anciens de Diener et al. (1984a). Ces derniers avaient montré que les afférences somesthésiques (supprimées par ischémie n'affectant pas la contraction musculaire, au niveau des chevilles) jouent un rôle important pour assurer la stabilisation suite à un déplacement de faible fréquence (0.3 Hz) du support sur lequel se tient le sujet, et moins important pour les déplacement de fréquence plus rapide.

D'autres expérimentations ont prouvé que même des vibrations non conscientes ont aussi un effet postural. Les analyses optoélectroniques (système Vicon) de Priplata et al. (2002, 2003, 2006) ont démontré que des stimulations vibratoires plantaires infraliminaires permettaient d'améliorer la stabilité (chez des sujets jeunes et âgés, sains et pathologiques) sur les critères de surface et d'amplitude des oscillations antéro-postérieures et médio-latérales. Wang et Yang (2012) ont également mis en évidence une amélioration du contrôle postural orthostatique (par stabilométrie) des personnes âgées chuteuses après une période de 10 minutes de marche avec des semelles produisant des vibrations infraliminaires. Cette amélioration de la stabilité se retrouve lors de la marche : Galica et al. (2009) ont obtenu une réduction significative (bien que modérée : 6%) de la variabilité de la phase portante et oscillante de la marche chez des sujets âgés, chuteurs ou non, lorsqu'ils portent de telles semelles. L'étude de Lipsitz et al. (2014) a complété ces résultats en montrant une réduction de la variabilité temporelle à la marche ainsi qu'une amélioration de l'équilibre orthostatique (Surface du CoP) et du test Timed Up and Go de manière plus prolongée que dans les précédentes études (3 jours).

Selon ces auteurs, de telles stimulations infra-liminaires agissent comme un « bruit » qui permet d'améliorer les fonctions sensori-motrices par le mécanisme de résonance stochastique que l'on observe dans les systèmes non-linéaires, comme le système postural (Moss et al. 2004, McDonnell et Ward 2011, Ribot-Ciscar et al. 2013). Ces stimulations infra-liminaires, qu'elles soient vibratoires (Priplata et al. 2002, 2003), ou électriques (Cordo et al. 1996, Collins et al. 1996, 1997, 2002, Richardson et al. 1998, Dhruv et al. 2002), permettent de diminuer le seuil de perception tactile et facilitent ainsi la transmission de ces afférences (Liu et al. 2002, Wang et Yang 2012).

2.2.6 Stimulation par inserts plantaires spécifiques

Les études précédémment abordées concernant l'influence de la texture du support sur le contrôle postural (voir chapitre II.2.2.2 Modification de la texture du support) ont montré une amélioration des performances posturales suite à une stimulation globale, non spécifique, de l'ensemble des mécanorécepteurs des soles plantaires. Cependant, comme pour les études par stimulations électriques ou vibratoires, les effets peuvent varier en fonction de la zone plantaire stimulée. Un moyen plus simple de stimuler électivement certaines zones plantaires, ne nécessitant généralement pas d'apport électrique et facilement utilisable en clinique, est l'utilisation d'inserts plantaires placés à l'endroit voulu.

Maurer et al. (2001) ont étudié l'effet de la stimulation mécanique des avant-pieds par un système de petits plots commandés à distance, chez des sujets jeunes et sains et chez des déficients vestibulaires. La remontée de ces plots sous les pieds augmentait la pression sous cette zone plantaire. Les résultats ont montré un déplacement postérieur du CPP lors de la stimulation, donc en accord avec les résultats obtenus par Kavounoudias et al. (1998, 1999b, 2001) par vibrations. Il est intéressant de noter que la hanche se déplace en sens inverse du CPP tandis que les épaules restent quasiment immobiles, préservant donc la stabilisation du regard.

Recherchant un moyen de limiter l'atrophie musculaire secondaire à l'apesanteur chez les astronautes, Forth et Layne (2007) ont montré que la stimulation du médio-pied par un relief rigide (non douloureux) de 3mm d'épaisseur provoque une augmentation de l'activité EMG du triceps sural (gastrocnémiens et soléaire) homolatéral lors de la contraction de ce muscle. Dans une autre étude (Forth et Layne 2008), ces mêmes auteurs ont confirmé l'effet de cette stimulation plantaire, et ont montré que les réponses en condition assis, debout, avec 30 ou 60% de décharge de leur poids corporel par suspension, ne sont pas significativement différentes. En revanche, la configuration corporelle (une jambe en flexion devant l'autre ou à côté de l'autre, la stimulation était appliquée à la jambe tendue ou à la jambe fléchie) influence la réponse : celle-ci est plus importante lors de la stimulation du côté de l'appui et en position d'instabilité posturale majorée (une jambe devant l'autre). Ces résultats montrent donc que les afférences cutanées plantaires contribuent aux synergies posturales mises en jeu pour repousser le sol / rigidifier la jambe d'appui en condition de déséquilibre majoré.

Plus récemment Aminian et al. (2013) ont comparé la répartition des pressions plantaires à la marche (pédobarographie) de sujets aux pieds plats. Les participants portaient soit des chaussures sans correction, soit des chaussures avec semelles orthopédiques préfabriquées à voûtes épaisses, soit des chaussures avec semelles dites proprioceptives comprenant un relief de 3mm d'épaisseur qui s'étendait du naviculaire à l'hallux. Comparé au port de chaussures sans correction, les semelles proprioceptives réduisent significativement les pics de pression et la force maximum au niveau du médio-pied interne et du 2ème et 3ème rayon, et tendent à l'augmenter sous les rayons latéraux. Ces résultats montrent donc l'effet supinateur d'une stimulation interne, en concordance avec les résultats des stimulations électriques internes en décharge (e.g. Andersen 2007).

Janin (2003, 2005, 2009) a réalisé plusieurs expérimentations à l'aide de reliefs rigides en résine de polyesther (dureté shore 60A, densité : 250 kg/m^3). Ces études ont à chaque fois montré des effets positionnels sur la posture. Ainsi, le fait de placer une Barre Antérieure bilatérale (relief situé juste en arrière des têtes métatarsiennes) avait pour conséquence de diminuer la distance entre l'épineuse de T6 et la verticale (évaluée avec un fil à plomb tangent au plan fessier) ainsi que la distance index-sol (lorsque le sujet se penche en avant genoux tendus). Ces modifications posturales s'accompagnent également d'une augmentation de la surface *d'appui au sol*, mesurée en cm² en podomètrie électronique, chez des sujets sains ou lombalgiques (Janin 2003). Ces résultats ont été obtenus pour des épaisseurs de Barres Antérieures de 1, 2 et 3mm. Ils étaient inversés pour des épaisseurs de 5 et 8mm. Cela témoigne donc de l'action de postériorisation globale du sujet des Barres Antérieures les plus fines (l'effet maximal étant obtenu avec 3mm), et de l'antériorisation provoquée par des hauteurs supérieures à 3mm.

Un peu plus récemment, Janin et Dupui (2009) ont mesuré par baropodométrie et stabilométrie la répartition des pressions plantaires droite et gauche ainsi que la position du Centre de Pression Plantaire en X (i.e. médio-latérale) chez des sujets sains. Les conditions expérimentales étaient : sans stimulation mécanique plantaire (contrôle), ou avec stimulation par Elément Médio-Interne (EMI, situé au niveau de la partie externe de la voûte plantaire) de 3mm, gauche ou droit. Leurs résultats montrent que la stimulation par EMI provoque une augmentation de la pression plantaire homolatérale et un déplacement du Centre des Pressions Plantaires controlatéral. Ce déplacement du CPP, témoin d'une latéralisation du sujet controlatérale à la stimulation, peut s'expliquer par la perception de l'augmentation de la pression plantaire, qui serait interprétée par les centres intégrateurs comme un déplacement du centre de gravité du sujet vers la stimulation. Afin d'assurer la stabilité, ils réagiraient en mettant en jeu les synergies musculaires compensatrices visant à recentrer le sujet et réharmoniser les pressions plantaires.

En ce qui concerne la qualité du contrôle postural en orthostatisme, seul un compte rendu de congrès (Janin et Toussaint 2005) évoque une diminution la Surface d'oscillations du CPP avec un Elément Antéro-Externe (i.e. en arrière de la 5ème tête métatarsienne) par rapport aux deux autres stimulations : Elément Antéro-Interne (en arrière de la 1ère tête métatarsienne), et Barre Antérieure (en arrière de toutes les têtes métatarsiennes). Cette étude stabilométrique suggère aussi que ces trois stimulations de 3mm ont une action postériorisante

sur la position moyenne en Y du CPP, l'effet le plus important étant obtenu avec les deux dernières.

Enfin, on peut signaler que de tels inserts plantaires ont aussi des effets sur la marche. Stacoff et al. (2007) ont montré à l'aide d'une plateforme de forces et d'un système d'analyse vidéo du mouvement (VICON) que des stimulations plantaires fines (2 à 3mm) placées sous le médio-pied (interne et externe) et sous les orteils et têtes métatarsiennes externes (II-V) limitaient l'éversion du pied à la marche comparé à une correction anti-valgus mécanique (coin calcanéen interne) ou à l'absence de correction. Dans une population d'enfants atteints de paralysie cérébrale, Neto et al. (2014), avaient également montré une augmentation de la vitesse et de la cadence de marche avec des semelles comportant des stimulations médio-internes et postéro-internes de 3 mm d'épaisseur.

Ces différents résultats démontrent donc que la stimulation des mécanorécepteurs plantaires par reliefs permet d'obtenir des effets posturaux prédictibles et orientés, superposables à ceux obtenus par vibrations (Kavounoudias et al. 1998, 1999b, 2001). Ils suggèrent également une amélioration de la qualité du contrôle postural orthostatique.

2.2.7 Stimulation douloureuse

Enfin, plusieurs études ont démontré qu'une douleur podale avait des conséquences (néfastes) sur le contrôle postural. Corbeil et al. (2004) ont étudié l'effet sur le contrôle postural de stimulations douloureuses au niveau du pied ou de la main, induites par électrostimulations des faces dorsales des 1ers métatarsiens ou métacarpiens. Leurs résultats mettent en évidence une augmentation des oscillations posturales (surface et vitesse moyenne des oscillations antéro-postérieures et médio-latérales) plus importante lors de l'induction de la douleur podale, par rapport à une douleur manuelle de même intensité. Les effets posturaux de cette dernière se révèlent non significatifs. Cela suggère que le contrôle postural dépend davantage de processus sensori-moteurs faisant notamment appel aux afférences nociceptives podales, que de processus cognitifs secondaires à la perception de la douleur.

L'étude de Pradels et al. (2011) complète celle de Corbeil, avec un protocole qui la rend plus écologique. La douleur est induite expérimentalement de manière mécanique (relief rigide) et au niveau *plantaire* cette fois-ci, ou palmaire (de même intensité). Les performances

posturales ont été évaluées en stabilométrie et comparées à celles mesurées en l'absence d'induction de douleur. Les résultats montrent aussi une altération du contrôle postural, sur les mêmes critères que précédemment : augmentation de la surface et de la vitesse moyenne des oscillations, en X et en Y, et ce, uniquement en cas de douleur plantaire.

Dans leur publication suivante, Pradels et al. (2013) ont évalué les performances stabilométriques de 14 sujets jeunes et sains soumis ou non à une douleur plantaire dans 3 conditions sensorielles : YO tête droite, YF tête droite et YF avec la tête inclinée en arrière. Les résultats ont montré une augmentation de la Surface des oscillations du CPP ainsi que des écarts-type en X et en Y lorsque les sujets sont soumis à la douleur en l'absence de vision. Cet effet était accentué par la stimulation des afférences proprioceptives cervicales et vestibulaires (tête en arrière) et supprimé lorsque les afférences visuelles sont présentes. Ces résultats corroborent donc l'hypothèse de réévaluation dynamique du 'poids' attribué aux différentes entrées sensorielles dans le contrôle postural en cas de défaillance d'un capteur, ou en fonction des conditions environnementales (voir aussi Oie et al. 2002, Angin et al. 2013). Cette repondération a donc aussi lieu en cas de douleur plantaire.

La marche est également perturbée en cas de douleur plantaire. Menz et Lord (2001) ont montré que la présence d'une douleur podale est corrélée, chez des sujets âgés, à une altération de tests cliniques d'évaluation des performances motrices : vitesse de marche, de montée et descente d'escaliers, test d'antépulsion, step-up test. En outre, la présence d'une telle douleur est prédictive de la performance pour chacun de ces tests. Dans une autre étude, Menz et al. (2006) ont suivi 176 sujets âgés pendant 12 mois et ont remarqué que les sujets ayant chuté au moins une fois durant cette période (41%) présentaient une fréquence accrue de douleur podale, significativement associée à ce risque de chute. Une douleur podale spontanée, chez des sujets âgés s'accompagne donc d'une dégradation des performances motrices.

3. Synthèse

Il convient de garder à l'esprit la dualité de la fonction du pied (sensorielle et motrice) lorsque l'on aborde les interactions entre pied et équilibre (Thoumie 1999). Le pied étant l'interface privilégiée entre le corps et le sol, il joue un rôle prépondérant pour l'activité de stabilisation, d'un point de vue biomécanique, mais aussi neurosensoriel via les afférences

qu'il transmet aux centres intégrateurs sur la qualité et la nature des appuis. En effet, les récepteurs cutanés plantaires donnent des informations spatiales et temporelles extrêmement détaillées sur les déplacements du centre des pressions plantaires, résultant des mouvements corporels ou de la modification du terrain. Ils constituent donc une source sensorielle très utile au système de régulation posturale qui transforme ces informations de variations de pression en estimation de l'inclinaison globale du sujet, contribuant ainsi à la perception du corps dans l'espace (Roll et al. 2002). Un autre argument en faveur du rôle clé des afférences cutanées plantaires dans le contrôle postural est l'étude microneurographique de Kennedy et Inglis (2002), qui a montré que les mécanorécepteurs cutanés plantaires n'ont d'activité spontanée qu'en charge (debout) ou lorsqu'ils sont stimulés (par les différents moyens évoqués précédemment).

Les afférences extéroceptives plantaires mettent en œuvre des boucles de régulation posturale courtes (Forth et Lane 2008) ou longues (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1996, 1997, Kavounoudias et al. 2001) et jouent un rôle important dans l'établissement des stratégies posturales. Ces informations permettent au SNC de connaître l'inclinaison globale du corps et déclenchent les réflexes qui assurent la stabilisation du sujet. La comparaison de leur utilisation par rapport aux autres entrées du système postural suggère que ces afférences extéroceptives plantaires sont surtout employées à basse fréquence : lors des oscillations habituelles en orthostatisme (Kavounoudias et al. 2001), d'amplitude inférieure à 4°, et de fréquence inférieure à 0,3 Hz (Diener et al. 1984a). Elles sont impliquées dans le contrôle des oscillations médio-latérales et antéro-postérieures comme le montrent toutes les études citées utilisant des procédés de stimulation des afférences. La plupart des études évoquées ayant eu recours à des procédés d'atténuation des afférences suggèrent que leur rôle est particulièrement important pour les oscillations antéro-postérieures (Asai et al. 1990, Simoneau et al. 1995, Anand et al. 2002, 2003, Yi et Park 2009, Patel et al. 2011), notamment pour les informations provenant des récepteurs à adaptation rapide (Patel et al. 2011).

Les afférences plantaires peuvent être manipulées dans un but expérimental ou clinique par différents procédés : diminution des afférences par anesthésie, refroidissement de la plante des pieds, interposition d'une couche de mousse entre les pieds et le sol ; ou stimulation par induction d'une douleur, impulsions électriques, vibrations, modification de la texture du support ou de son relief. Il est cependant difficile d'avoir la certitude que la manipulation des afférences agisse spécifiquement sur l'extéroception. Certains des protocoles expérimentaux évoqués ont permis d'établir de manière objective une action ciblée

sur l'extéroception (Perry et al. 2000, Meyer et al. 2004, Haemaelaeinen et al. 1992, Chiang et Wu 1997), alors que dans d'autres études, la manipulation choisie n'influence vraissemblablement pas uniquement l'extéroception plantaire, mais aussi la proprioception.

On peut supposer que l'hypoesthésie par hypothermie a une action non spécifique sur les quatre types de mécanorécepteurs plantaires (Lowrey et al 2013 l'ont montré par microneurographie), et pourrait également affecter les récepteurs proprioceptifs des articulations et muscles intrinsèques plantaires (Muise et al 2012), même si les auteurs avaient pris la précaution de refroidir les pieds en dessous des chevilles afin de ne pas altérer la proprioception des muscles extrinsèques. De même, dans les études utilisant la méthode de suppression des afférences extéroceptives plantaires par ischémie au niveau des chevilles (Diener et al. 1984a, Fiolkowski et al. 2002, 2005, Wang et Lin 2008), le bloc au niveau du nerf tibial (en rétro-malléolaire interne) ou sural (en rétro-malléolaire externe) a des conséquences multiples. Les auteurs avaient pris garde à ce que l'ischémie n'induise pas de douleur et affecte les fibres afférentes et non efférentes (en modulant la durée d'ischémie), et objectivé une atteinte de la sensibilité cutanée plantaire superficielle et profonde. On peut cependant penser que l'anesthésie influait aussi sur la proprioception des muscles intrinsèques plantaires, comme en témoigne la modification de leur activité EMG. En ce qui concerne la polyneuropathie diabétique, elle affecte l'extéroception et diminue la capacité à évaluer la répartition des pressions plantaires, mais elle atteint aussi la proprioception (voir Yi et Park 2009 pour revue).

Les méthodes de stimulation par vibration semblent toutefois avoir une action plus spécifique sur l'extéroception. En effet, les études microneurographiques de Vedel et Roll (1982) et Ribot-Ciscar et al. (1989) ont montré que les mécanorécepteurs plantaires (à adaptation lente et rapide) sont sensibles à l'augmentation de pression sur leur champ récepteur qui provoque une augmentation proportionnelle de leur fréquence de décharge. Ils sont également très sensibles aux vibrations mécaniques de faible amplitude (0.2-0.5mm), auxquelles ils répondent par une fréquence de décharge proportionnelle à la fréquence de la stimulation (de 10 à 200 Hz). Ces stimulations vibratoires ont donc un effet similaire à une augmentation de pression au niveau de ces récepteurs. Il est toutefois légitime de se demander si les stimulations vibratoires cutanées utilisées par ces auteurs ne se propagent pas aux récepteurs proprioceptifs des muscles extrinsèques plantaires, les activant en même temps. Burke et al. (1976) et Roll et al. (1989b) ont en effet montré que de telles vibrations mécaniques sont perçues par les fuseaux neuromusculaires (fibres Ia) auxquelles ils répondent également de manière proportionnelle. Cela ne semble cependant pas être le cas dans les

expériences de Kavounoudias et al. (1998, 1999a,b), puisque la stimulation cutanée conjointe des avant-pieds et arrière-pieds devrait provoquer la contraction simultanée des muscles extenseurs et fléchisseurs de cheville, et donc un déplacement du CPP en Y (postérieur), ce qui n'a pas été observé par ces auteurs. De plus, la stimulation des soles plantaires au niveau des deux talons provoque une inclinaison antérieure, alors que la stimulation des soléaires cause une inclinaison postérieure.

III – INTERACTIONS VISUO-PODALES

L'œil est une structure sphérique légère et mobile et située à l'extrémité libre du pendule inversé, ses caractéristiques anatomiques et mécaniques le rendent donc naturellement instable. Or la stabilité de la rétine est une priorité pour pouvoir disposer d'un référentiel nécessaire au contrôle postural (Berthoz et Pozzo 1988, Pozzo et al. 1990, Amblard et al. 1997). Cette stabilisation est aussi essentielle pour permettre à l'œil d'assurer sa fonction de prise de l'information visuelle et garantir une image nette (Berthoz 1997, Sparrow 2005, Rey et al. 2008 et voir chapitre I.4.2.2 Mouvements des yeux).

Le pied, de par son organisation biomécanique, permet de s'adapter aux contraintes extérieures et participe à la stabilisation des segments sus-jacents (voir chapitre II). Plusieurs auteurs considèrent même que le pied et l'oeil puissent être envisagés comme les deux extrémités d'une chaîne poly-articulaire posturale dans laquelle les globes oculaires seraient assimilables à une articulation de type synoviale sphérique à trois degrés de liberté (Morris 1977, Villeneuve et Villeneuve-Parpay 2007). Ils avancent que les contraintes subies par l'une des extrémités sont transmises à l'autre (Bouisset 2006), mais que le jeu des différentes articulations qui les séparent facilite l'absorption de ces contraintes et donc la stabilisation du regard (Villeneuve et Villeneuve-Parpay 2007). Par exemple lors de la locomotion, les mouvements de rotation gauche et droite du bassin sont amortis par la chaîne articulaire des membres inférieurs (rotations interne / externe des hanches et inversion / éversion des arrière-pieds - Kapandji 1970, Mergner et Becker 2003, Khamis et Yizhar 2007, Tateuchi et al. 2011) et par le jeu des articulations du rachis (rotations gauche / droite des inter-vertébrales - Gregersen et Lucas 1967) et des globes oculaires (version gauche / droite).

L'architecture anatomique et le fonctionnement biomécanique du pied et de l'ensemble de l'appareil locomoteur semblent donc être organisés de façon à faciliter la stabilisation du regard (Bessou et al. 1998). Outre ces aspects mécaniques, le pied étant l'interface sensorielle entre le sol et le corps, les informations issues de cette extrémité pourraient contribuer à la connaissance de la position absolue de l'œil dans l'espace, et ainsi participer à l'élaboration de la référence égocentrée nécessaire aux tâches d'orientation (Roll et Roll 1987b, Gilhodes et al. 1996, Kavounoudias et Roll 1999a, Roll et al. 2002). En d'autres termes, les capacités sensorielles et motrices du pied pourraient, comme l'oculomotricité, jouer un rôle dans l'efficience visuelle. Un couplage biomécanique suggère l'existence de programmes neurologiques permettant d'assurer cette synergie fonctionnelle

(Bouisset 2006, McCluskey et Cullen 2007). Une synergie désigne un schéma moteur spécifique adapté au contrôle de tâches motrices similaires (Shumway-Cook et Woollacott 2001) qui ne change pas en cas de modification du contexte dans lequel le mouvement doit être réalisé (Horak et Nashner 1986).

Ce chapitre propose une revue des études qui ont apporté de premiers éléments soutentant l'idée de synergie visuo-podale, et qui ont été un point de départ de notre travail expérimental.

1. Synergies fonctionnelles entre les muscles extra-oculaires et extrinsèques plantaires

1.1 Etudes cliniques préliminaires

A notre connaissance Gagey et al. (1973) ont été les premiers à suggérer l'existence de synergies fonctionnelles reliant les muscles oculomoteurs et les muscles extrinsèques plantaires. Ils ont comparé la variation de distance séparant la tangente au bord antérieur des deux gros orteils chez des sujets assis, jambes pendantes, en fonction de l'orientation de leur tête ou de leurs yeux. Leurs résultats ont mis en évidence une avancée d'un pied par rapport à l'autre en cas de contraction des muscles oculomoteurs. Cela suggère donc une variation de l'activité tonique des extenseurs des membres inférieurs en fonction de la version des yeux. En revanche, leurs résultats ne permettent pas de faire un lien entre l'orientation de la latéroversion des yeux et le côté de l'avancée du pied. Leur population était composée de 800 patients souffrant de syndrome post commotionnel ; il est donc possible que la pahologie de cette population explique l'absence d'orientation claire des réponses posturales.

Un peu plus tard, Ushio et al. (1980) ont mis en évidence qu'une stimulation par prisme de 4 dioptries à base temporale (i.e. stimulant le muscle oculomoteur droit interne) induit une déviation du sujet opposée au côté stimulé, de la même manière qu'une rotation de la tête modifie la déviation du sujet (réflexe tonique cervical – Ushio et al. 1975). Cette déviation a été évaluée par le test clinique de piétinement de Fukuda (Fukuda 1959), qui consiste à demander au sujet de faire 50 pas sur place les yeux fermés et les bras à l'horizontale, puis à mesurer l'angle de déviation entre la position de départ et la position finale. Une variation de cet angle suggère une modification de la répartition du tonus des

muscles des membres inférieurs. Ce résultat a été confirmé par Gagey et Baron (1983), qui avaient aussi montré qu'une latéroversion des yeux s'accompagne, chez des sujets sains, d'une déviation posturale rotatoire au test de Fukuda, du même côté que la version oculaire.

Ushio et al. (1980) ont aussi montré que ce réflexe postural oculomoteur se combine au réflexe nucal : il y a un accroissement ou une diminution de la déviation du piétinement selon que la combinaison est homo- ou contro-latérale. Ces résultats sont valables chez des sujets sains. Chez des sujets pathologiques (traumatisés crânio-cervicaux), le réflexe tonique cervical est inversé, mais peut être rétabli par le port d'un prisme stimulant le muscle oculomoteur paralysé. En revanche, si le prisme est appliqué sur l'œil sain, l'anomalie du réflexe tonique cervical est accentuée.

Ces premières observations cliniques ont le mérite d'attirer l'attention sur une possible synergie entre les muscles des yeux et des membres inférieurs mais souffrent de plusieurs faiblesses méthodologiques. Notamment un possible biais de détection : dans l'étude de Gagey et al. (1973) la variation de la distance entre les deux pieds avait été évaluée visuellement par l'aplomb de leur avancée au dessus d'un papier millimétré. Dans les études utilisant le test de Fukuda, celui-ci reste facile à fausser en cas de repère visuel (source lumineuse perçue même les yeux fermés) ou auditive, ou de non respect du rythme ou de l'amplitude de piétinement. Dans tous les cas il n'y a pas d'analyse statistique des résultats obtenus.

1.2 Confirmations expérimentales

1.2.1 En orthostatisme

Les premières confirmations d'une synergie entre les muscles extrinsèques plantaires, cervico-céphaliques et extra-oculaires sont dues à Roll et Roll (1987a et b, 1988, 1989a). Les études de ces auteurs, déjà évoquées (voir chapitre I.2.2.2.2), ont montré que la vibration de muscles de différentes parties du corps produisaient des effets posturaux similaires. Ainsi, par exemple, une inclinaison posturale globale vers l'avant peut être déclenchée par la vibration des muscles oculomoteurs Droits Supérieurs, par celles des muscles cervico-céphaliques postérieurs, ou par celle des muscles Jambiers Antérieurs. Des synergies semblables s'observent dans le plan frontal. En situation Yeux Ouverts et en posture libre (non fixée), le SNC interprête les vibrations tendineuses comme des étirements des muscles et va donc

ajuster le tonus des muscles posturaux afin d'assurer la stabilité. D'autres études ont ensuite confirmé ces synergies (Gilhodes et al. 1996, Kavounoudias et al. 1999a) et proposé que les entrées plantaire et visuelle du système postural aient un fonctionnement complémentaire. Ces auteurs distinguent ainsi un pôle d'informations proprioceptives inférieures (muscles extrinsèques plantaires en synergie avec l'extéroception plantaire) dédié à la posture régulée, et un pôle supérieur (muscles cervico-céphaliques, en synergie avec les informations visuelles, oculomotrices et vestibulaires) contribuant aux tâches posturales d'orientation. Ces notions de pôles fonctionnels sont en accord avec des expériences ultérieures : celles de Kavounoudias et al. (1998, 1999b, 2001) évoquées au chapitre II.2.2.5 (Stimulation vibratoire) pour le pôle inférieur, et celle d'Ivanenko et al. (1999) pour le pôle supérieur. Ces derniers auteurs ont montré que la vibration des muscles cervicaux induit des déplacements posturaux en direction opposée à la vibration et qui sont influencés par la direction (1) des yeux dans les orbites, et (2) de la tête sur le tronc.

Ensemble, ces travaux amènent les auteurs à conclure que les informations provenant des fuseaux neuro-musculaires de l'ensemble du corps forment une « chaîne proprioceptive » qui relie fonctionnellement les yeux et les pieds.

Les informations issues du pôle inférieur pourraient aussi selon eux constituer une référence utilisée dans la localisation visuelle spatiale. En effet, le SNC fait une lecture contextuelle des afférences qu'il perçoit : lorsque le sujet est maintenu immobile dans le noir, les vibrations tendineuses s'accompagnent de la perception d'un déplacement illusoire d'une cible visuelle fixée devant les yeux du sujet. De la même manière que pour les effets posturaux, la vibration des différents muscles s'accompagne de résultats perceptifs similaires (même sens de déplacement de la cible visuelle pour chaque groupe de muscles synergiques). Par exemple, la vibration des muscles oculomoteurs Droits Supérieurs, mais aussi Sterno-Cléio-Mastoïdiens ou Tibiaux Antérieurs, provoque une impression d'élévation de la cible visuelle. Dans le plan frontal, les vibrations des Droit Latéral droit et Droit Médial gauche, ou celle du Trapèze droit, ou encore celle du Long Fibulaire droit et du Tibial Postérieur gauche provoquent toutes une impression de déplacement vers la gauche de la cible visuelle. Ainsi, les muscles inverseurs (Tibiaux Postérieurs) semblent fonctionner en synergie avec les muscles de la convergence (Droits Médiaux) homolatéraux, tandis que les éverseurs (Fibulaires) sont synergiques des muscles de la divergence (Droits Latéraux) homolatéraux.

Comme le sujet n'a pas de repère visuel et qu'il est maintenu immobile (corps et tête), la seule interprétation possible de la modification des informations proprioceptives est la

modification de la position de la cible visuelle sur la rétine. Les auteurs concluent à l'existence d'un fort lien fonctionnel entre les muscles des yeux et des pieds, via les afférences proprioceptives intégrées de manière conjointe, et qui assure la qualité du contrôle postural et de la représentation corporelle. Ils suggèrent que l'orientation des yeux puisse être influencée par les signaux proprioceptifs issus des FNM de tous les segments corporels.

Toutefois, deux hypothèses peuvent être formulées pour expliquer le déplacement perçu de la cible visuelle :

(i) le corps et la tête du sujet étant immobilisés, seuls les muscles oculomoteurs pourraient fournir une adaptation à la stimulation des muscles extrinsèques plantaires. Celle-ci provoquerait une modification de leur tonus et la version des yeux se traduirait par une déviation de l'image rétinienne opposée à la déviation oculaire.

(ii) le déplacement de la cible visuelle serait un phénomène purement intégratif, une modification de la représentation centrale de la direction du regard, sans modification de la position des yeux : la vibration simulant un déplacement postural global est interprétée comme un déplacement de la cible visuelle car il s'agit de l'explication la plus logique aux afférences perçues.

Les expériences réalisées par Han et Lennerstrand (1995, 1998, 1999) et Lennerstrand et al. (1996, 1997) ont par la suite confirmé la 1ère hypothèse, du moins en ce qui concerne les muscles cervico-céphaliques. Ces auteurs ont enregistré par vidéo-oculographie une version des yeux suite à la vibration de muscles du cou, avec des effets spécifiques sur la direction du mouvement des yeux : abaissement pour les deux Splénius et déplacement horizontal pour le Splénius et le Sterno-Cléido-Mastoïdien controlatéral, en accord avec les résultats de l'équipe de Roll.

Popov et al. (1999) ont obtenu des résultats semblables : la vibration du Trapèze d'un sujet en décubitus provoque un déplacement lent et de faible amplitude (0.5°-1°) du globe oculaire, de sens opposé à la déviation perçue de la cible visuelle. Ces résultats ont été obtenus par l'emploi d'outils objectifs et précis (lentille magnétique), et sont présents aussi bien dans l'obscurité que dans une pièce normalement éclairée, chez des sujets sains ou déficients vestibulaires. Ils plaident donc pour une influence directe des afférences proprioceptives cervicales sur l'oculomotricité, confirmant les résultats de Bronstein et Hood (1986) sur le réflexe Cervico-Oculaire. Ces auteurs avaient en effet montré que la rotation active ou passive de la tête pouvait induire des mouvements oculaires de phase rapide et lente,

y compris chez des sujets vestibulo-lésés. L'existence d'un tel réflexe avait aussi été suggérée par Ushio et al. (1980) qui ont montré que chez des sujets cervicalgiques, la normalisation de l'activité proprioceptive cervicale par procaïnisation permet simultanément une diminution de la douleur cervicale et la modification de la position oculaire évaluée par le test de Lancaster.

Erkelens et al. (1989) avaient également réalisé une expérience dans laquelle les sujets devaient effectuer des mouvements de vergence (enregistrés par lentille magnétique). Ils devaient regarder une cible, qui pouvait être approchée et reculée soit par l'expérimentateur, soit pas le sujet lui-même. Dans une troisième condition expérimentale le sujet réalisait des mouvements antéro-postérieurs du torse afin de faire varier la distance de la cible visuelle. C'est dans cette dernière condition que les mouvements de vergence se sont révélés les plus précis, ce qui suggère que la stimulation de la proprioception des muscles cervico-dorsaux a une influence bénéfique sur le contrôle de la vergence.

Plus récemment, Sadeghi et al. (2012) ont enregistré les mouvements des yeux (par lentille magnétique) et la réponse des neurones prémoteurs du réflexe vestibulo-oculaire (par microneurographie) chez des singes vestibulo-lésés, avec ou sans stimulation de la proprioception cervicale (par rotation de tête). Ils ont montré que la déficience de stabilisation du regard due à une perte vestibulaire totale pouvait être compensée au moyen d'afférences extra vestibulaires telles que la proprioception cervicale.

Ces travaux suggèrent donc que la localisation visuelle spatiale ne dépend pas uniquement du système visuel, mais également de sources d'information extra-rétiniennes comme la proprioception cervicale (voir aussi Blohm et al. 2008).

1.2.2 Lors de tâches dynamiques

Plusieurs études ont établi par la suite que la marche est une activité posturo-cinétique régulée en feed-forward, qui implique des synergies entre stabilisation du regard et positionnement du pied.

Patla et Vickers (1997) ont ainsi montré par vidéo-oculographie que des sujets devant marcher vers un obstacle pour le franchir, le regardent durant la phase d'approche et non lors du franchissement lui-même. Les mouvements des membres inférieurs permettant le franchissement de l'obstacle sont donc programmés lors des pas précédents. De même, la zone située juste après l'obstacle était regardée pendant une durée plus longue lors du pas précédant l'obstacle et lors de son franchissement, ce qui suggère la recherche d'informations visuelles permettant de programmer la pose du pied qui doit de franchir l'obstacle. Les

auteurs montrent aussi que le mouvement du regard (i.e. mouvement des yeux + de la tête) est commence presque toujours par celui des yeux. En d'autres termes, le mouvement des yeux est précurseur et entraîne ensuite celui de la tête. Cela a été confirmé ensuite par d'autres travaux (Grasso et al. 1998, Hollands et al. 2002) qui concluent que l'alignement de la tête avec la direction désirée, en coordination avec les mouvements des yeux, donne au SNC un cadre de référence allocentré qu'il pourra utiliser pour contrôler le reste des mouvements corporels. Cependant, ces orientations du regard ou de la tête en direction de l'objectif à atteindre ne doivent pas nécessairement être maintenues tout au long de la progression (en l'absence d'obstacles - Thumser et Stahl 2009).

Jahn et al. (2006) ont également démontré que la rotation de tête induit une déviation controlatérale de la marche de sujets sains privés d'informations visuelles et auditives. Ces résultats tendent donc à confirmer la physiologie du réflexe nucal décrite par Magnus (1926), et que les expériences d'Ushio et al. (1975, 1980) précitées soutenaient. Selon Magnus, la rotation de la tête s'accompagne d'une hypertonie des extenseurs et rotateurs externes du membre inférieur homolatéral, ce qui aurait tendance à faire dévier le sujet controlatéralement à la marche. De plus, dans l'étude de Jahn et al. (2006), la latéroversion des yeux (de 35°, en l'absence de vision) s'accompagnait elle aussi d'une tendance à la déviation de la marche, mais non significative. Il est possible que l'absence de significativité soit liée à une amplitude de version trop faible. En revanche l'analyse statistique montre une interaction significative des effets posturaux induits par la rotation de tête et la latéroversion des yeux, confirmant les observations de Ushio et al. (1980).

Les études suivantes complètent ces données en s'intéressant à la coordination des mouvements de l'ensemble du corps, et notamment des membres inférieurs.

Hollands et al. (1995) ont mis en évidence par électro-oculographie l'existence d'une coordination entre les mouvements des yeux et des pieds lors de la locomotion, chez des sujets sains. Ils ont montré que, chez des sujets devant marcher sur un parcours de dalles, la majorité des saccades oculaires vers la prochaine dalle sur laquelle le sujet doit poser le pied le sont alors que ce pied est encore en contact avec le sol (fin de la phase de double appui). Cette séquence de mouvement (déclenchement de la saccade juste avant le décollement du pied) a été confirmée plus tard par d'autres travaux plus précis (par vidéo-oculographie - Marple-Horvat et Crowdy 2005)

Hollands et al. ont obtenu les mêmes résultats en 1996, par une expérimentation au protocole similaire, mais dans laquelle les sujets étaient privés d'informations visuelles environnantes. L'expérience se faisait dans le noir, avec uniquement une LED indiquant le centre des dalles, de manière constante ou avec une période d'extinction (obscurité complète) de 200 à 800ms, affectant différentes phases du cycle de marche. La capacité des sujets à effectuer le parcours en l'absence d'informations visuelles environnantes signifie que la localisation de la cible visuelle seule permet de guider la marche. En outre, lors de la privation temporaire des informations visuelles, les sujets s'adaptent en prolongeant leur phase de double appui, à moins que la privation ait lieu au tout début de cette phase (100 premières millisecondes – auquel cas il n'y a pas de prolongation de l'appui). Cela confirme donc les résultats obtenus dans l'étude précédente, qui montrent que la programmation et l'effection de la saccade ont lieu à la fin du double appui.

Il apparaît donc que lors de la marche, la préparation (et le plus souvent la réalisation) de la saccade oculaire est réalisée lorsque les deux pieds sont au sol, c'est-à-dire lorsque les conditions biomécaniques (stabilité globale du corps, de la tête, et donc des yeux) et sensorielles (disponibilité des afférences extéroceptives plantaires) sont optimales. Au vu de ces résultats, il semble possible que l'extéroception plantaire puisse jouer un rôle dans la stabilisation et la préparation du mouvement des yeux. En retour, les yeux guident le mouvement du pied : la phase oscillante intervient juste après l'effection de la saccade. Il semble donc possible que les centres de contrôle oculomoteurs fournissent des informations utiles aux centres locomoteurs pour la programmation du pas suivant.

Dans leur étude de 2001, ces mêmes auteurs ont poursuivi leurs recherches et montré que l'intervalle de temps séparant le début du mouvement des yeux et celui du pied (début de la phase oscillante) vers la dalle ciblée est invariant quelle que soit la condition visuelle (protocole semblable à l'étude de 1996). En revanche, le temps de latence séparant le début du mouvement oculaire quittant la cible visuelle (la dalle), et la fin du mouvement du pied arrivant sur cette cible (fin de la phase oscillante) varie significativement. Ces résultats confirment ceux de 1996 en montrant que la programmation de la saccade est plus liée au décollement du pied qu'à son placement : en l'absence d'informations visuelles, les sujets ajustent la durée de la phase de double appui, et non de la phase oscillante. Cela suggère, comme précédemment, que les afférences extéroceptives plantaires puissent être utiles pour la programmation de la saccade oculaire lors de la locomotion. Enfin, ces résultats soutiennent l'idée d'une interaction de contrôle en feedforward des activités oculomotrices et

locomotrices (en fin de phase de double appui), et plaident pour une absence de feedback visuel intervenant en fin de phase oscillante.

Dans une autre étude, Hollands et al. (2004) ont enregistré les mouvements des yeux, de la tête, du torse et des pieds de sujets sains lors d'une tâche de rotation corporelle. Les sujets devaient fixer des diodes s'allumant à 45, 90 ou 135° de rotation, dans le noir. Les résultats ont mis en évidence une séquence de mouvement invariante pour toutes les amplitudes : le mouvement commence toujours par les yeux, suivi par la tête, le tronc et enfin les pieds. Les comparaisons essai par essai ont montré que pour toutes les amplitudes de mouvement, il existe des corrélations significatives dans les temps de latence de ces différents segments corporels, et notamment entre les yeux et les pieds. La corrélation entre ces deux segments était cependant plus faible, sans doute en raison des contraintes inertielles biomécaniques plus importantes séparant ces zones corporelles plus distantes.

En ce qui concerne l'analyse cinématique des mouvements (évolution temporelle du mouvement et vitesse angulaire de rotation), malgré la distance séparant l'œil et le pied, la corrélation des mouvements du regard (somme des mouvements de l'œil et de la tête) et des pieds était significativement plus importante que la corrélation des mouvements tête-pieds, tronc-pieds, regard-tête et regard-tronc. La production de mouvements coordonnés des yeux et des pieds ne semble donc pas, au vu de ces résultats, être de nature biomécanique (passifs), mais résulter de l'existence d'un programme neurologique permettant d'assurer la synergie fonctionnelle œil-pied.

Enfin, l'augmentation des temps de latence des mouvements oculaires avec l'augmentation de l'amplitude de la rotation demandée permet de conclure que les mouvements des yeux et de la tête font partie d'une coordination corporelle générale : le SNC semble retarder l'exécution du mouvement des yeux jusqu'à ce qu'il soit prêt à coordonner le mouvement de l'ensemble du corps. Une étude ultérieure, chez des sujets assis, confirme ce retard d'initiation de la saccade en condition debout (Scotto Di Cesare et al. 2013). Les auteurs suggèrent que les centres de contrôle oculomoteurs puissent, pendant cette latence accrue, intégrer des informations supplémentaires issues d'autres segments corporels. L'absence de flux visuel dans leurs conditions expérimentales suggère que la proprioception générale et oculomotrice y participe.

Ces résultats ont été confirmés par ceux d'Anastasopoulos et al. (2009), qui se sont intéressés à la variabilité de la vitesse du regard avec un prototocle similaire. Ils concluent

également que lors d'une rotation corporelle orientée vers un objectif visuel, les mouvements des yeux font partie d'une coordination corporelle d'ensemble, incluant les membres inférieurs. Il semble que, dans ce paradigme, cette coordination ait pour fonction de maintenir constante la vitesse du regard via l'ajustement de la vitesse de déplacement de la tête par rapport au tronc et du tronc par rapport aux membres inférieurs.

Plus récemment, le même groupe (Anastasopoulos et al. 2015) a également confirmé l'existence d'une telle coordination corporelle lors de mouvements volontaires rapides de rotation corporelle vers une cible visuelle mémorisée (dans le noir, jusqu'à 180°). Dans la majorité des cas (70%), les sujets ont recours à cette stratégie de déplacement « en une fois », synchronisée, rapide et précise, qui permet d'accroître l'efficacité (vélocité et régularité) du transfert du regard comparativement à la stratégie composée de plusieurs mouvements. Dans cette tâche plus exigeante de déplacement le plus rapide possible, le recours à cette stratégie « en une fois » est plus fréquent que lorsque la vitesse d'exécution est laissée au choix du sujet (Anastasopoulos et al. 2009).

En outre, dans la cette étude, bien que les mouvements des pieds soient réalisés en dernier, les auteurs ont enregistré une augmentation synergique de l'activité EMG du Tibial Antérieur et des Gastrocnémiens précédant le début des mouvements des yeux. Cela démontre donc la présence d'APA préalables à la mise en œuvre de cette stratégie motrice « top-down », qui stabilise les mouvements corporels qui déplacent le regard. Cette observation confirme donc l'existence d'une coordination corporelle d'ensemble et pointe la raison du retard d'exécution du mouvement des yeux, observée précédemment (Hollands et al. 2004).

Enfin, étant donnée la forte corrélation des déplacements de la tête sur le tronc et du tronc par rapport aux membres inférieurs, la séquence motrice semble impliquer deux degrés de liberté, avec un contrôle de la tête dans l'espace d'une part (i.e. tête et corps ensemble), et des yeux dans l'espace d'autre part. Comme précédemment, ces résultats montrent que cette organisation permet d'optimiser la stabilité du regard lors de transferts rapides : la variabilité du mouvement de la tête dans l'espace est moindre que celle de ses composants séparés (tête sur tronc et tronc dans l'espace).

Bien que moins étudiés que les réflexes classiques de stabilisation du regard (Réflexe Opto-Cinétique et Réflexe Vesticulo-Oculaire, voir chapitre I.1.2.2.1 Mouvements de stabilisation du regard), des réflexes Cervico-Oculaire, Tronco-Oculaire et Arthro-Cinétique ont été décrits par plusieurs auteurs lors de mouvements corporels passifs dans le noir, avec la tête fixée (Brandt et al. 1977, Warabi 1978, Bronstein et Hood 1986, Bronstein et al. 1991,

Kasai et Zee 1978, Mergner 1998 et voir von Laßberg et al. 2014 pour revue). Les réflexes Cervico-Oculaire et Tronco-Oculaire, chez des sujets sains, une action « anti-compensatrice » des mouvements de la tête : ils induisent un déplacement des yeux dans la même direction que celui de la tête (i.e. en sens inverse de la rotation passive du cou ou du torse - Barnes et Forbat 1979, Barlow et Freedman 1980, Mergner 1998). Le Nystagmus Arthro-Cinétique, mis en évidence lorsque le sujet est assis avec le reste du corps fixé par rotation passive des bras (Brandt et al. 1977), ou des membres inférieurs (Mergner 1998) aurait quant à lui une action compensatrice : comme pour le RVO, le déplacement des yeux se fait dans la même direction que celui du membre mobilisé (i.e. en direction opposée à celui de la tête). Ces mouvements réflexes sont lents, leur amplitude semble trop faible pour assurer la stabilisation du regard, et leur gain est d'autant plus important que la fréquence du mouvement est faible (de 0.01 à 0.4 Hz - Barlow et Freedman 1980, Mergner 1998). Leur rôle n'est pas totalement clair, il est possible qu'ils constituent des vestiges de réflexes archaïques, normalement masqués par le RVO et le ROC, et dont l'utilisation serait accrue en cas de déficit vestibulaire (Mergner 1998, Bronstein et al. 1991).

Dans leur étude, von Laßberg et al. (2014) ont démontré que lors de certaines phases de mouvements actifs complexes impliquant des rotations corporelles d'ensemble (sauts périlleux chez des gymnastes de haut niveau), il existe une coordination impliquant les yeux, la tête et le corps. Lors de cette tâche particulière, les mécanismes de stabilisation classiques du regard (RVO et ROC) sont remplacés par cette association des mouvements yeux-tête-corps qui permet d'obtenir les transferts du regard les plus efficaces. En particulier on observe un couplage étroit des mouvements verticaux des yeux et des mouvements des genoux, des hanches et du rachis dans le plan sagittal. En cas de mouvement prédictible, les résultats montrent que les déplacements oculaires sont retardés ce qui améliore leur coordination avec ceux de la tête et du corps. Les auteurs proposent que des réflexes (de type Cervico-Oculaire / Tronco-Oculaire / Arthro-Cinétique) sous-tendent les synergies en jeu lors ces mouvements actifs, et seraient masqués lors des tâches habituelles.

En résumé, ces différentes études montrent que les mouvements des yeux et des pieds sont liés temporellement : les centres de contrôle oculomoteur et locomoteur interagissent en feedforward pour produire des mouvements coordonnés de ces deux extrémités. Cette interaction pourrait résulter d'un échange d'informations entre les centres de contrôle moteur des yeux et des pieds, mais l'on peut également postuler l'existence de centres de contrôle communs qui influencent chaque système de la même manière (Hollands et al. 2004). Compte

tenu de ces résultats, impliquant le positionnement des pieds, on peut faire l'hypothèse que les informations extéroceptives plantaires participent à ces échanges.

On sait que le cervelet est impliqué dans la coordination des mouvements des yeux et de la tête (Büttner et al. 1991, Zangemeister et Nagel 2001). Des neurones activés à la fois par les mouvements des yeux et ceux des membres inférieurs ont en effet été décrits dans la partie latérale du cervelet (chez le chat : Marple-Horvat et al. 1998, Marple-Horvat et Criado 1999). Le cervelet reçoit les afférences proprioceptives des membres via la voie cunéocérebelleuse, et probablement des copies des efférences qui empruntent les voies cortico-spinales collatérales (Bloedel et Courville 1981). Il reçoit aussi des informations visuelles des aires corticales impliquées dans la préparation du mouvement (cortex préfrontal et pariétal postérieur) via les voies cortico-ponto-cérébelleuses (Glickstein et al. 1985). Les voies cérébelleuses projettent vers les aires corticales qui influencent le contrôle des mouvements des yeux et des membres via le thalamus ventrolatéral (Hollands et al. 2000, 2001, 2004).

Il est également possible que le colliculus supérieur intervienne dans ce contrôle commun (McCluskey et Cullen 2007). En effet, il projette non seulement vers les voies prémotrices saccadiques, mais aussi vers le noyau réticulé (e.g. Isa et Sasaki 2002, Peterson et Richmond 1988). Ce dernier projette quant à lui vers les motoneurones cervicaux homolatéraux (Quessy et Freedman 2004). Les neurones du colliculus supérieur ont donc un accès direct à la fois aux circuits prémoteurs des saccades oculaires et des muscles cervicaux (Sparks 1999).

Ces différentes expériences ayant mis en évidence des synergies fonctionnelles entre les muscles extra-oculaires et les muscles des membres inférieurs et / ou axiaux suggèrent donc une influence de la proprioception, voire de l'extéroception plantaire (les pressions plantaires étant modifiées par les déplacements des pieds ou du corps dans les études citées), sur le contrôle oculomoteur. Des travaux s'intéressant spécifiquement à une éventuelle influence de l'extéroception plantaire sur les mouvements des yeux de sujets en orthostatisme sont cependant beaucoup plus rares.

2. Influence des afférences extéroceptives plantaires sur le contrôle oculomoteur ?

C'est en posture orthostatique non perturbée, lorsque la fréquence des mouvements est faible, que les afférences plantaires sont les plus utilisées dans le contrôle postural (voir Chapitre II). Or les études précitées concernant les réflexes Cervico-Oculaire, Tronco-Oculaire et Arthro-Cinétique ont montré que l'amplitude de ces réflexes augmente dans les basses fréquences (Barlow et Freedman 1980, Mergner 1998), correspondant à la bande de fréquence des oscillations posturales (Tokumasu et al. 1984, Gagey et al. 1985, Ruhe et al. 2010). Il semble donc envisageable que dans de telles conditions les modifications des afférences extéroceptives plantaires aient une influence accrue et plus facilement objectivable sur le contrôle oculomoteur. A ce jour, seules quelques études cliniques le suggèrent.

Certains auteurs rapportent en effet une normalisation possible d'hétérophories horizontales ou verticales par thérapie manuelle (Matheron 2000, 2005a, 2007), ou en manipulant l'information extéroceptive plantaire par stimulation mécanique (Desenne et Schoenstein 1996), ou par interposition de mousse (Garrigues 2007). Desenne et Schoenstein (1996) avaient évalué les phories horizontales de près (30 cm) et de loin (5 m) par le test de Maddox chez des sujets « sans pathologie lourde », avec ou sans stimulation plantaire médio-interne d'un mm d'épaisseur. L'ensemble de leurs (20) sujets ont montré des modifications des phories horizontales avec la stimulation sous le pied gauche. L'amplitude de ces variations était plus importante de près que de loin (jusqu'à 14 dioptries de près, 0-4 dioptries de loin).

Garrigues (2007) a comparé les phories horizontales de loin (5m) d'enfants dyslexiques dans différentes conditions de sol. Il a relevé notamment deux fois plus d'orthophories verticales spontanées sur mousse que sur sol dur. La mousse ayant pour effet d'atténuer les afférences plantaires (voir chapitre II.2.1.4. Interposition de mousse), ce résultat suggère que ces afférences perturbent l'alignement des axes visuels dans cette population. Un autre argument soutient cette idée : l'auteur avait comparé l'effet de la normalisation des phories par prismes seuls, ou en association avec d'autres traitements posturaux, notamment semelles posturales. Il a remarqué que le traitement des différentes entrées du système postural permet une normalisation plus fréquente des phories verticales après 4 mois de

traitement par rapport aux prismes seuls (88% contre 69%). Cela suggère donc l'importance de tenir compte des perturbations de toutes les entrées du système postural en cas d'hétérophorie, et non de traiter uniquement le défaut d'alignement par prisme.

Plus récemment Neycenssas (2013) et Martins-Lalanne et al. (2013) se sont aussi intéressées à l'influence de la manipulation de l'extéroception plantaire sur les phories verticales chez des enfants dyslexiques et normo-lecteurs. Ces études ont montré qu'une normalisation de l'hétérophorie verticale de loin (4 m, évaluées par le test de Maddox) était possible avec différents procédés de stimulation plantaire. Chez les dyslexiques, l'utilisation de Barres Antérieures de 1 à 4 mm d'épaisseur (situées juste en arrière des têtes métatarsiennes) normalise l'hétérophorie verticale dans 30% des cas. L'utilisation d'Eléments Antéro-Internes (situées juste en arrière de la 1ère tête métatarsienne) permet de retrouver une orthophorie verticale dans 50% des cas. Enfin, un plan d'appareillage entièrement personnalisé permet d'obtenir 75% de normalisation. Chez les normo-lecteurs, ces proportions passent respectivement à 50, 70 et 88%. Il apparaît donc que l'effet des stimulations plantaires est moindre chez les dyslexiques. Plusieurs hypothèses pourraient expliquer cette observation : soit les dyslexiques sont plus dépendants visuels que les normo-lecteurs et utilisent donc moins leur entrée plantaire, soit ils ont davantage de dysfonctions (proprioceptives et/ou extéroceptives) qui empêchent l'intégration correcte des afférences plantaires.

Ces différentes études, réalisées par des cliniciens, permettent d'attirer l'attention sur des observations cliniques fréquentes en consultation de posturologie et invitent à approfondir ces recherches. En effet, certains points restent à améliorer en termes de méthode, de protocole en général, de population, de méthode d'évaluation des phories, de randomisation ou encore d'analyse statistique.

Les différentes études de ce travail de thèse visent donc à compléter et préciser ces premières observations, et objectiver une éventuelle influence des afférences plantaires sur le contrôle oculomoteur (notamment l'Etude 4 en ce qui concerne les phories).

3. Variabilité inter-individuelle dans l'utilisation des afférences visuelles et plantaires

Chez des sujets sains il existe des différences inter-individuelles tant au niveau sensori-moteur que perceptif. Normalement, un sujet sain est deux fois plus stable yeux ouverts que yeux fermés (Le et Kapoula 2007). Cependant, plusieurs auteurs rapportent que certains sujets utilisent considérablement les afférences visuelles pour la perception spatiale et la stabilisation, alors que d'autres non (Crémieux et Mesure 1994, Lacour et al. 1997, Isableu et al. 1997, 2010, 2011, Ehrenfried et al. 2003). Marucchi et Gagey (1987) ont notamment fait état d'une stabilité paradoxalement accrue les yeux fermés par rapport à la situation yeux ouverts chez certains sujets, ce qui se révèle par un Quotient de Romberg (QR) inférieur à 100 (Van Parys et Nijokitkjien 1976, Nijokitkjien et Van Parys 1976, Severac et al. 1994). Ils ont appelé cette situation "cécité posturale".

De la même manière, dans une population de sujets sains, certains sujets s'appuient plus que d'autres sur leurs afférences somesthésiques (Streepey et al. 2007a, 2007b, Isableu et Vuillerme 2006, Kluzik et al. 2005, 2007). Dujols (1991) a notamment montré que certains sujets sont plus stables sur mousse que sur sol dur, ce qui est reflété par un Quotient Plantaire (QP) inférieur à 100. Sur le même principe que le Quotient de Romberg, le QP permet d'évaluer l'importance de l'utilisation des afférences plantaires dans le contrôle postural en faisant le ratio entre la Surface des excursions du CPP lorsque le sujet se tient sur la mousse et la Surface lorsqu'il se tient sur sol dur : $QP = S_{mousse} / S_{sol\ dur} x100$ (Dujols 1991, Fujimoto et al. 2009, Di Berardino et al. 2009, Preszner-Domjan et al. 2012).

De plus, le style perceptif des sujets n'est pas immuable, mais est influencé par le contexte environnemental. Des études récentes ont montré que le poids affecté à l'intégration des différents signaux est ajusté de façon dynamique et dépend de leur fiabilité, que ce soit au niveau perceptif (Ernst et Bulthoff 2004, Ernst et Banks 2002, Hillis et al. 2002, Kording et Wolpert 2004a, b), ou au niveau du contrôle postural (Carver et al. 2005, 2006, Kiemel et al. 2002, Dokka et al. 2010, Okumura et al. 2015) par un mécanisme dit de « repondération sensorielle ». Selon ces auteurs, l'ajustement optimal du poids des entrées sensorielles consiste à diminuer l'utilisation de celles qui sont génératrices de bruit, et augmenter celles qui sont capables de fournir un cadre de référence fiable (voir Isableu et al. 2010 pour revue). Il semble que le système nerveux réajuste continuellement le poids des entrées sensorielles

impliquées dans le contrôle postural, y compris lors de changements minimes des afférences (Oie et al. 2002). Un mécanisme d'interaction inhibitrice permet un déplacement du poids sensoriel dominant selon le mode de stimulation : accélération du corps (afférences vestibulaires), ou mouvement constant (afférences visuelles), ou posture orthostatique non perturbée (afférences somesthésiques - Bense et al. 2001). Cette capacité à sélectionner les afférences les plus pertinentes serait l'un des facteurs les plus importants pour obtenir un contrôle postural de qualité, surtout lors de situations exigeantes (Carver et al. 2006). En ce qui concerne les afférences visuelles et plantaires, on sait qu'elles jouent un rôle primordial dans le contrôle de la posture orthostatique (Hansson et al. 2010), et de nombreuses études, citées au chapitre II.2, montrent qu'elles font l'objet de tels mécanismes de repondération.

Les études d'Isableu et al. (1997, 2003, 2010) ont montré le lien existant entre les tâches de perception spatiale (choix d'un cadre de référence) et de régulation posturale, ainsi que les différences inter-individuelles existant dans ces deux domaines. A l'aide d'un système d'analyse opto-électronique du mouvement, ces auteurs ont étudié la capacité de stabilisation médio-latérale de sujets en position de Romberg sensibilisé (un pied devant l'autre), de Romberg classique, ou en appui monopodal (Isableu et al. 2010) en fonction de la dépendance visuelle de ces sujets. Cette dernière avait été préalablement déterminée par les résultats de la perception de la Verticale Visuelle Subjective au « rod and frame test » : les sujets Dépendants Visuels ont leur perception de la VVS influencée par l'inclinaison du cadre (i.e. ils font une erreur dans la direction de l'inclinaison du cadre). Pour modifier le cadre de référence habituel des sujets, trois conditions visuelles ont été testées : éclairage continu, éclairage stroboscopique, ou obscurité.

Les résultats ont montré que tous les sujets (Dépendants Visuels et Indépendants Visuels) utilisent plus ou moins les indices visuels statiques pour l'orientation corporelle (perception de la VVS). La stabilisation médio-latérale s'appuie toutefois sur les afférences visuelles de manière nettement plus marquée chez les Dépendants Visuels, et se révèle moins efficace que chez les Indépendants Visuels, dans toutes les conditions visuelles. La scène visuelle semble fournir aux Dépendants Visuels des références dynamiques qu'ils utilisent pour se stabiliser puisqu'ils sont plus instables lorsque le cadre est incliné ou dans le noir. Ils ont tendance à donner la priorité à la stabilisation de la tête et à utiliser une stratégie de stabilisation « en bloc » hanche-épaule-tête, ce qui suggère une rigidité posturale globale qui rend la stabilisation plus difficile.

Les Indépendants Visuels sont plus stables et semblent au contraire se servir des afférences visuelles uniquement comme des informations complémentaires au contrôle postural. En effet ils résistent mieux altérations des indices visuels et sont capables de stabiliser leur posture même en l'absence de vision. Chez eux la régulation posturale semble basée davantage sur les afférences vestibulaires et somesthésiques et les différents segments corporels se déplacent indépendamment les uns des autres, quelle que soit la condition visuelle.

Les auteurs proposent que cette variabilité inter-individuelle soit liée à la capacité des sujets à passer d'un cadre de référence à l'autre. Ils proposent l'existence d'une "négligence" des afférences somesthésiques chez les sujets Dépendants Visuels, par habitude du choix d'un cadre de référence visuel et/ou en fonction des expériences proprioceptives auxquelles ils sont habituellement soumis. Ces préférences sensorielles sont valables aussi bien pour la perception de l'espace que pour le contrôle postural (Isableu et al. 2010).

Dans leur étude de 2011, Isableu et al. ont cherché à savoir si le fait d'enrichir les afférences somesthésiques des membres inférieurs pouvait aider les sujets à diminuer l'instabilité induite par une stimulation optocinétique, ou par la privation des afférences visuelles (yeux fermés). L'accroissement du signal somesthésique se faisait en demandant au sujet de s'incliner de de 2° en avant ou en arrière. Les auteurs ont enregistré les déplacements médio-latéraux du CPP de sujets jeunes et sains par plateforme de force, en associant une analyse opto-électronique du mouvement.

Les résultats ont montré, lors de l'inclinaison antérieure, en condition YO et YF, une amélioration de la stabilité par rapport à la position neutre. Cela est du, selon les auteurs, à facilitation de la perception de l'inclinaison du corps par rapport à la surface de support. Cet enrichissement des afférences somesthésiques favoriserait l'utilisation d'un référentiel proprioceptif au lieu de visuel. Il est notable que ces résultats sont sujet-dépendants : seule la moitié des sujets fait preuve de cette amélioration.

Isableu et Vuillerme (2006) ont également cherché à savoir si le poids des indices somatosenroriels impliqués dans le contrôle de la posture pouvait être modifié par la manipulation de la proprioception des muscles extrinsèques de cheville et l'extéroception plantaire. Ils ont donc comparé les oscillations du CPP (par plateforme de forces) de sujets jeunes et sains sur sol dur et sur mousse (de 2 cm d'épaisseur), les yeux fermés. Leurs résultats ont montré que l'altération de la somesthésie déstabilisait davantage les sujets qui se

révèlent les plus stables sur sol dur. Cela suggère donc selon les auteurs que l'utilisation des afférences somesthésiques varie d'un sujet à l'autre : les sujets les plus déstabilisés auraient tendance à utiliser principalement leurs afférences somesthésiques podales ("cadre de référence plantaire"), tandis que les sujets peu déstabilisés par la mousse utiliseraient préférentiellement leurs afférences vestibulaires et la somesthésie des segments supérieurs.

Les auteurs de ces différentes expériences ont eu recours à des tâches sensorielles et posturales exigeantes (conflits sensoriels par stimulations optocinétiques, inclinaison de la référence visuelle, ou privation des afférences visuelles, position en tandem, inclinaison corporelle antérieure ou postérieure) afin de mettre en évidence plus facilement les différences inter-individuelles dans le choix du cadre de référence et les modifications de stratégies d'équilibration (Ohlmann 1988, Ohlmann et Marendaz 1991, Isableu et al. 2010).

Dans cette thèse, plusieurs études (Etudes 2 à 5) visent à mieux comprendre ces phénomènes de variabilité inter-individuelle chez des sujets sains. Elles ont été réalisées dans une situation plus écologique (orthostatisme classique et tenant compte des oscillations médio-latérales mais aussi antéro-postérieures) et en évaluant les préférences sensorielles dans le contrôle postural par la méthode du Quotient Plantaire et du Quotient de Romberg.

4. Zones d'intégration multisensorielles

D'une manière générale, la nature multimodalitaire du système postural, caractérisé par une redondance partielle des afférences (voir chapitres I et II) suggère une comparaison des différentes sources d'informations par le SNC (Kavounoudias et al. 2001). Plus spécifiquement, en ce qui concerne les afférences visuelles et somesthésiques des membres inférieurs (proprioception et extéroception plantaire), les différentes études évoquées jusqu'ici dans ce troisième chapitre plaident pour une intégration conjointe des informations issues de ces entrées posturales. Cette idée est aussi soutenue par une expérience d'Adamcova et Hlavacka (2007) qui a démontré que chez des sujets sains, la postériorisation du CPP et du tronc provoquée par la vibration des Soléaires est amplifiée en cas de rotation horaire d'une scène visuelle située à 50 cm sur la droite du sujet, et diminuée en cas de rotation anti-horaire. Les effets posturaux induits par la manipulation des afférences proprioceptives des muscles extrinsèques plantaires sont donc modulés par les afférences visuelles ; et l'inverse a aussi été observé par les auteurs.

Un autre argument est le phénomène surprenant des synesthésies (littéralement '*association sensorielle*'). Il s'agit d'une expérience perceptive dans laquelle la stimulation d'un sens induit spontanément une expérience sensorielle liée à un autre sens qui n'a pas été stimulé. Plusieurs auteurs célèbres comme Nabokov ou Rimbaud sont des synesthètes notoires. Le poème *Voyelles* de ce dernier l'illustre très bien (« A noir, E blanc, I rouge, U vert, O bleu, voyelles, je dirai quelques jours vos naissances latentes »). De même, l'écrivain et poète anglais Daniel Tammet, atteint du syndrome d'Asperger, nous raconte dans *Je suis né un jour bleu*, comment il voit lui aussi les chiffres et lettres en couleur. Chez d'autres synesthètes, la vision peut faire surgir des sons, les sons des goûts, le toucher des émotions… Le neurologue Oliver Sacks évoque aussi plusieurs cas de synesthètes dans ses livres (Sacks 1996, 2012). L'auteur est lui aussi concerné par ce phénomène : lorsqu'il imagine un air de piano familier, il ressent le mouvement de ses mains et le contact de ses doigts sur les touches. Les sensations visuelles et tactiles sont chez lui intimement mêlées et le terme qui les caractérise le mieux est pour lui un hybride de voir et de ressentir ("*see-feel*"). Dans *Des yeux pour entendre*, il écrit : « Il y a bien sûr un 'consensus' des sens - les choses sont entendues, vues, touchées, senties tout ensemble, simultanément, leur son, leur forme, leur odeur, leur sensation au toucher vont tous ensemble, forment un tout. ».

Certains auteurs estiment que les synesthésies seraient une capacité présente chez tous les très jeunes enfants, mais qui s'estomperait par la suite (Brang et Ramachandran 2011). Les 4% de synesthésies avérées à l'âge l'adulte constitueraient le haut de l'iceberg : ces associations sensorielles seraient présentes chez tout le monde mais de manière non consciente. Le fait que ces capacités puissent ressurgir rapidement après la perte d'un sens plaide pour cette vision des choses. Une étude de Merabet et al (2008) a montré que 5 jours suffisent à des adultes privés temporairement de leur vue pour qu'ils utilisent leur cortex visuel dans l'interprétation de leurs sensations de toucher : elles apprennent à *voir* ce qu'elles *touchent*. Sacks rapporte aussi le cas de certains aveugles qui développent des capacités d'écho-localisation : ils se servent de l'écho de leur pas ou de leur canne sur le sol, des déplacements d'air que les objets provoquent sur leur visage, ou encore de l'écho de la pluie pour voir les contours des objets et paysages.

Comme évoqué précédemment (chapitre III.1), ces interactions visuo-podales suggèrent l'existence d'échanges d'informations entre les centres de contrôle oculomoteur et locomoteur, voire l'existence de zones d'intégration communes des afférences podales et visuo-oculomotrices capables d'influencer aussi bien la motilité oculaire que la musculature

posturale. De telles zones d'intégration multisensorielles sont nombreuses, au niveau sous-cortical et cortical.

4.1 Sous corticales

Le cervelet, déjà cité, reçoit notamment des afférences somesthésiques (proprioception non consciente), des afférences issues du colliculus supérieur (donc nociceptives et visuelles), et des afférences provenant de l'essentiel des aires corticales, notamment somesthésiques et visuelles (Purves et al. 2011 et voir chapitre I.4.1.3 Le cervelet et les ganglions de la base). Il émet des efférences vers les centres du tronc cérébral qui contrôlent la posture (colliculus supérieur, formation réticulaire et noyaux vestibulaires – Diener et al. 1989), vers les aires corticales pré-motrices et motrices, mais aussi vers les circuits des saccades et de la vergence, indirectement via le colliculus supérieur et la formation réticulaire. Il intervient notamment dans la vision binoculaire (Ouchi et al. 1999) et le contrôle de l'alignement des axes visuels (phories - Kono et al. 2002, Sunartpin et Kotchabhakdji 2005).

Le thalamus (noyau ventro-postéro-latéral) constitue quant à lui un relais des afférences somesthésiques (tactiles et proprioceptives), mais aussi nociceptives et vestibulaires (Lopez et al. 2005 et voir chapitre I.3 Fibres et voies afférentes). Chez l'animal, il a été montré que certains neurones du thalamus répondent à des stimulations vestibulaires, optocinétiques et somesthésiques (Büttner et Henn 1976).

Au niveau du tronc cérébral, la formation réticulaire et le colliculus supérieur constituent aussi des carrefours multisensoriels majeurs. Le colliculus supérieur reçoit, outre les afférences cérébelleuses, des afférences nociceptives (voie de la sensibilité douloureuse du corps), somesthésiques (May 2006), visuelles (voies visuelles secondaires - voir chapitre I.3 Fibres et voies afférentes) et auditives (Churchland 2011). Il influence les motoneurones spinaux cervicaux (Sparks 1999, Quessy et Freedman 2004) et les circuits des saccades et de la vergence (voir chapitre I.4.2.4 Voies oculomotrices).

La formation réticulaire reçoit les afférences cérébelleuses, ainsi que des afférences nociceptives (voie de la sensibilité douloureuse du corps). Elle projette vers les circuits des saccades et de la vergence et participe au contrôle des muscles posturaux (chapitre I.4.2.2.1 Voie réticulospinale).

Enfin, les noyaux dits « vestibulaires » ne reçoivent pas uniquement des afférences vestibulaires mais aussi somesthésiques et visuelles, ainsi que des afférences cérébelleuses (Lopez et al. 2005, Purves 2011). Ils émettent des efférences formant les voies vestibulo-spinales (noyaux vestibulaires latéraux, médiaux et descendants) et vestibulo-oculaires (noyaux vestibulaires supérieurs, médians et périglossaux).

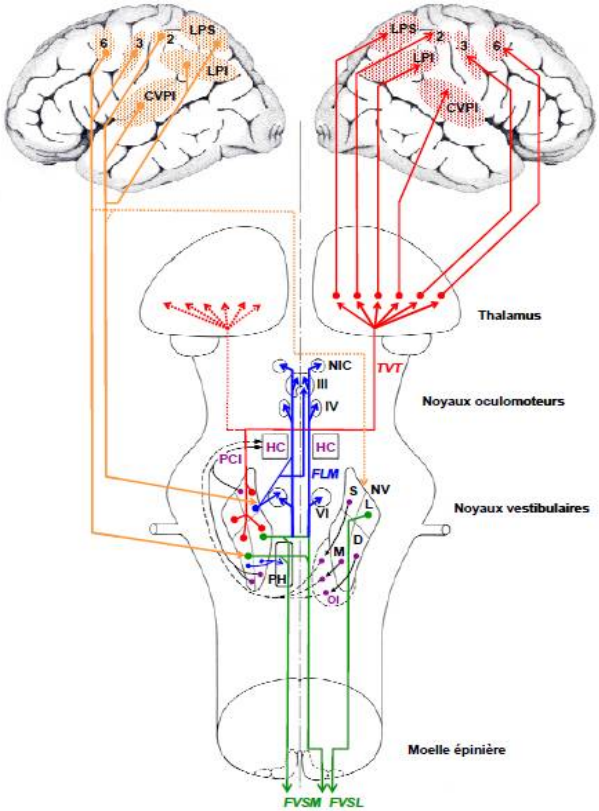


Figure 1. Anatomie des systèmes vestibulo-cortical et cortico-vestibulaire. Représentation schématique des quatre principales voies de sortie des noyaux vestibulaires : le système vestibulo-spinal (*en vert*), le système vestibulo-oculaire (*en bleu*), le système vestibulo-cérébelleux (*en violet*) et le système vestibulo-cortical (*en rouge*). Les projections corticofuges des aires vestibulaires sur les noyaux vestibulaires (système cortico-vestibulaire) sont représentées en *orange*. 2, 3, 6 : aires 2, 3 et 6 de Brodmann ; CVPI : cortex vestibulaire pariéto-insulaire ; FLM : faisceau longitudinal médian ; FVSL : faisceau vestibulo-spinal latéral ; FVSM : faisceau vestibulo-spinal médian ; HC : hémisphère cérébelleux ; III : noyau oculomoteur commun ; IV : noyau trochléaire ; VI : noyau abducens ; LPI : lobule pariétal inférieur ; LPS : lobule pariétal supérieur ; NIC : noyau interstitiel de Cajal ; NV : complexe des noyaux vestibulaires ; OI : olive inférieure ; PCI : pédoncule cérébelleux inférieur ; PH : noyau prepositus hypoglossi ; S, L, M et D : noyaux vestibulaires supérieur, latéral, médian et descendant ; TVT : tractus vestibulo-thalamique. Modifié d'après Nieuwenhuys *et al.* (1988).

Systèmes vestibulo-cortical et cortico-vestibulaire.
Extrait de Lopez et al. 2005 - *Perception de la verticalité et représentations spatiales dans les aires corticales vestibulaires.* In : Lacour M. and Weber B. (Eds.). Bipédie, contrôle postural et représentation corticale

4.2 Corticales

En ce qui concerne l'utilisation des différentes sources d'information pour les tâches perceptives, jusqu'à récemment, la vision dominante consistait en une intégration des afférences issues de chaque entrée sensorielle par des zones corticales distinctes. Une

approche intégrative multisensorielle s'est cependant peu à peu développée ces dernières années, comme évoqué au chapitre I.4.3 (Perception de la verticalité). Ghazanfar et Schroeder (2006) ont proposé que la convergence et l'intégration des informations provenant des différents sens dans le cortex soit davantage une règle qu'une exception. Depuis, de nombreux travaux ont objectivé que les interactions multisensorielles sont fréquentes au niveau cortical, et ont lieu plus précocement que supposé précédemment : dans les aires corticales primaires (voir Lunghi et Alais 2015 et Murray et al. 2016 pour revues). L'intérêt physiologique supposé est une amélioration de la rapidité de traitement de l'information afin d'identifier plus rapidement les stimuli extérieurs potentiellement intéressants et proposer une réponse adaptée (Churchland 2011).

Par exemple, chez l'Homme, l'existence d'interactions (inhibitrices) entre les afférences vestibulaires et visuelles dans le cortex vestibulaire pariéto-insulaire est désormais connue (Brandt et al. 1998). Des interactions vestibulo-somesthésiques ont aussi été décrites dans le cortex cérébral : Bottini et al. (2001) ont montré que l'insula, le cortex somesthésique secondaire, la partie inférieure de l'opercule pariétal et le gyrus temporal supérieur répondaient de la même manière aux stimulations vestibulaires ou proprioceptives (cervicales). Il a aussi été établi que le cortex pariétal postérieur est doté de neurones sensibles à la fois aux afférences visuelles, vestibulaires, auditives et somesthésiques (Bremmer et al. 2001). Enfin, plusieurs auteurs ont montré que les neurones de l'aire temporale supéro-médiale répondent individuellement davantage à des stimuli multisensoriels qu'unisensoriels, et ce, d'autant plus que l'intensité des stimuli est faible (e.g. Churchland 2011).

En ce qui concerne les modalités extéroceptive et visuelle, la modulation de l'utilisation des indices visuels par les informations tactiles est suggérée par plusieurs études. Les travaux de Jacobs et Fine (1999), Ernst et al. (2000), Atkins et al. (2001) ont par exemple montré que la modification du signal haptique (par modification de la texture de la surface touchée) entrainait une modification de la perception visuelle de l'inclinaison de cette surface. Plus récemment, Lunghi et Alais (2015) ont créé une situation de rivalité binoculaire à l'aide de grilles dont le contraste est orienté de manière différente pour chaque œil. Ils ont démontré que la rivalité binoculaire est modifiée lorsque les sujets explorent du bout des doigts une surface rainurée : la durée de perception de la grille orientée dans le même sens que les rainures augmente et sa durée de suppression diminue. De plus, le fait de toucher les rainures diminue le seuil de perception conscient des grilles orientées dans la même direction. Ces

résultats suggèrent donc une interaction visuo-haptique préconsciente intervenant dans les processus d'intégration visuelle.

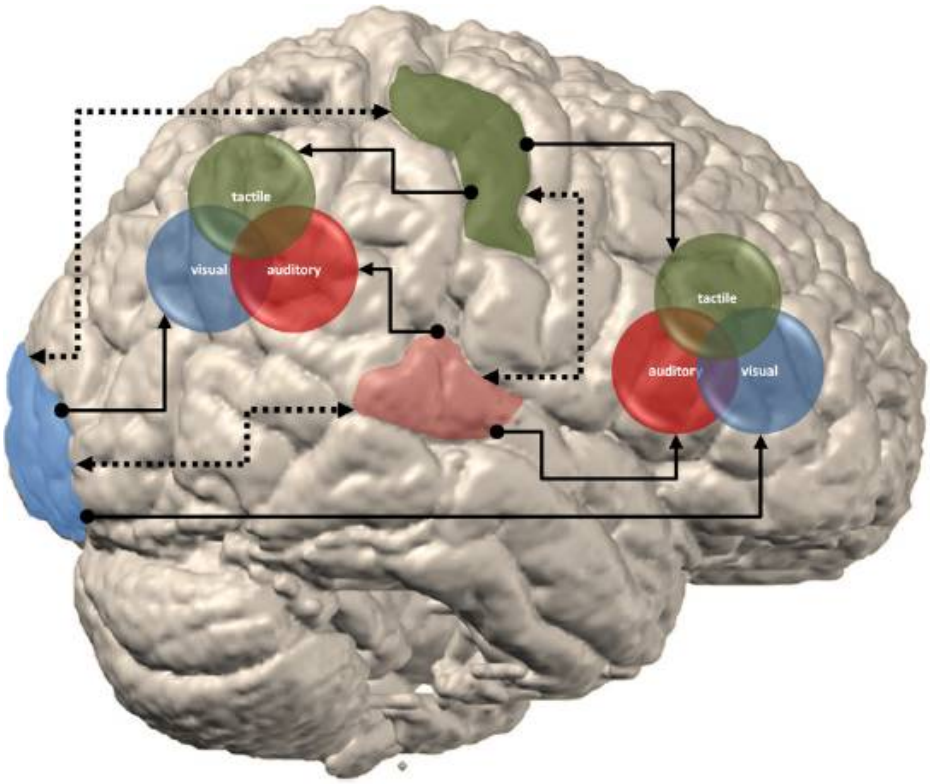


Schéma des zones corticales multisensorielles.
Extrait de Murray et al. 2016 - *The multisensory function of the human primary visual cortex.* Neuropsychologia.

D'autres études suggèrent aussi que le toucher et la vision soient fonctionnellement liées dans les stades précoces d'intégration. Van der Groen et al. (2013) avaient par exemple obtenu des résultats similaires à ceux de Lunghi et Alais (2015). La convergence d'informations visuelles et tactiles congruentes dans des aires corticales particulièrement sensibles à l'orientation pourrait, selon les auteurs, faciliter l'intégration du signal visuel. De même, des études ont montré que des stimuli tactiles congruents avec une des images concurrentes lors de la perception d'une image bistable (i.e. pouvant être interprétée de deux manières différentes en raisons d'informations ambigües) permettait de limiter l'ambigüité et l'alternance des images en faveur de celle qui est congruente avec le stimulus tactile (van Ee et al. 2009, Lunghi et al. 2010, Lunghi et Alais 2013).

Enfin, plusieurs études ont objectivé que le cortex visuel primaire (V1) reçoit des informations tactiles (voir Murray et al. 2016 pour revue). Il a notamment été prouvé que des stimulations magnétiques transcraniennes des aires corticales visuelles améliorent la

discrimination tactile, ce qui souligne le rôle du cortex visuel dans le traitement des informations cutanées (Zangaladze et al. 1999, Arabzadeh et al. 2008, Yau et al. 2014). Il faut cependant souligner le fait que le cortex cérébral joue un rôle mineur dans le contrôle de la posture (voir Murnaghan et al. 2014 pour revue). Les structures sous corticales sont donc vraissemblablement davantage impliquées dans les interactions sensorielles en jeu dans le contrôle postural orthostatique.

DEUXIEME PARTIE : CADRE EXPERIMENTAL

CADRE EXPERIMENTAL

I – OBJECTIFS DU TRAVAIL EXPRIMENTAL….……...……..138

II - ETUDE 1 : Contrôle postural et oculomoteur en orthostatisme : effets de stimulations plantaires fines…….……..141

III - ETUDE 2 : Comment l'efficience extéroceptive plantaire module le contrôle postural et oculomoteur : variabilité inter-individuelle……...……172

IV - ETUDE 3 : Efficience extéroceptive plantaire, asynergie visuo-podale, contrôle postural et meilleurs moyens de remédiation.…….189

V - ETUDE 4 : Des inserts plantaires peuvent induire une esophorie chez les sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires…….……..213

VI - ETUDE 5 : Les afférences cutanées plantaires influencent la perception de la Verticale Visuelle Subjective en orthostatisme……...……...……230

I – OBJECTIFS DU TRAVAIL EXPERIMENTAL

Partant d'observations cliniques répétées de modifications de la stabilité et des phories chez de nombreux patients suite à l'utilisation de semelles posturales (i.e. comportant des inserts plantaires fins), notre hypothèse principale est que l'extéroception plantaire influence à la fois le contrôle postural et oculomoteur.

Il est bien établi que les afférences plantaires et visuo-oculomotrices sont deux entrées importantes du Système Postural (voir Première partie, Chapitres I et II). Cependant, si leurs rôles respectifs dans le contrôle de l'équilibre ont été mis en évidence depuis plusieurs années, encore peu d'études ont porté sur leur fonctionnement synergique. Les premières recherches bibliographiques que nous avons effectuées soutiennent l'existence de telles stnergies (voir Première partie, Chapitre III), mais ce thème reste novateur et de nombreuses précisions sont à apporter. En particulier, aucune étude n'a jamais mis en évidence un effet direct de la manipulation de la sensibilité plantaire sur la dynamique des mouvements des yeux (trajectoires de la vergence et des saccades).

Notre objectif général est donc d'objectiver cet éventuel lien : voir si la manipulation de l'entrée extéroceptive plantaire du Système Postural modifie les paramètres du contrôle oculomoteur et postural. Quels variables sont influencées, avec quelles stimulations, dans quelles conditions visuelles, et quels circuits neurologiques sont en jeu sont les questions auxquelles nous avons tenté de répondre.

Pour ce faire, nous avons réalisé cinq expérimentations :

Etude 1/ Notre premier objectif était de voir si la stimulation mécanique de l'extéroception plantaire modifie le contrôle postural et les paramètres de vergence et des saccades en orthostatisme. Nous avons donc enregistré simultanément les performances posturales sur plateforme de forces et les mouvements oculaires chez 36 sujets jeunes et asymptomatiques par vidéo-oculographie, dans différentes conditions de stimulation mécanique plantaire : sans stimulation, ou avec des reliefs de 3mm d'épaisseur sous le médio-pied interne ou externe.

Etude 2/ Remarquant l'importance de la variabilité inter-individuelle dans les réponses des sujets de l'expérience précédente, nous avons mené une seconde étude sur la même population afin d'essayer d'en comprendre les possibles causes. Nous avons fait l'hypothèse que le degré d'utilisation des afférences plantaires puisse être en cause.

Nous avons donc évalué celui-ci par la méthode stabilométrique du Quotient Plantaire (QP) et constaté que plus d'un tiers des sujets présentaient un QP anormalement bas (<100), reflétant une situation de sous-utilisation des afférences plantaires pour le contrôle de la posture (Inefficience des Afférences Plantaires – IAP). Nous avons réévalué l'effet des stimulations plantaires fines sur le contrôle postural et oculomoteur de chacun des sous-groupes : sujets au QP normal (>100) et sujets au QP<100.

Etude 3/ Afin de mieux comprendre la physiopathologie et les effets de l'IAP, ainsi que son possible lien avec l'utilisation des afférences visuelles et oculomotrices, nous avons évalué le degré d'utilisation de ces afférences par la méthode du Quotient Plantaire et du Quotient de Romberg (QR) dans une population de 48 sujets jeunes et sains. Des observations cliniques (Dujols 1991) avaient en effet suggéré que la manipulation d'une de ces entrées (plantaire ou visuelle) puisse avoir des effets sur les deux quotients, impliquant une interdépendance dans l'utilisation des deux sources d'afférences, mais cela n'avait jamais été objectivé.
Nous avons donc recherché des modifications du QR sur mousse, ou du QP yeux fermés, et/ou du QR et du QP en fonction de la distance. Nous avons pu ainsi approfondir les résultats de l'Etude 2 en évaluant les effets posturaux de l'IAP en vision de près et de loin. Enfin, un objectif complémentaire présentant un intérêt clinique majeur a été de tester les effets de mousses légèrement différentes et de Barres Antérieures sur le QP, le QR et les performances posturales.

Etude 4/ Des observations cliniques fréquentes rapportent une normalisation d'hétérophories horizontales ou verticales par manipulation de l'information extéroceptive plantaire avec des inserts plantaires fins, ou par interposition de mousse. Nous avons donc cherché à déterminer précisément l'effet de telles stimulations sur les phories en fonction de la présence ou non d'IAP, en vision proche et en vision lointaine (40 et 200cm), sur une population de sujets jeunes et sains.

Etude 5/ Des travaux de Kavounoudias et al. (1998, 1999) et de Roll et al. (2002) ont aboutit à la conclusion que le SNC utilise l'information de répartition des pressions plantaires pour évaluer l'importance de la déviation du corps par rapport à la verticale. Nous avons donc fait l'hypothèse que les afférences cutanées plantaires puissent influencer la perception de la Verticale Visuelle Subjective (VVS). Comme les études précédentes (2 et 3) avaient montré que la présence d'IAP atténuait ou supprimait l'effet des inserts plantaires fins, nous avons

également supposé qu'elle puisse empêcher l'influence des afférences tactiles podales d'influer sur la perception de la VVS.
Sur la même population que dans l'étude 3, nous avons donc évalué l'effet de stimulations plantaires fines sur la perception de la VVS et le contrôle postural en vision proche (à 40 cm, convergence) et en vision lointaine (200cm, divergence oculaire) en fonction de la présence ou non d'IAP.

Ainsi, la 1ère étude traite de la vergence elle-même, en s'intéressant à sa trajectoire dynamique. Les études 3, 4 et 5 ne traitent pas de la dynamique de la vergence mais de l'angle de la vergence statique, de près v.s. de loin. Celui-ci, comme préalablement montré (voir Première Partie, chapitre I. 2.2.2 La proprioception oculomotrice), est un facteur important qui influence le contrôle de la posture, mais aussi d'autres activités comme l'estimation de la Verticale Visuelle Subjective ou le maintien de l'alignement des axes visuels (i.e. l'orthophorie).

Ce travail élargit donc le rôle de la vergence en interaction avec les afférences podales pour d'autres aspects de la sensorimotricité et de la perception en relation avec la posture. Nous avons choisi d'étudier principalement la vergence car il s'agit du mouvement oculaire le plus ancré, le plus incorporé, comme le suggèrent les études résumées au chapitre III (Première Partie).

Les expériences de cette thèse ont été menées afin d'améliorer la compréhension des mécanismes et interactions complexes entre extéroception plantaire, oculomotricité, contrôle postural et perception de la verticalité. Ce travail devrait permettre également de contribuer au développement d'une approche clinique pluridisciplinaire pour la prise en charge de nombreux patients souffrant de déficience posturale, et aider à améliorer la communication entre les différents thérapeutes concernés par la posture.

II - ETUDE 1 : Contrôle postural et oculomoteur en orthostatisme : effets de stimulations plantaires fines

1. Introduction……...…..142

2. Matériel et méthode……....143

3. Résultats…….…….145

4. Discussion……..…….146

ETUDE 1 :

Contrôle postural et oculomoteur en orthostatisme : effets de stimulations plantaires fines

Controlling posture and vergence eye movements in quiet stance: effects of thin plantar inserts

1. Introduction

Le but de cette étude est d'évaluer l'effet d'inserts plantaires fins sur le contrôle postural ainsi que sur les caractéristiques des mouvements de vergence et de saccades en orthostatisme. L'hypothèse a été faite que la manipulation des afférences plantaires puisse influer à la fois sur le contrôle postural et oculomoteur dans une condition écologique où les sujets devaient contrôler simultanément leur équilibre et les mouvements des yeux. De précédentes études ont suggéré d'une part que des stimulations plantaires fines puissent améliorer le contrôle de la posture en fixation visuelle (Janin et Toussaint 2005) ; et d'autre part que la sensibilité plantaire puisse avoir une influence sur le contrôle oculomoteur (Roll et Roll 1987, 1988, Erkelens et al. 1989). Cependant, jusqu'à présent aucune étude ne s'était intéressée simultanément au contrôle postural orthostatique et à l'évaluation fine des trajectoires dynamiques des mouvements des yeux. Compte tenu des études précédentes ayant montré une implication forte de la vergence dans le contrôle de la posture contrairement aux saccades (voir Première Partie, Chapitre I.2.2 Afférences oculaires), nous avons donc fait l'hypothèse que (i) des stimulations plantaires fines sous le médio-pied interne (EMI) ou externe (EME) améliorent le contrôle postural ; et que (ii) ces stimulations agissent uniquement sur le contrôle de la vergence (pas sur les saccades).

2. Matériel et méthode

2.1 Sujets

Trente six sujets jeunes et sains (25,7 ± 3,6 ans), quinze hommes et vingt et une femmes ont été recrutés, dans des écoles paramédicales, sans traitement médicamenteux, tous asymptomatiques, emmétropes, sans lunettes. Tous avaient une stéréoacuité, un Punctum Proximum de Convergence, une amplitude d'accommodation et des performances posturales normales.

2.2 Conditions expérimentales

Les sujets portaient un oculomètre et se tenaient debout, pieds nus sur une plateforme de forces face à une table de diodes située à hauteur de leurs yeux. Ils devaient fixer la diode qui s'allumait dans un ordre aléatoire, ce qui leur faisait faire des saccades horizontales et des mouvements de convergence et de divergence (Fig. 1).

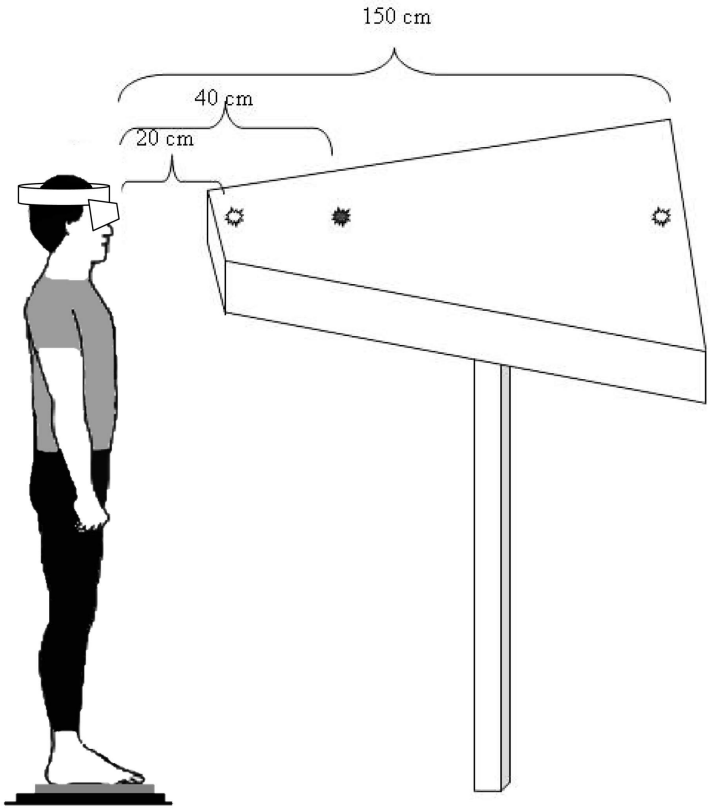


Fig. 1: Dispositif expérimental. Le sujet est pieds nus sur la plateforme de forces et fixe les DEL placées à 20, 40 et 150cm s'allumant successivement dans un ordre aléatoire et un paradigme overlap.

Trois conditions de stimulations plantaires contrebalancées ont été testées : sans stimulation (Contrôle), avec EMI bilatéral ou avec EME bilatéral. (Fig. 2)

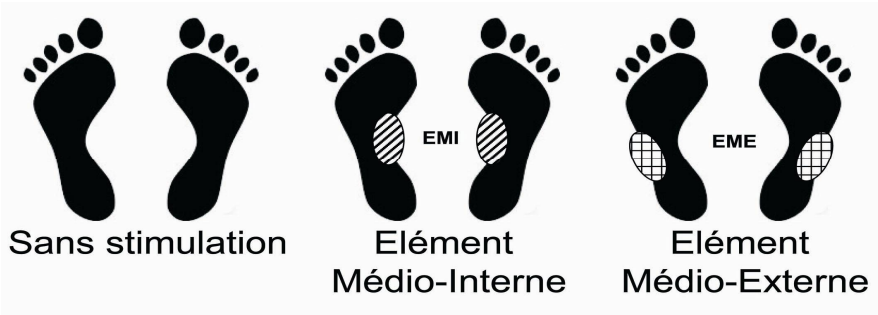


Fig. 2: Conditions expérimentales. Inserts en résine de polyester (3mm d'épaisseur, dureté shore 60A, densité 250 kg/m^3) sous le médio-pied : sur la moitié interne (EMI) ou externe (EME) de la bande externe.

Les paramètres posturaux étudiés étaient la Surface des excursions du CPP, sa Variance de Vitesse, l'écart-type des déviations du CPP en X et et Y, sa position antéro-postérieure moyenne (Y), l'analyse fractale de ses déplacements et le Temps d'Annulation.

Le Temps d'Annulation est un paramètre de l'analyse par ondelettes qui représente le temps total durant lequel les oscillations corporelles sont annulées par les mécanismes du contrôle postural. Un Temps d'Annulation plus long dénote donc un contrôle postural plus efficace. Trois bandes de fréquence sont utilisées pour classer les oscillations posturales : 0.05–0.5 Hz, 0.5–1.5 Hz, et supérieure à 1.5 Hz. Certains auteurs considèrent que ces bandes de fréquence correspondent à l'utilisation de différentes structures impliquées dans le contrôle postural : visuelles et vestibulaires pour la 1ère bande (Nashner 1979, Paillard et al. 2002), cérébelleuses pour la 2ème (Paillard et al. 2002), boucles réflexes pour la 3ème (Lacour et al. 2008, Bernard-Demanze et al. 2009).

L'analyse fractale donne la proportion de 2 points consécutifs du signal stabilométrique qui sont non-corrélés, c'est-à-dire correspondant à un mouvement stochastique, par opposition aux points corrélés, c'est-à-dire liés par une relation de causalité. Ainsi, un faible pourcentage de points non-corrélés est révélateur d'une relation de causalité entre les événements successifs, traduisant un contrôle postural plus actif (Manabe et al. 2001, Dumistrescu et Lacour 2006).

Les paramètres oculomoteurs étudiés étaient les amplitudes des saccades et des mouvements de vergence, avec, pour ces derniers, une distinction entre l'amplitude totale, phasique et tonique. L'amplitude phasique se rapporte à la part initiale du mouvement (80 premières millisecondes), qui a lieu en boucle ouverte (i.e. sans rétroaction visuelle).

L'amplitude tonique correspond à la seconde partie du mouvement, en boucle fermée, c'est-à-dire sous influence de la rétroaction visuelle (Leigh et Zee 2006, Semmlow et al. 1993, 1994, Collewijn et al. 1997, Erkelens 2011, Tyler et al. 2012, et voir Première Partie, Chapitre I.1.2.2 Mouvements des yeux). Nous avons également mesuré la composante de mouvement conjugué intervenant lors de la vergence (i.e. les intrusions saccadiques), la composante de mouvement disconjugué intervenant lors des saccades ainsi que les temps de latence, la durée et la vitesse moyenne et maximale de tous ces mouvements (convergence, divergence, saccades).

2.3 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée sous Statsoft / Statistica (7.1) à l'aide de tests non paramétriques étant donné que certaines distributions ne suivaient pas la loi normale et étaient impossibles à normaliser.

3. Résultats

Les résultats sur le contrôle postural ont montré une diminution de la Surface, de la Variance de la Vitesse et de la position moyenne du CPP en Y (i.e. antéro-postérieure) avec l'EMI et avec l'EME par rapport à la condition Contrôle. On note également une augmentation du Temps d'Annulation dans la 1ère bande de fréquence avec l'EMI par rapport à la condition Contrôle et une diminution du Temps d'Annulation dans la 3ème bande de fréquence avec l'EME par rapport à la condition Contrôle et par rapport à l'EMI. L'analyse fractale des déplacements antéropostérieurs du CPP montre une diminution du pourcentage de points non corrélés avec l'EMI par rapport à la condition Contrôle et par rapport à l'EME.

Au sujet de la vergence, les résultats ont montré une augmentation de l'amplitude phasique de divergence et une diminution de son amplitude tonique avec l'EMI par rapport à la condition Contrôle ; ainsi qu'une augmentation de l'amplitude tonique de convergence avec l'EME par rapport à la condition Contrôle. Aucun effet significatif n'a été mis en évidence sur les différents paramètres des saccades avec l'EME ou l'EMI.

4. Discussion

4.1 Effets sur le contrôle postural

Les inserts plantaires améliorent le contrôle postural comme en témoignent la diminution de la Surface et de la Variance de la Vitesse. Le recul du CPP avec les 2 stimulations rejoint les observations de Janin et Toussaint (2005). L'effet plus important dans le plan antéro-postérieur avec l'EMI peut s'expliquer par la supination du pied que provoque une telle stimulation (Aminian et al. 2013), et qui s'associe à une postériorisation globale (Wright et al. 2012). Ces résultats sont pertinents pour les cliniciens, l'antériorisation de la posture étant corrélée à de nombreux symptômes (Andersson et al. 1977, Hirata et al. 2012).

L'analyse des déplacements du CPP par ondelettes et analyse fractale permet de révéler les différences d'effet de l'EMI et de l'EME : l'augmentation du Temps d'Annulation avec l'EMI et la diminution avec l'EME montrent que l'EMI a une action plus bénéfique sur la stabilité. Enfin, l'analyse fractale suggère que l'EMI induit un contrôle postural plus actif que l'EME. Ces résultats peuvent également s'expliquer par la supination qu'induirait l'EMI, et la pronation pour l'EME (Andersen et al. 2007, Aminian et al. 2013). La supination résulte en un appui plus marqué sur les rayons externes du pied ("pied calcanéen"), connus pour être sa partie la plus stable (Angin et al. 2013), mais nécessitant la participation active des muscles inverseurs pour lutter contre la tendance naturelle à l'éversion (Tropp 2002). L'EME provoquerait l'effet inverse.

Les afférences podales constituent une source d'informations majeure pour assurer la stabilité en orthostatisme (Fitzpatrick et McCloskey 1994), avec en particulier un rôle prépondérant des afférences cutanées plantaires, qui renseignent sur la répartition des pressions au sol (Kavounoudias et al. 2001). L'enrichissement de ces afférences en raison de la différence de hauteur de 3mm créée par les stimulations et détectées par les nombreux mécanorécepteurs plantaires (Kennedy et Inglis 2002) permet d'expliquer les résultats obtenus.

4.2 Effets sur le contrôle oculomoteur

Dans la présente étude, Les stimulations ont un effet significatif uniquement sur la vergence. L'examen de la répartition des phases montre que l'EMI augmente l'amplitude

phasique de divergence et diminue sa partie tonique. Cette stimulation semble ainsi réduire l'influence de la rétroaction visuelle dans le contrôle de la divergence. L'EME a un effet inverse sur la convergence, c'est à dire une augmentation de son amplitude tonique.

Ces modifications du contrôle de la vergence suite à la manipulation des afférences plantaires pourraient s'expliquer par l'existence de zones communes dans lesquelles le SNC échange des informations entre les entrées plantaire et visuelle, telles que le cervelet ou le colliculus supérieur (Hollands et al. 1995, 1996, 2001, 2004, et voir aussi Première Partie, Chapitre III.4).

L'absence d'effet sur les saccades pourrait être liée à la rapidité de ces mouvements stéréotypés (500°/s) (Leigh et Zee 2006). De plus, comme évoqué précemment, les saccades ont peu d'effet sur le contrôle postural (Rey et al. 2008) contrairement à la vergence (Kapoula et Bucci 2007, Kapoula et al. 2011, 2013, Gaertner et al. 2013) qui apparaît comme le mouvement oculaire le plus « incarné », c'est-à-dire impliquant des synergies neuro-musculaires intéressant l'ensemble du corps. Ces résultats corroborent donc ceux des études citées en Première Partie (Chapitre III.1) qui suggéraient l'existence de telles synergies entre muscles extra-oculaires impliqués dans la vergence et muscles somatiques, en particulier extrinsèques plantaires (notamment Gagey et al. 1973, Ushio et al. 1980, Roll et Roll 1987a et b, 1988, 1989a).

Conclusion

Cette étude montre pour la première fois que les afférences plantaires influencent à la fois le contrôle postural et oculomoteur. Bien que de très faible amplitude, les modifications sur la vergence sont statistiquement significatives et du même ordre que les résultats obtenus par Popov et al. (1999) par vibration des muscles du cou. De plus, les mouvements de vergence sont très fréquents, et les phénomènes répétés de faible ampleur ont un impact majeur sur le contrôle postural (Baron et al. 1953, Oie et al. 2002).

Ces résultats doivent attirer l'attention des cliniciens en général, et des podologues en particulier sur les conséquences de la stimulation de la peau plantaire, même avec des reliefs fins, et les inciter à les choisir avec attention. Les thérapeutes concernés par le mouvement des yeux devraient être conscients de différences possibles dans l'examen de patients assis ou debout, avec ou sans port de semelles.

Valorisation

Cette étude a été publiée dans la revue Plos One (Foisy et al. 2015) – article pages suivantes. Elle a fait l'objet d'un chapitre de livre dans Posturologie Clinique, Nouveautés et Synthèses, sous la responsabilité éditoriale de Scheibel et Zamfirescu, ainsi que d'une parution sous forme de poster dans la revue professionnelle Le Podologue.

Cet article, avec l'ensemble de ce travail de thèse, a été primé par le comité scientifique de la Société Francophone Posture Equilibre et Locomotion (SOFPEL) lors du 22ème congrès de la SOFPEL.

PLOS | ONE

RESEARCH ARTICLE

Controlling Posture and Vergence Eye Movements in Quiet Stance: Effects of Thin Plantar Inserts

A. Foisy*, C. Gaertner, E. Matheron, Z. Kapoula*

IRIS team, Physiopathologie de la Vision et Motricité Binoculaire, FR3636 Neurosciences CNRS, Paris, France

* arnaud.foisy@gmail.com (AF); zoi.kapoula@parisdescartes.fr (ZK)

OPEN ACCESS

Citation: Foisy A, Gaertner C, Matheron E, Kapoula Z (2015) Controlling Posture and Vergence Eye Movements in Quiet Stance: Effects of Thin Plantar Inserts. PLoS ONE 10(12): e0143693. doi:10.1371/journal.pone.0143693

Editor: Susana Martinez-Conde, State University of New York Downstate Medical Center, UNITED STATES

Received: March 30, 2015

Accepted: November 8, 2015

Published: December 4, 2015

Copyright: © 2015 Foisy et al. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Data Availability Statement: All relevant data are within the paper and its Supporting Information files.

Funding: A. Foisy was financially supported by the COE (College Ostéopathique Européen, 2000€ http://www.osteo-coe.fr/), the API (Association de Posturologie Internationale, 750€ http://www.posturologie.asso.fr/API/Accueil.html) and the Institut d'Assas (250€ http://www.ecoledassas.com/). None of these sponsors played a role in any part of the study.

Abstract

The purpose of this study was to assess properties of vergence and saccade eye movements as well as posture in quiet stance, and the effects of thin plantar inserts upon postural and oculomotor control. The performances of 36 young healthy subjects were recorded by a force platform and an eye tracker in three testing conditions: without plantar stimulation, with a 3 millimetre-thick plantar insert, either a Medial or a Lateral Arch Support (MAS / LAS). The results showed a decrease of the Surface and Variance of Speed and a more posterior position of the CoP with either stimulation compared with the control condition. The fractal analysis showed a decrease with MAS. Wavelet analysis in the time-frequency domain revealed an increase in the Cancelling Time of the low frequency band with MAS. These results suggest a better stability for a lower energy cost. Concerning eye movements, the inserts influenced only vergence (not saccades): MAS caused an increase of the phasic amplitude of divergence, and conversely a decrease of the tonic amplitude. In contrast, LAS caused an increase of the tonic amplitude of convergence. Thus, MAS renders divergence less visually driven, while LAS renders convergence more visually driven. We conclude that the CNS uses the podal signal for both postural and vergence control via specific mechanisms. Plantar inserts have an influence upon posture and vergence movements in a different way according to the part of the foot sole being stimulated. These results can be useful to clinicians interested in foot or eye.

Introduction

Postural control is ensured by a multisensory system wherein eye and foot play an important role [1, 2]. Several studies, summed up in the systematic review from Christovao et al. [3], report the effects of different kinds of insoles on balance: vibrating insoles, textured insoles, quick-comfort insoles, insoles with spikes, flat insoles with different hardness, insoles with wedges and sensors and balance-enhancing insoles. Yet, none used thin (< 4mm) specific plantar inserts, which are used by some clinicians in an attempt to improve postural control of

Competing Interests: The authors have declared that no competing interests exist.

patients. The latter are appreciated for their many advantages: they are very thin and easy to wear contrary to insoles with wedges, they do not need any battery and they are customizable. Previous studies showed that thin plantar inserts can induce neuromuscular responses [4, 5], variations of plantar pressure distribution [6], of the medio-lateral position of the Center of Pressure (CoP) [7], or of foot eversion during walking [8]. Yet, the effects of such thin stimulations on balance in quiet stance have been little studied so far. Only an abstract of Janin and Toussaint [9] suggests that they can decrease sway area, and this experiment was done in a gaze fixation condition. No study using specific thin plantar inserts was ever realized while the eyes were moving and none used the new methods of analysis of the CoP displacements.

Besides, Roll and Roll [1, 2] showed that vibration of extraocular, but also neck or extrinsic foot muscles gives rise to an impression of displacement of a visual target while the subject is held stationary. The authors conclude that the proprioceptive cues arising from all the body segments are used to build a body reference, and that the absolute position of eye in space could be calculated thanks to this "proprioceptive chain" which links foot and eye. Yet, these experiments were done in monocular vision and the authors did not record eye movements. Hence, it was impossible to say if the impression of displacement of the visual target was linked to an actual movement of the eye or to a mere integrative phenomenon: the displacement of the visual target being the most logical interpretation of the perceived afferents. Later, Han and Lennerstrand [10], Lennerstrand et al. [11] and Popov et al. [12] underscored an actual version of the eye during neck muscle vibration. Erkelens et al. [13] compared the accuracy of vergence movements of standing subjects either with the target moved by the experimenter, or moved manually by the subject, or when the subject performed fore-aft movements of the torso. This last condition showed the greatest accuracy, suggesting that the paravertebral muscle's proprioception helped in the performance. Han and Lennerstrand [14] also observed faster accommodative vergence movements during vibration of neck muscles. All those studies suggest that neck, torso and foot proprioception can act upon eye movements, in particular vergence. However, none of them got directly interested in the influence of plantar cutaneous afferents upon fine spatial and temporal parameters of vergence and saccades in standing subjects. Note that in everyday life we do make frequently those movements during visual exploration of 3D space while standing. It is likely that plantar exteroception can also modify eye movements. First, the two modalities of somesthesia are functionally linked and participate together in postural control [15–18]. Second, in the experiment of Erkelens et al. [13], the movements of the torso must have changed the repartition of the plantar pressures and therefore the plantar cutaneous afferents, which may have influenced the results. In addition, clinical observations and personal communications [19, 20] reported that thin plantar inserts entail modifications of phorias.

So far, the effects of the manipulation of podal or ocular inputs upon postural or oculomotor control have been studied separately, and vergence eye movements have been assessed almost exclusively in seated subjects. Yet, we permanently perform those movements while standing during various ecologic activities. Therefore our goal is to study vergence under such conditions during which the CNS must control at the same time ocular vergence and equilibrium, a complex but physiologic task. We wondered if and how the manipulation of podal afferents would influence both posture and eye movements.

Our first hypothesis (hyp.1) concerns postural control: relying on the results of Janin and Toussaint [9] we expect that a bilateral Medial or Lateral Arch Support (see Fig 1) would improve postural control, especially the Lateral Arch Support.

Our second hypothesis (hyp.2) concerns oculomotor control: there is strong evidence that vergence improves postural control [21–24], while saccades entail small changes in postural control (only a mild decrease of the standard deviation of the antero-posterior sway–see [25]), hence, we hypothesize that the plantar stimulations will act upon vergence neural networks

Fig 1. Posturography testing conditions. 3 mm thick inserts (SH 60A, 250 kg/mm²) were placed in the midfoot region: on the medial half of the external band of the footprint (MAS condition), or on the lateral half (LAS condition).

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g001

only. Moreover, saccade is a significantly faster movement than vergence (50 milliseconds v.s 300–400 –see [26]) and podal inputs need between 100 and 200ms to be treated [16, 27], which does not seem compatible with an influence upon saccades.

Furthermore, according to Roll and Roll [1, 2], some muscular groups have a synergic functioning: the invertors muscles and the ipsilateral convergence muscles seem to work together, and conversely for the evertors and divergence muscles. As the stimulation of the medial part of the foot sole favors inversion, and eversion for the lateral part [6, 28], we further hypothesize (hyp.3) that the Medial Arch Support would increase the amplitude of convergence, and the Lateral Arch Support would increase divergence.

Besides theoretical interest of the question, there is an important clinical context around the experiment. Many patients suffer from mechanical pain or diseases that are correlated to postural impairment [29–34] and it is common in clinical practice to use such inserts to take care of patients suffering from postural deficiency [35]. Better understanding of the action of these plantar inserts could contribute to improving their medical care.

Materials and Methods

Subjects

Thirty-six healthy young subjects, recruited in paramedical schools took part in the experimentation: 15 males and 21 females all in the age range 20–35 years (mean age = 25, 7 ± 3, 6 years, mean height = 170.81 ± 9.34 cm, mean body weight = 65.64 ± 10.73 kg).

None of them were taking medication and all of them were asymptomatic and had normal postural performance within the standard stabilometric values of the Association Française de Posturologie (AFP), that is the medio-lateral (X) mean position of the CoP included between -10 and +12 mm, Surface of CoP excursions between 39 and 210 mm², Variance of speed between 3 and 18 mm²/s².

All subjects were emmetropic and wore no glasses. Their visual acuity at close distance was examined by means of Parinaud's reading test. The results were all normal (2 for 33 subjects, 3 for 3 of them). Binocular visual function was also assessed with the stereo acuity TNO test and all values were normal, that is 60" of arc or lower. We also measured the Near Convergence Point, which was 5.07 ± 2.19 cm, and the amplitude of accommodation with the push-up method (we did a mean of 3 measures for both tests) [36, 37]. The subjects had a mean of 9.15 dioptres (±1.61), which is within Duane's normative data (9.5 ± 2 dioptres) [36]. The t-test test did not show any statistical difference with that theoretical physiologic value (p = .20).

Ethics Statement

The investigation adhered to the principles of the Declaration of Helsinki and was approved by the "Comité de Protection des Personnes" (CPP) Ile de France VI (No: 07035), Necker

Table 1. Subject's characteristics.

Subject	Age	Gender	Height (cm)	Body weight (kg)	TNO	Parinaud (left/ right)	Amplitude of Accom-modation (dioptres)	Near Convergence Point (cm)
S1	31	F	172	74	30	2/2	8,33	4,50
S2	25	M	173	71	30	2/2	12,05	1,40
S3	33	F	163	51	30	2/2	8,96	5,03
S4	22	F	168	62	60	2/2	8,88	6,13
S5	23	M	184	75	60	2/2	9,32	7,00
S6	22	F	172	66	30	2/2	10,20	8,03
S7	22	F	156	58	30	2/2	8,70	6,00
S8	31	M	185	67	60	2/2	7,79	4,75
S9	30	M	180	84	15	2/2	8,22	4,17
S10	22	M	183	76	60	2/2	10,71	6,50
S11	35	F	160	61	30	2/2	6,67	3,67
S12	25	M	175	72	60	2/2	6,65	11,40
S13	22	F	169	52	30	3/2	9,55	3,53
S14	24	F	150	53	30	3/3	11,36	1,40
S15	24	F	170	77	30	3/3	9,26	5,70
S16	23	F	170	57	60	2/2	8,85	5,09
S17	24	F	173	76	60	2/2	10,71	7,33
S18	26	M	178	79	15	2/2	9,38	7,33
S19	33	M	187	89	30	2/2	7,79	4,00
S20	23	F	171	57	60	2/2	7,41	4,50
S21	24	M	182	72	60	2/3	10,53	1,47
S22	22	F	162	52	15	2/2	7,14	7,83
S23	23	M	166	54	15	2/2	8,15	4,16
S24	24	F	167	85	30	2/2	7,21	1,00
S25	29	M	182	72	30	2/2	12,77	5,50
S26	24	F	163	65	15	2/2	9,29	5,06
S27	25	F	168	55	15	2/2	8,20	6,04
S28	23	F	168	51	15	2/2	9,52	5,00
S29	25	F	160	57	30	3/3	10,71	6,50
S30	25	F	158	53	60	2/2	11,11	1,83
S31	29	M	166	64	30	2/2	9,52	6,17
S32	30	M	186	72	60	2/2	7,23	4,67
S33	26	F	158	55	60	2/2	10,53	1,83
S34	29	F	168	61	30	2/2	6,25	6,33
S35	25	M	180	64	30	2/2	9,23	6,29
S36	24	M	176	74	30	2/2	11,32	5,33
Mean	26		171	66	37		9,15	5,07
Standard deviation	4		9	11	17		1,61	2,19

For each subject: stereoacuity (TNO) and visual acuity at close distance (Parinaud, left eye / right eye). Normal values are <100 for TNO, <3 for Parinaud and 9.5 ± 2 for the amplitude of accommodation.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.t001

Hospital, in Paris. The subjects gave informed written consent after the nature of the procedure was explained.

Their characteristics are summarized in Table 1.

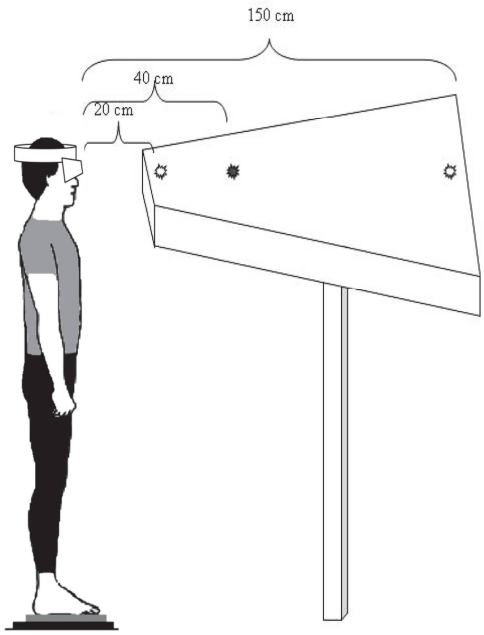


Fig 2. Visual target and eye movement recording. The subject is standing on a force platform, staring at the LEDs successively lit, which results in convergence and divergence eye movements.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g002

Postural and oculomotor data collection

In order to test our hypotheses (postural–hyp.1 –and oculomotor–hyp.2, hyp.3), the subjects stood on a force platform in front of a diode-table and wore an eyetracker.

The force platform (produced by TechnoConcept, Céreste, France and using the Standards of the Association Française de Posturologie) used to measure postural performance consists of two dynamometric clogs placed in a standardized position: feet placed side by side, forming a 30° angle with heels separated 4 cm. Each clog holds 2 force sensors (one beneath the metatarsal heads, one beneath the heel) which are force—electric tension transducers. The height and weight of the subjects were factored into the calculations of the CoP displacements. The CoP displacements were recorded over a period of 51.2s; the equipment contained an Analogue–Digital converter of 16 bits and the sampling frequency of the CoP was 40Hz.

The eye-tracker used to record eye movements was the Chronos Skalar video oculography apparatus. It consists of infra-red cameras, able to record eye movements in the dark, at a sampling of 200 frames per second [38]. (Fig 2). Such temporal resolution allowed us to record fine spatial and temporal parameters of dynamic vergence and saccades that we needed to test our oculomotor hypotheses (hyp.2, hyp.3).

Testing conditions, postural and eye movement recording

The subjects were asked to stand still, barefoot, on the force plate in front of the diode-table set at eye level, the base of their nose aligned with the LEDs. The first LED is set at 20cm away from the subject's eyes, the second one at 40cm, and the third one at 150cm (Fig 2).

The measures were recorded in an experimental room normally furnished and dimly lit. The experiment was carried out in mesopic vision conditions so as to enable a good visibility of LED targets, favour focused attention and increase the recruitment of cutaneous afferents [39]. A

sheet of paper was set beneath the subject's feet in each condition. Three counterbalanced conditions of plantar stimulation were performed: no stimulation (Control condition), bilateral Medial Arch Support (MAS condition) and bilateral Lateral Arch Support (LAS condition) (Fig 1). We used 3 mm thick, shore rating of 60A and 250 kg/mm^3 density, plantar inserts just like Janin and Dupui [7]. The mid-foot localization was chosen to be stimulated because it is known as a high-density zone of cutaneous feet mechanoreceptors with a high discriminating capability [40].

After a first familiarization trial, the eye movements and postural performances of each subject were recorded twice for each condition. To place the plantar inserts under the subjects' feet in the right place, Betadine® was brushed under the mid foot of the subject after he lifted his heel. Then, he laid his heel on the sheet of paper, thus marking it with the Betadine® and lifted it again while the experimenter placed the insert on the medial half of the mark (MAS condition), or on the lateral half of it (LAS condition). This procedure was also done for the control condition, even if no insert was placed under the feet. In order to avoid a phenomenon of habituation of the sole cutaneaous mechanoreceptors, a two minute period of seated rest separated each recording [5].

After the calibration period (for each recording), during which the subjects performed horizontal saccades, the subjects were asked to alternate fixation between three LED targets. Those were placed at 20cm (angle of vergence = 18°), 40cm (angle of vergence: 9.23°), and 150cm (angle of vergence = 2.48°). For each trial the subjects started to fixate on the central LED (40cm) for 2400ms; then they had to fixate on the target LED which lit up either at 20cm, requiring for a convergence of 8.77°, or at 150cm, requiring a divergence of 6.75°. The target LED remained lit for 1700ms; the initial fixation LED switched off after an overlap period of 200ms. The subjects performed ten convergence and ten divergence movements, in a random order, coming back to the central LED at 40cm after each movement; trials were separated by blank periods of 500ms. This procedure was done twice for each plantar stimulation condition. The mean values of these eye movement recordings were used.

Postural parameters and frequency analysis

To assess the effects of thin plantar inserts upon postural control, we analyzed the classical postural parameters: the Surface of CoP excursions, the antero-posterior (Y) position, the standard deviations of lateral (SDx) and antero-posterior (SDy) of body sways and the variance of speed of CoP (at the sampling frequency of 40Hz). The Surface area of the CoP represents 90% of the instantaneous positions of the CoP included within the confidence ellipse [41], eliminating the extreme points.

In order to better distinguish the effects of the two inserts (MAS and LAS), we also resorted to the new methods of analysis of the CoP displacements: the wavelet non linear analysis on fore-aft (y) and mediolateral (x) data, and the fractal analysis. Just like in the traditional approach, three frequency bands are used to classify postural sway: 0.05–0.5 Hz (F1), 0.5–1.5 Hz (F2), higher than 1.5 Hz (F3). Those frequency bands are considered to correspond to the use of different means of postural control: 0–0.5 Hz: visual-vestibular [42, 43], 0.5–1.5 Hz: cerebellar [43], beyond 1.5 Hz: reflexive loops [44, 45]. The main advantage of this analysis is to provide information on time in addition to the power and frequency provided by the classical FFT approach [46]. This proved more sensitive than the latter [44], especially in regards to the interpretation of the frequency peaks, which are not constant over time [46].

The Power Indices represent the amount of energy spent during the task, while the Canceling Time represents the total time during which the spectral power of the body sway for the frequency range is cancelled by the posture control mechanisms. Thus, a longer Canceling Time denotes a more efficient postural control [44, 46]. The postural instability index (PII)

quantifying the postural performance, taking into account the two precedent indices (PI and CT), was also calculated as the following: PII = $\sum_x \sum_y$ PI (F1, F2, F3) / CT (F1, F2, F3) [44, 46]. In healthy adults and during the single quiet stance task the PII is close to unity. This additional analysis and associated parameters were obtained with the software PosturoPro (Framiral, Cannes, France, www.framiral.fr).

The fractal analysis (FRAC) provides another complementary clue that allows us to get a more complete description of the postural performance of a standing subject. The fractal dimension (Hausdorff's points) enables us to know whether two consecutive sampling points the stabilometric signal are correlated, i.e., linked by a causal relationship, or not, i.e. random, or stochastic movement. The PosturoPro software calculates the proportion of these uncorrelated points. A high percentage of these points is related to a physiological noise that does not need any postural adjustment. Conversely, a low percentage of Hausdorff's reveals a causal relationship between the events that traduces an active control of the postural system [46, 47]. Moreover, according to several authors [48, 49], the fractal dimension of CoP is a very sensitive and quite reliable measure for assessing quiet stance balance, as well as a more accurate way than traditional parameters to detect postural adaptations during modifications of sensory inputs or environment [46]. As the stimulation of the medial part of the foot sole favors inversion [6, 28], which requires an active participation of the invertor muscles to oppose the natural trend to pronation [50], we assume that the percentage of uncorrelated points will be lower with the MAS with respect to Control and to LAS. That parameter is therefore useful to distinguish the effects of the inserts and propose an explanation of their physiological action (hyp.1).

Eye movement data analysis

The Chronos system gives two individual calibrated eye position signals, from which we calculated the conjugate signal, e.g. the mean of both eyes signals [(left eye + right eye)/2] and the disconjugate signal, e.g. the difference between the two eyes (left eye–right eye). After conducting low-pass filtering with a Gaussian finite impulse response filter (gain 0.1 at 85Hz), the eye velocity of either conjugate (saccades) or disconjugate (vergence) signal was computed using a symmetrical two-point differentiator. Horizontal saccades from the calibration period were also analysed. The detection of either saccades or vergence was performed using these calibrated conjugate, disconjugate or velocity signals. The beginning and the end of the eye movements were defined in terms of the precise moment in time when the eye velocity exceeded or dropped below 5°/s for vergence (see 'i' and 'e' markers, Fig 3), or 45°/s for saccades (see 'i' and 'e' markers, Fig 4). These criteria are standard [51, 52].

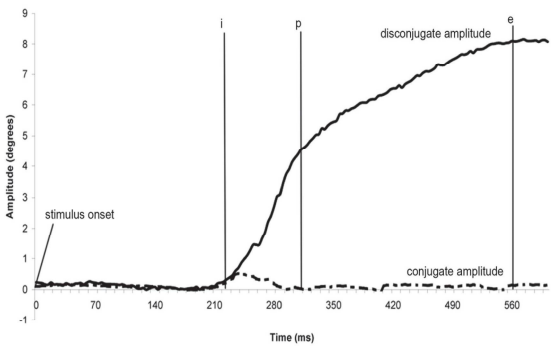


Fig 3. Typical recording of a convergence eye movement. Markers 'i' and 'e' indicate the onset and the offset of vergence eye movement based on the criterion of 5°/s velocity threshold. Marker 'p' indicate the separation between the phasic and tonic part of the movement. Full line: disconjugate amplitude; dotted line: conjugate amplitude.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g003

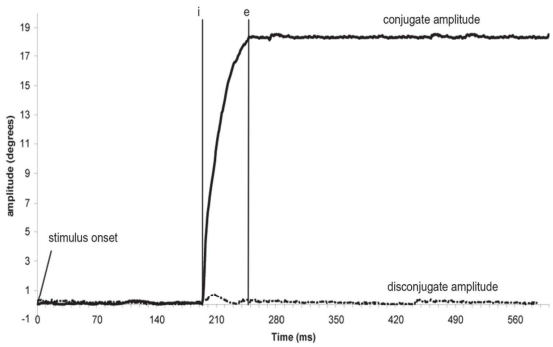


Fig 4. Typical recording of a saccade eye movement. Markers 'i' and 'e' indicate the onset and the offset of vergence eye movement based on the criterion of 45°/s velocity threshold. Full line: conjugate amplitude; dotted line: disconjugate amplitude.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g004

The total amplitude of vergence was measured as the difference between 'i' and 'e' positions (in degrees). The difference between 'i' and 'p' indicated the phasic component of the movement (i.e. its first 80 milliseconds—e.g. [26]). That part is the period for which no visual feedback can intervene in the execution of the movement because of afferent-efferent delays. Thus the phasic component is done under open-loop control. The tonic component was measured as the difference between 'p' and 'e' (see Fig 3) and corresponds to the closed-loop part of the movement, under the influence of visual retroaction. This phasic-tonic subdivision applies even for vergence along the median plane [26, 53–57].

The markers i', 'p' and 'e' were also projected on the conjugate (Left + Right eye traces / 2) eye position signal that indicated the conjugate component occurring during vergence. For saccades (see Fig 4) the amplitude was measured as the difference (in degrees) between 'i' and 'e' positions. We also measured the disconjugate movement during the saccade by projecting the 'i' and 'e' markers on the disconjugate signal (Left—Right eye traces).

For all the eye movements (convergence, divergence, saccades) we also measured the latency (i.e. the time between stimulus onset and initiation of the eye movement), the duration (time between 'i' and 'e' markers), the maximum and the mean velocity (ratio amplitude/duration). We rejected eye movements in the wrong direction, contaminated by blinks, with latency shorter than 80ms (anticipation) or longer than 500ms for vergence, or 1000ms for saccades.

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using Friedman's ANOVA (procedure of Statsoft / Statistica, release 7.1) since the test of Shapiro-Wilk revealed that some of the distributions were not normal and proved impossible to normalize.

Post hoc comparisons were done whenever necessary using the test of Wilcoxon, with $P<0.05$ considered as significant. The magnitude of the difference were assessed by the effect size (Cohen's d) where the difference was considered either small ($0.2 < d < 0.5$), moderate ($0.5 < d < 0.8$), or large ($d > 0.8$) [58].

Results

The results which concern the first hypothesis (postural–hyp.1) are shown in Table 2, which summarizes the means, standard errors and p values of the different postural parameters for each testing condition (C, MAS, LAS). Those parameters are the Surface of the CoP excursions,

Table 2. Postural results and p value of Friedman's ANOVA.

Postural parameters	Control	MAS	LAS	p value
Surface of CoP (mm2)	113,85 ± 37,44	89,88 ± 25,76	98,30 ± 26,53	**0,000**
SDx (SD of lateral sway, mm)	2,47 ± 0,71	2,34 ± 0,59	2,36 ± 0,57	0,518
SDy (SD of antero-posterior sway, mm)	3,50 ± 0,90	3,19 ± 0,71	3,22 ± 0,89	0,057
Variance of speed (mm2/s2)	17,94 ± 6,57	15,65 ± 4,23	15,86 ± 5,66	**0,009**
Y (mean Y position of CoP, mm)	14,58 ± 6,49	11,38 ± 5,75	12,74 ± 6,27	**0,001**
X (mean X position of CoP, mm)	6,06 ± 1,25	5,16 ± 1,53	4,83 ± 1,49	0,641
Wavelets PII	0,94 ± 0,29	0,90 ± 0,27	0,92 ± 0,30	0,558
Wavelets PIx (mm2*106) 0–0.5 Hz	60,51 ± 6,50	59,71 ± 5,43	60,17 ± 5,22	0,278
Wavelets PIx (mm2*106) 0.5–1.5 Hz	48,41 ± 5,94	47,94 ± 5,28	47,61 ± 5,09	0,156
Wavelets PIx (mm2*106) >1.5 Hz	30,71 ± 6,25	30,11 ± 6,00	29,69 ± 5,27	0,169
Wavelets PIy (mm2*106) 0–0.5 Hz	66,16 ± 4,91	65,92 ± 4,13	65,74 ± 5,25	0,558
Wavelets PIy (mm2*106) 0.5–1.5 Hz	54,78 ± 4,56	54,62 ± 3,61	54,54 ± 4,28	0,823
Wavelets PIy (mm2*106) >1.5 Hz	36,57 ± 3,73	35,99 ± 3,68	36,15 ± 4,69	0,895
Wavelets CTx (s) 0–0.5 Hz	1,00 ± 0,37	1,19 ± 0,38	1,04 ± 0,31	**0,021**
Wavelets CTx (s) 0.5–1.5 Hz	0,41 ± 0,26	0,31 ± 0,13	0,40 ± 0,24	0,184
Wavelets CTx (ms) >1.5 Hz	0,11 ± 0,05	0,11 ± 0,03	0,11 ± 0,02	0,558
Wavelets CTy (s) 0–0.5 Hz	0,78 ± 0,28	0,85 ± 0,34	0,83 ± 0,33	0,590
Wavelets CTy (ms) 0.5–1.5 Hz	0,70 ± 0,31	0,70 ± 0,28	0,66 ± 0,30	0,823
Wavelets CTy (ms) >1.5 Hz	0,12 ± 0,05	0,11 ± 0,05	0,10 ± 0,02	**0,032**
FRACx (% of uncorrelated points)	4,76 ± 2,35	4,59 ± 2,43	5,07 ± 2,59	0,264
FRACy (% of uncorrelated points)	2,27 ± 1,15	1,95 ± 1,17	2,18 ± 1,03	**0,013**

Means and standard errors of postural parameters for each condition.

p values of Friedman's ANOVA on the postural parameters, the significant ones are in bold letters. The significant post hoc tests are recorded in the text.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.t002

the X and Y position, SDx, SDy, the variance of speed, PII, PI, CT and FRAC for each plane (x and y) and for each frequency band (0.05–0.50 Hz, 0.50–1.50 Hz and 1.50–10.00 Hz).

The results concerning the oculomotor hypotheses (hyp.2, hyp.3) are shown in Table 3, which summarizes the means, standard errors and p values of the non significant eye movements parameters for each condition. The significant ones are recorded in the text and in Tables D and E, in S2 Dataset. Eye movement results.

Classical postural parameters results

The Friedman's ANOVA performed on the Surface of the CoP excursions values showed a main effect of the sole stimulation conditions (Chi2 $ANOVA_{(36,2)} = 17.39$, $P < .001$).

The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the Surface with MAS (z = 3.27, d = 0.75, $P = .001$) and LAS (z = 3.02, d = 0.48, $P = .003$) plantar stimulation as compared to the Control condition. Both sole stimulations inducing a decrease of the sway area (see Fig 5).

In addition to this spatial effect, a Friedman's ANOVA also revealed a main effect of the sole stimulations on the Variance of speed (Chi2 $ANOVA_{(36,2)} = 9.39$, $P = .009$). The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of that Variance of speed with MAS (z = 2.37, d = 0.41, $P = .018$) and LAS (z = 2.47, d = 0.34, $P = .014$) as compared to the Control condition. Both stimulations inducing a decrease of the Variance of speed (see Fig 6).

Furthermore, interesting results appeared in regards to the position of the CoP: a Friedman's ANOVA a main effect of the sole stimulation conditions on the antero-posterior (Y)

Table 3. Eye movement results and p value of Friedman's ANOVA.

Eye movement parameters	Control	MAS	LAS	p value
DIVERGENCE				
Conjugate amplitude	0,28 ± 0,02	0,32 ± 0,03	0,32 ± 0,03	**0,000**
Maximum velocity	67 ± 4	66 ± 4	67 ± 4	**0,000**
Mean velocity	10 ± 0	10 ± 0	10 ± 0	**0,000**
Latency	208 ± 6	211 ± 6	211 ± 6	**0,000**
Duration	431 ± 18	429 ± 18	433 ± 18	0,343
CONVERGENCE				
Total amplitude (disconjugate)	5,43 ± 0,26	5,52 ± 0,25	5,58 ± 0,23	**0,000**
Phasic amplitude (disconjugate)	1,67 ± 0,10	1,69 ± 0,10	1,61 ± 0,08	**0,000**
Conjugate amplitude	0,47 ± 0,04	0,48 ± 0,05	0,43 ± 0,04	**0,000**
Maximum velocity	49 ± 3	51 ± 3	50 ± 3	**0,000**
Mean velocity	13 ± 1	14 ± 1	13 ± 1	**0,000**
Latency	186 ± 4	186 ± 4	190 ± 5	**0,000**
Duration	452 ± 14	447 ± 16	457 ± 17	0,343
SACCADES				
Conjugate amplitude	17,62 ± 0,30	17,47 ± 0,21	17,60 ± 0,14	0,256
Disonjugate amplitude	0,77 ± 0,06	0,71 ± 0,06	0,77 ± 0,06	0,169
Maximum velocity	429,13 ± 10	427,22 ± 8	426,57 ± 8	0,184
Mean velocity	264,32 ± 5	264,95 ± 4	263,07 ± 4	0,590
Latency	179,01 ± 5	175,12 ± 4	178,88 ± 5	0,895
Duration	66,91 ± 1	67,00 ± 1	67,42 ± 1	0,529

Means and standard errors of the non significant eye movements parameters for each condition, the significant ones are recorded in the text.
p values of initial and post hoc tests on the eye movements parameters for each condition, the significant ones are in bold letters. The significant post hoc tests are recorded in the text.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.t003

position of CoP (Chi2 ANOVA$_{(36,2)}$ = 15.17, P = .001). The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference between Control and MAS (z = 3.82, d = 0.52, $P < .001$), with MAS more posterior than Control; between Control and LAS (z = 2.56, d = 0.29, P = .010), with LAS more posterior than Control; and between MAS and LAS (z = 2.12, d = 0.23, P = .034), with MAS more posterior than LAS (see Fig 7).

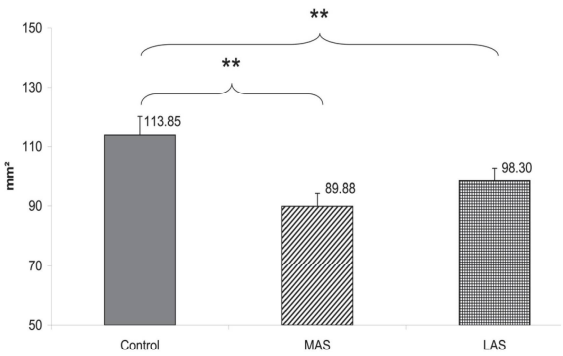


Fig 5. Area of CoP (mm²). Mean of the Surface area of the Center of Pressure excursions for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05; **P<0.01.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g005

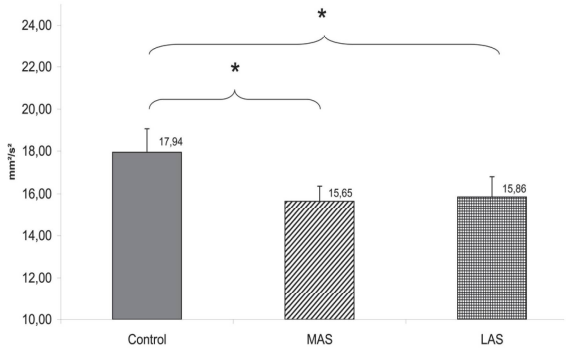


Fig 6. Variance of speed (mm²/s²). Mean of the Variance of speed for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g006

Wavelet and fractal results

In regards to the parameters elaborated from the wavelet transform, a Friedman's ANOVA showed a main effect of the sole stimulations on the Cancelling Time of the first frequency band (Chi2 $ANOVA_{(36,2)} = 7.72$, $P = .021$) on the mediolateral sway, and a Friedman's ANOVA showed a main effect of the sole stimulations on the Cancelling Time of the third frequency band (CTy3), (Chi2 $ANOVA_{(36,2)} = 6.86$, $P = .032$) on the anteroposterior sway.

The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the cancelling time of the first frequency band on the mediolateral sway between MAS and Control (z = 2.37, d = 0.51, $P = .018$). The CT1x was longer with the MAS with respect to Control. (see Fig 8)

The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the cancelling time of the third frequency band on the anteroposterior sway between Control and LAS (z = 2.51, d = 0.34, $P = .012$), and between MAS and LAS (z = 2.14, d = 0.28, $P = .032$). The CTy3 was longer in the Control and MAS condition as compared to LAS (see Fig 9).

Finally, a Friedman's ANOVA showed a main effect of sole stimulations on the fractal analysis on the anteroposterior sway (Chi2 $ANOVA_{(36,2)} = 8.67$, $P = .013$).

The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the percentage of uncorrelated points on the anteroposterior sway between MAS and Control (z = 2.89, d = 0.27, $P = .004$), and between MAS and LAS (z = 2.27, d = 0.21, $P = .023$). The percentage being lower with the MAS with respect to Control and to LAS. (see Fig 10)

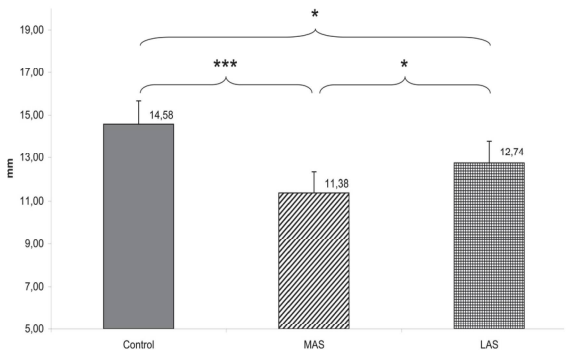


Fig 7. Y (mm). Mean of the Y position of the CoP for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05; **P<0.01, and ***P<0.001.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g007

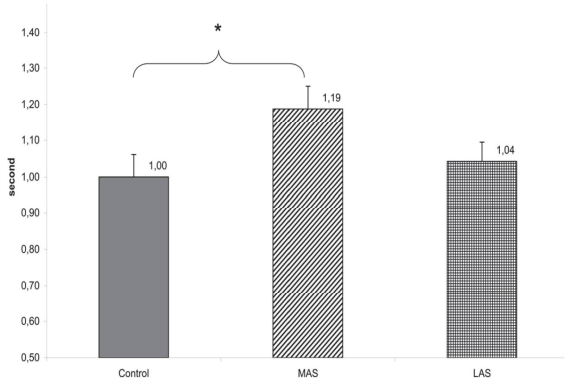


Fig 8. Wavelets CTx1 (s) 0–0.5 Hz. Mean of the Cancelling Time on the mediolateral sway of the first frequency band for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g008

Vergence results

Divergence. On the total amplitude, the Friedman's ANOVA showed a main effect of the sole stimulation conditions (Chi2 $ANOVA_{(36,5)} = 105.60$, $P < 0.001$). The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the total amplitude between MAS and LAS ($z = 2.07$, $d = 0.21$, $P = 0.038$), the amplitude being higher with LAS. (see Fig 11).

Then, a Friedman's ANOVA was performed on the phasic amplitude of divergence and showed a main effect of the sole stimulation conditions (Chi2 $ANOVA_{(36,5)} = 90.75$, $P < 0.001$). The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the phasic amplitude between MAS and Control ($z = 2.84$, $d = 0.25$, $P = 0.004$), the amplitude being higher with MAS. (see Fig 12).

Another Friedman's ANOVA was done on the tonic amplitude of divergence and showed a main effect of the sole stimulation conditions (Chi2 $ANOVA_{(36,5)} = 72.92$, $P < 0.001$). The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the tonic amplitude between MAS and Control ($z = 2.26$, $d = 0.21$, $P = 0.024$) and between MAS and LAS ($z = 1.96$, $d = 0.25$, $P =$

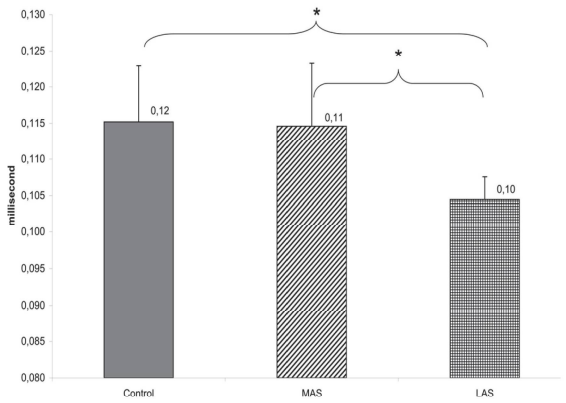


Fig 9. Wavelets CTy3 (ms) >1.5 Hz. Mean of the Cancelling Time on the anteroposterior sway of the third frequency band for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g009

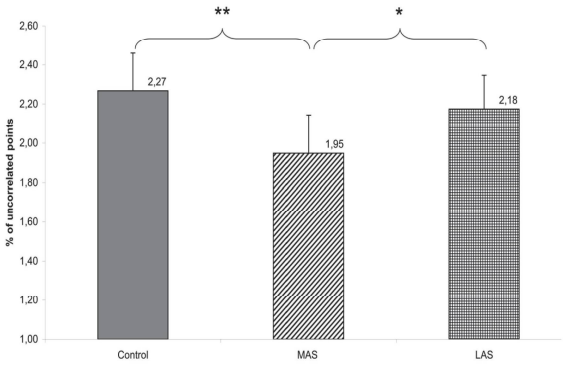


Fig 10. FRACy. Fractal analysis of the Center of Pressure displacements on the anteroposterior axis for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05; **P<0.01.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g010

0.050), the amplitude being lower with MAS as compared to the two other conditions (see Fig 13).

Convergence. On the tonic amplitude of divergence a Friedman's ANOVA showed a main effect of the sole stimulation conditions (Chi2 $ANOVA_{(36,5)} = 72.92$, $P < 0.001$). The test of Wilcoxon showed a statistically significant difference of the tonic amplitude between LAS and Control (z = 2.09, d = 0.12, $P = 0.037$), the amplitude being higher with LAS. (see **Fig 13**).

Convergence / divergence with the same plantar inserts comparisons. For clarity reasons those secondary results are available in S2 Dataset. Eye movement results.

Saccades results

There were no significant differences between the tested conditions on any of the saccade parameters.

Discussion

The major finding concerning postural control is an improvement of body balance through spatial and temporal parameters with both stimulations, which confirms our first hypothesis. An additional observation is that the Y position of the CoP gets more posterior relative to control, particularly with the MAS.

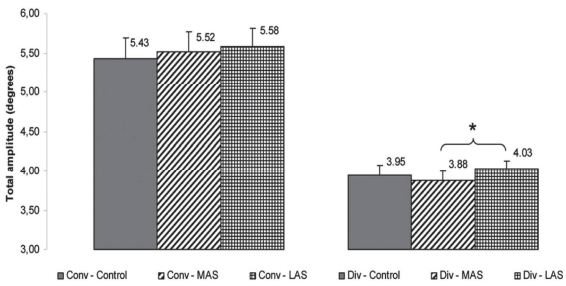


Fig 11. Total amplitude. Mean of the total amplitude of convergence and divergence for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g011

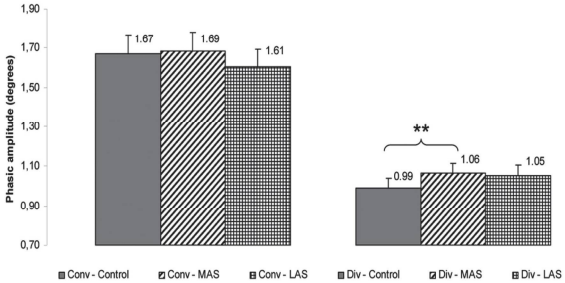


Fig 12. Phasic amplitude. Mean of the phasic amplitude of convergence and divergence for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05; **P<0.01.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g012

As regards oculomotor control, the most important result is that thin plantar stimulations do have an effect only upon vergence, confirming our second hypothesis. We believe it is the first time that such an effect is observed by objective measures.

Effects on postural control

Decrease of Surface and Variance of Speed. The plantar inserts improve postural stability (decrease of Surface), confirming hyp.1. The variance of speed also decreases, suggesting a lower energy cost [32]. These results can first be explained by the enhancement of the cutaneous afferents fed to the postural system because of the 3-millimetres difference of height created by the arch supports and detected by the numerous mechanoreceptors of the plantar skin [40].

The experiments of Kavounoudias [15, 17] showed that the foot sole behaves like a "dynamometric map" that quantifies the repartition of plantar pressures. This property allows the CNS to adjust the muscle tone, resulting in whole-body tilts of appropriate amplitude in the opposite direction which cancel the difference of plantar pressure and compensate the perceived disequilibrium. According to these authors, the repartition of plantar pressure is therefore a very precious clue for the CNS to assess the importance of the deviation of the body relative to its vertical reference, and thus enables it to reduce that gap.

An abstract of Janin and Toussaint [9] suggested that a small number of stimulations have beneficial effects upon postural control. Our results are in line with theirs. Furthermore, in the experiment of Janin the subjects were staring straight ahead, whereas in this one they were performing eye movements. While the eyes are moving, thin plantar stimulations still have an influence upon postural control despite the enrichment of the proprioceptive eye-muscle

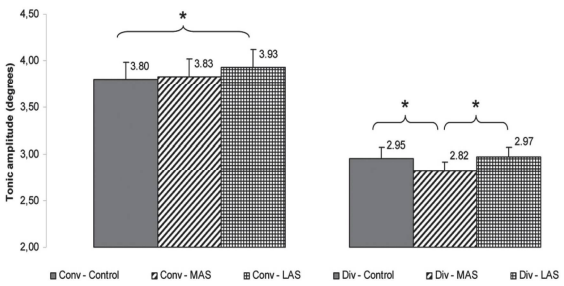


Fig 13. Tonic amplitude. Mean of the tonic amplitude of convergence and divergence for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with *P<0.05.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g013

afferents [21, 23]. Hence, the increased use of this signal does not seem to lower the importance of the plantar afferents in quiet stance balance regulation [16, 17].

Yet, as regards the specific effects of medial and lateral stimulations, unlike the latter authors, we did not notice any difference in the decrease of Surface and Variance of Speed between them. It may be a matter of density of cutaneous mechanoreceptors: the lateral region of the fore-foot stimulated by Janin is richer in three of the four types of receptors (SAI, SAII, FAI) than the medial region, whereas the midfoot chosen in this study has the same density of receptors in both parts [40].

There are some reasons to think that plantar inserts can also act on posture by indirect ways. Indeed, plantar cutaneous afferents implement not only short reflexive loops [5, 7, 28] but also medium and long, supra-spinal loops [17, 59]. Moreover, several authors report information exchanges between the plantar and visual inputs of the postural system in the superior colliculus [60], or the cerebellum [61]. Here, the benefit of cutaneous afferents stimulation upon balance persisting during eye movement (see above) suggests a synergic cooperation of both inputs (plantar and visual) to ensure postural control, as it was already suggested by Roll and Roll [1, 2]. The hypothesis for some indirect action also comes from the effects observed on vergence amplitudes, which are changing with MAS and LAS as compared to Control—and contrary to saccades (see section 'Effects of plantar stimulations upon vergence'). Knowing that those movements have a positive influence upon posture [21, 23], it appeared plausible that the postural effects observed here would be secondary to those changes in vergence amplitudes. To answer this question, linear regression analyses were performed between the significantly changing parameters of posture and vergence. As no significant correlations were identified, it seems that the postural effects are only direct, via the sole mechanoreceptors.

Wavelets and fractal fine analysis give additional information about the effects of MAS and LAS. The Cancelling Time of medio-lateral sway in the low frequency band increases with MAS as compared with the no-stimulation condition, which denotes a more efficient postural control. On the contrary, the decrease of the Cancelling Time of antero-posterior body sway for the high range frequency band with the LAS tends to show a less efficient postural control with that stimulation as compared to the two other conditions. Finally, the fractal analysis suggests that MAS induces a more active control of posture compared to no-stimulation or LAS.

To explain these results (wavelets and fractal), we can hypothesise that the concept of dynamometric map held by Kavounoudias et al. [15, 17] can apply separately for each foot: with MAS, the medial part of the midfoot perceives an increase of pressure which entails the postural synergies enabling to cancel that difference of pressure, and results in a supination of the foot, and conversely, a pronation for the LAS. These results are in accordance with those of previous studies [6, 28]. The lateral part of the foot being considered as its stable part [62, 63], the supination of both feet would be responsible for better stability, with a more active participation of the invertor muscles needed to oppose the natural trend to pronation [50]. Conversely, the pronation provoked by the LAS would result in a more passive wedging on the medial, mobile part of the foot.

Position of CoP—clinical considerations. Our findings concerning the mean Y position of the CoP are consistent with the ones of Janin and Toussaint [9]: the plantar inserts, whether medial or lateral, entail a posteriorisation of the CoP and MAS has a more important action than LAS.

Both stimulations are indeed placed ahead of the talocrural axis and are therefore thought to simulate a forward whole-body tilt, compensated by a backward regulating response. The stronger result obtained with the MAS can also be explained by the inversion of the foot which it is correlated to whole-body posteriorisation [64]. These results are clinically relevant because

the anteriorisation of posture is known to be injurious, in particular as concerns low-back pain and knee pain [29, 65, 66].

Effects on oculomotor control

Effects of plantar stimulations upon vergence. Our second hypothesis is confirmed: mechanical stimulation of the foot sole by thin plantar inserts has an influence exclusively upon vergence, not on saccades. The other consideration concerning the synergic functioning of feet and eye muscles (hyp.3) is only partly confirmed: thin plantar inserts act in a different way depending on the part of the foot sole being stimulated, but not as simply as we thought. Indeed, we notice that there is no difference between the plantar stimulations and the control condition in regards to the total amplitude both of convergence or divergence. Yet, the examination of the two phases (phasic and tonic) of the vergence movements reveals the effects of the plantar stimulations. Divergence is more influenced than convergence and the two stimulations do not have the same action: MAS is more effective than LAS and acts upon divergence, whereas LAS produces its effects upon convergence only. See Fig 14 for an example of vergence movements in the 3 testing conditions.

MAS is responsible for a significant increase of the phasic amplitude of divergence as compared to Control, and conversely, a decrease of the tonic part of the eye movement. The total and tonic amplitude are also significantly lower with MAS than with LAS, confirming the different effects of those stimulations. LAS only causes an increase of the tonic amplitude of convergence. Theoretically these observations are compatible with the existing double-control model of vergence movement, with a two-phases organisation: a phasic, pre-programmed open-loop part, and then a tonic, closed-loop part under the influence of visual retroaction (see section 'Eye movement data analysis'). As MAS increases the pre-programmed proportion of the divergence movement and conversely decreases the tonic one, it seems to restrict the influence of visual retroaction in the control of divergence, thus resulting in a more programmed movement. Interestingly, LAS stimulation has an opposite effect upon convergence, resulting in the increase of its tonic amplitude. In other words, MAS renders divergence less visually driven, while LAS renders convergence more visually driven.

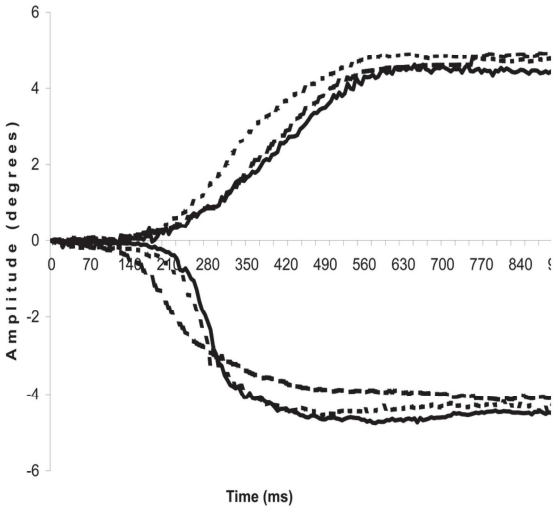


Fig 14. Example of convergence and divergence traces in the 3 testing conditions of one subject. Full line: control condition (no plantar insert), big-dotted line: with MAS, small-dotted line: with LAS.

doi:10.1371/journal.pone.0143693.g014

Those modifications of vergence movements following the manipulation of cutaneous plantar afferents can be explained by the existence of common command centres, or common zones of the CNS able to exchange information between plantar and visual inputs. Hollands et al. [61, 67–69] showed that there is a strong coupling in the execution of eye and feet movements of subjects rotating their trunk or walking. They propose that the cerebellum or the superior colliculus (both zones known to play a role in the control of vergence–e.g. [26]) could be such zones. To support this thesis, a fMRI study of Kavounoudias et al. [70] showed that the cerebellum is an area involved in multisensory integration, namely proprio-tactile.

The specificity of the effects of the plantar stimulations upon convergence and divergence movements suggests the existence of central mechanisms of actions that differ depending on the stimulated foot zone. They are also in line with studies putting forward the distinct control of convergence and divergence (e.g. [21]). For example, there are groups of neurons in the frontal eye field of the cortex that play a role in convergence which are different than the ones that take part in divergence [71]. Likewise, the anterior part of pre-frontal cortex is assigned to convergence, whereas the posterior part is assigned to divergence [72].

Convergence / divergence comparisons. For clarity reasons the discussion related to those secondary results is available in S2 Dataset. Eye movement results.

Effects of plantar stimulations upon saccades. Unlike vergence, saccades parameters of movement are not affected by the plantar stimulations, which confirms our second hypothesis. It is not surprising, knowing that saccade is a stereotyped, ballistic movement (500°/s, lasting around 50 milliseconds—Leigh and Zee 2006, see Fig 4) which does not seem compatible with the use of a distant source of information, implying, for the supra-spinal loops a latency around 100ms (Fallon et al. 2005). Another explanation is that some CNS zones like the supraoculomotor area of the mesencephalic reticular formation are specifically assigned to the control of vergence and might therefore be specifically influenced by the cutaneous afferents, contrary to the zones taking part only in the control of saccades (brainstem burst and omnipauses neurons, thalamus, basal ganglia—e.g. [26]).

Besides, despite common zones are also involved in conjugate and disconjugate eye movements, like the abducens nucleus, the lateral and medial recti of the oculomotor nucleus, the nucleus reticularis tegmenti pontis, the superior colliculus, the cerebellum, or some areas of the cerebral cortex (primary visual cortex, middle temporal cortex, medial superior temporal cortex, lateral intraparietal area, frontal eye field), the sensitivity to the modifications of eye position of the concerned neurons is not the same for vergence or conjugate movements (e.g. [26]).

These findings are also in congruence with the ones of other experiments which did not notice any modification of saccades parameters in seated compared to walking subjects (healthy or cerebellar) [73], nor after walk training among patients with cerebellar disorder [74].

A Synthesis

To conclude, we show for the first time that feet tactile afferents influence both postural and oculomotor control and keep their predominant role in orthostatic balance regulation while the eyes are moving. Interestingly there is no tight correlation between posture and ocular vergence modulations by the plantar inserts even though both are influenced. This would mean that although under common influence and interaction the CNS uses the podal signal for postural control and the podal signal for vergence control via specific mechanisms. Our assumption that the lateral stimulation would entail a better postural control than the medial one is not supported by the results. Indeed, the Surface and Variance of Speed parameters of the CoP

excursions do not show any difference between those stimulations, while a closer look upon the Y position, the wavelets and fractal analysis reveals that the MAS is more beneficial than the LAS. As regards eye movement, our initial hypothesis (hyp.2) is confirmed: the modification of plantar cutaneous afferents with thin plantar inserts has an action upon vergence only (not saccades). The modification of amplitude could be explained by exchanges of plantar and visual information in common zones of the CNS. The observed modifications are different depending on the stimulated foot zone.

A limitation of these findings could be the very low amplitude of the modifications observed (around 0.1°). Yet this effect, always small in amplitude, was systematic and statistically significant and is consistent with the results obtained by Popov et al. [12] after vibration of neck muscles (around 0.5°). Moreover, the movements of vergence are extremely frequent during daily life and small but repeated phenomena are thought to have a major impact on postural control [75–77].

As we recorded postural control in quiet stance, the head of the subjects was not fixated. Thus, changes in its position could lead to a change in vergence, like in the experiment of Erkelens et al. [13]. Yet, in that experiment, the subjects performed wide, voluntary fore-aft movements of the torso, while in ours they were instructed to stand still, in quiet stance. Therefore it does not seem likely that the observed changes in vergence could be attributed to changes in posture. Indeed, postural results did not show any statistical difference in the mean medio-latreal position of the CoP, the modifications of the antero-posterior sways of the CoP were only 2–3 millimetres, and it has been shown that forceplates measurements reflect the same properties of movements than actual body motions (namely for the hip, shoulder and head– [78]). Moreover, the specificity of the effect of each stimulation on vergence only also argues that the changes are mediated on the vergence system by the inserts and are not due to posture movement. We are planning to set up another experiment with a 3D motion analysis system that will answer that question.

As concerns the statistical analysis, we chose not to apply any p-value adjustments because the use of such methods is controversial [79, 80]. We followed Rothman's point of view [81] who considers that these kinds of adjustments increase type II errors and risk to have the researchers miss possibly interesting findings. However, it is worth to note that if Bonferroni corrections for multiple comparisons had been used, the significant p-value threshold would have been of .017, so that some of the results would have failed to reach significance.

Finally, it is remarkable that the mean vergence amplitude values are rather hypometric. This could be due to being standing in conjunction with the absence of instruction from the investigator to force for high accuracy.

This experiment can have clinical implications: this way of increasing the plantar afferents is quite simple, it does not need any battery contrary to vibrating devices, and the thinness of foot orthoses resorting to such inserts makes them easier to wear than big-wedged insoles. Therefore it may be useful to prevent mechanical pain or pathologies correlated with postural deficiency [29–34, 82] provided those effects persist over time. An experiment of Perry et al. [83] showed that peripheric thin mechanical stimulation of the foot of older subjects improves their lateral walking stability on the long term (12 weeks). Further studies are required to evaluate if specific thin plantar inserts keep their effects in quiet stance on the long run too.

These findings can draw the attention of clinicians on the importance of foot sensibility in postural control and encourage them to be aware of the consequences of stimulating the plantar skin, even with inserts which could seem very thin. Clinicians using insoles or foot orthosis (podiatrists for example) should choose wisely the inserts they place beneath the feet of their patients. The therapists working on eye movements (ophtalmologists, orthoptists, optometrists) should also take in account the influence of the entire posture upon vergence capabilities.

They should be well aware of the possible difference of influence of plantar afferents when they examine a seated or a standing patient.

This study is a first step that opens a new field for further experiments with synchronized eye movement and postural recordings and analysis (posture with fixation versus posture with convergence versus posture with divergence) on a moment to moment basis. They call to develop a multisensory integrative research approach which requires further technological developments.

Supporting Information

S1 Dataset. Postural results.
(XLS)

S2 Dataset. Eye movement results.
(XLS)

Acknowledgments

The authors wish to thank all the subjects who agreed to take part in the experiment, the members of the Institut de Posturologie for their help in finding certain studies, Laurent Giraud, Pierre-Marie Gagey, Lilian Borel and Michel Lacour for their advice with the wavelet software and Leeanne Palmer Thwaites & Scott Lemons for their help in reviewing the English. We thank Reviewer #2 for his/her helpful remarks which helped us to improve the quality and clarity of our work.

Author Contributions

Conceived and designed the experiments: AF ZK EM. Performed the experiments: AF CG. Analyzed the data: AF CG. Wrote the paper: AF ZK EM CG.

References

1. Roll JP, Roll R. Kinaesthetic and motor effects of extraocular muscle vibration in man. In: O'Reagan JL, Lévy-Schoen A, editors. Eye Movements: From Physiology to Cognition, Elsevier Publishers; 1987. pp. 57–68.
2. Roll JP, Roll R. From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control. In: Amblard B, Berthoz A, Clarac F, editors. Posture and gait: Development, adaptation and modulation. Elsevier, Amsterdam, 1988. pp. 155–164.
3. Christovão TC, Neto HP, Grecco LA, Ferreira LA, Franco de Moura RC, Eliege de Souza M, et al. Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. J Phys Ther Sci. 2013;Oct; 25(10):1353–6. doi: 10.1589/jpts.25.1353 PMID: 24259792
4. Forth KE, Layne CS. Background muscle activity enhances the neuromuscular response to mechanical foot stimulation, Am. J. Phys. Med. Rehabil. 2007; 86:50–66. PMID: 17304689
5. Forth KE, Layne CS. Neuromuscular responses to mechanical foot stimulation: the influence of loading and postural context, Aviat. Space Environ. Med. 2008; 79:844–851. PMID: 18785352
6. Aminian G, Safaeepour Z, Farhoodi M, Pezeshk AF, Saeedi H, Majddoleslam B. The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. Prosthet Orthot Int. 2013; 37(3):227–232. doi: 10.1177/0309364612461167 PMID: 23085538
7. Janin M, Dupui P. The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. Neuroscience Letters. 2009; 461:245–248. doi: 10.1016/j.neulet.2009.06.043 PMID: 19545613
8. Stacoff A, Kramers-de-Quervain I, Dettwyler M, Wolf P, List R, Ukelo T, et al. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. The Foot. 2007; 17(3):143–153
9. Janin M, Toussaint L. Change in center of pressure with stimulations via anterior orthotic devices. Gait and Posture. 2005; 21:879.

10. Han Y, Lennerstrand G. Eye movements in normal subjects induced by vibratory activation of neck muscle proprioceptors. Acta Ophthalmol Scand., 1995; 73(5):414–6. PMID: 8751119

11. Lennerstrand G, Han Y, Velay JL. Properties of eye movements induced by activation of neck muscle proprioceptors. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol., 1996; 234(11),: 703–709. PMID: 8950591

12. Popov KE, Lekhel H, Faldon M, Bronstein AM, Gresty MA. Visual and oculomotor responses induced by neck vibration in normal subjects and labyrinthine-defective patients. Exp Brain Res. 1999; 128:, 343–352 PMID: 10501806

13. Erkelens CJ, Van der Steen J, Steinman RM, Collewijn H. Ocular vergence under natural conditions. I. Continuous changes of target distance along the median plane. Proc R Soc Lond B Biol Sci.,1989; 236 (1285) :417–440. PMID: 2567519

14. Han Y, Lennerstrand G. Effects of neck muscles proprioceptive activation on the dynamic of monocularly driven horizontal vergence movements. Acta Ophthalmol Scand. 1998; 76(3): 283–288 PMID: 9686838

15. Kavounoudias A, Roll JP, Roll R. The plantar sole is a "dynamometric map" for human balance control. Neurol Report. 1998; 9:3247–3252.

16. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. Neuroscience Letters. 1999; 266:181–184. PMID: 10465703

17. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. J Physiol. 2001;1, 532(Pt 3):869–78. PMID: 11313452

18. Kavounoudias A, Roll JP, Anton JL, Nazarian B, Roth M, Roll R. Proprio-tactile integration for kinesthetic perception: an fMRI study. Neuropsychologia. 2008; 46(2):567–575. PMID: 18023825

19. Garrigues B. Anomalies de la localisation spatiale visuelle chez l'enfant dyslexique. Etude préliminaire. In: Weber B, Villeneuve P, editors Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives, Masson; 2007. pp.70–75.

20. Neycenssas C. Effet des orthèses plantaires à visée posturale sur le test de Maddox. La neutralisation des Epines Irritatives d'Appui Plantaire Inconscientes dans cette prise en charge du Syndrome de Déficience Posturale est-elle utile ? Mémoire DU PATA. Université de Bourgogne. 2013

21. Kapoula Z, Bucci MP. Postural control in dyslexic and non-dyslexic children. J Neurol., 2007; 254(9),: 1174–1183. PMID: 17676356

22. Kapoula Z, Matheron E, Demule E, Fauvel C, Bucci MP. Postural control during the Stroop test in dyslexic and non dyslexic teenagers. PLoS One., 2011;27; 6(4), e19272. doi: 10.1371/journal.pone.0019272 PMID: 21556369

23. Kapoula Z, Gaertner C, Yang Q, Denise P, Toupet M. Vergence and Standing Balance in Subjects with Idiopathic Bilateral Loss of Vestibular Function. PLoS One., 2013;18, 8(6), e66652. PMID: 23825551

24. Gaertner C, Creux C, Espinasse-Berrod MA, Orssaud C, Dufier JL, Kapoula Z. Postural control in non-amblyopic children with early-onset strabismus. Invest Ophthalmol Vis Sci., 2013; 54(1),: 529–536. doi: 10.1167/iovs.12-10586 PMID: 23150621

25. Rey F, Le TT, Bertin R, Kapoula Z. Saccades horizontal or vertical at near or at far do not deteriorate postural control. Auris Nasus Larynx. 2008; 35:185–191 PMID: 17825513

26. Leigh RJ, Zee DS. The saccadic system. In Leigh RJ, Zee DS, editors. The neurology of eye movements. Oxford University Press; 2006. pp. 111, 124–149, 355–360, 400, 401.

27. Fallon JB, Bent LR, McNulty PA, Macefield VG. Evidence for strong synaptic coupling between single tactile afferents from the sole of the foot and motoneurons supplying leg muscles. J Neurophysiol. 2005 Dec; 94(6):3795–804. Epub 2005 Aug 3. PMID: 16079197

28. Andersen OK. Studies of the organization of the human nociceptive withdrawal reflex. Focus on sensory convergence and stimulation site dependency. Acta Physiol (Oxf). 2007; 189 Suppl 654:1–35.

29. Hirata RP, Arendt-Nielsen L, Shiozawa S, Graven-Nielsen T. Experimental knee pain impairs postural stability during quiet stance but not after perturbations. Eur J Appl Physiol. 2012; 112(7):2511–2521. doi: 10.1007/s00421-011-2226-3 PMID: 22075641

30. Hirata RP, Jørgensen TS, Rosager S, Arendt-Nielsen L, Bliddal H, Henriksen M, et al. Altered Visual and Feet Proprioceptive Feedbacks during Quiet Standing Increase Postural Sway in Patients with Severe Knee Osteoarthritis. PLoS One. 2013;22; 8(8):e71253. doi: 10.1371/journal.pone.0071253 PMID: 23990940

31. Missaoui B, Portero P, Bendaya S, Hanktie O, Thoumie P. Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. Neurophysiol Clin 2008; 38: 447–457. doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.004 PMID: 19026964

32. Matheron E, Kapoula Z. Vertical Heterophoria and Postural Control in Nonspecific Chronic Low Back Pain. Plos One., 2011;Mar 30; 6(3):e18110. doi: 10.1371/journal.pone.0018110 PMID: 21479210

33. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. Spine (Phila Pa 1976). 2001; 26(7):724–730.

34. Silva AG, Cruz AL. Standing balance in patients with whiplash-associated neck pain and idiopathic neck pain when compared with asymptomatic participants: A systematic review. Physiother Theory Pract. 2013; 29(1):1–18. doi: 10.3109/09593985.2012.677111 PMID: 22515180

35. Villeneuve P, Ehring C, Kurzawa S, Weber B. Plantar orthotics for patients with chronic low back pain (CLBP) decreases pain and improves spine function and mobility. Scientific testing of orthotic devices. 2011.

36. Duane A. Normal values of the amplitude of accommodation at all ages. J Am Med Assoc. 1912; 59:1010–1013

37. Rutstein RP, Fuhr PD, Swiatocha J. Comparing the amplitude of accommodation determined objectively and subjectively. Optom Vis Sci. 1993; 70(6):496–500. PMID: 8336912

38. Clarke AH, Ditterich J, Druen K, Schonfeld U, Steineke C. Using high frame rate CMOS sensors for three-dimensional eye tracking. Behav Res Methods Instrum Comput. 2002; 34:549–560. PMID: 12564559

39. Marendaz C. Selection of reference frames and the 'vicariance' of perceptual systems. Perception. 1989; 18(6):739–51. PMID: 2628925

40. Kennedy PM, Inglis JT. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. J Physiol. 2002; 538:995–1002. PMID: 11826182

41. Gagey PM, Weber B. Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout. Masson (eds), Liège; 2004.

42. Naschner LM. Organization and programming of motor activity during posture control. Prog Brain Res. 1979; 50: 177–184. PMID: 551424

43. Paillard T, Costes-Salon C, Lafont C, Dupui P. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? Br J Sports Med. 2002; 36: 304–305. PMID: 12145123

44. Bernard-Demanze L, Dumitrescu M, Jimeno P, Borel L, Lacour M. Age related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. Curr Aging Sci 2009; 2: 139–149 PMID: 20021408

45. Lacour M, Bernard-Demanze L, Dumitrescu M. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. Neurophysiol Clin. 2008; 38: 411–421 doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.005 PMID: 19026961

46. Dumistrescu MP, Lacour M. Nouveaux critères quantitatifs d'analyse du contrôle postural. In: Pérennou D, Lacour M, editors. Efficience et déficiences du contrôle postural. 2006. pp. 65–75.

47. Manabe Y, Honda E, Shiro Y, Sakai K, Kohira I, Kashihara K, et al. Fractal dimension analysis of static stabilometry in Parkinson's disease and spinocerebellar ataxia. Neurol Res. 2001; 23(4):397–404. PMID: 11428521

48. Błaszczyk JW, Klonowski W. Postural stability and fractal dynamics. Acta Neurobiol Exp (Wars). 2001; 61(2):105–112.

49. Doyle TL, Newton RU, Burnett AF. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. Arch Phys Med Rehabil. 2005; 86(10):2034–2040. PMID: 16213250

50. Tropp H. Commentary: Functional Ankle Instability Revisited. J Athl Train. 2002; 37(4):512–515. PMID: 12937576

51. Takagi M, Frohman EM, Zee DS. Gap-overlap effects on latencies of saccades, vergence and combined vergence-saccades in humans. Vision Res., 1995; 35(23–24),: 3373–88. PMID: 8560806

52. Yang Q, Bucci MP, Kapoula Z. The latency of saccades, vergence, and combined eye movements in children and in adults. Invest Ophthalmol Vis Sci., 2002; 43:, 2939–2949. PMID: 12202513

53. Collewijn H, Erkelens CJ, Steinman RM. Trajectories of the human binocular fixation point during conjugate and non-conjugate gaze-shifts. Vision Research,. 1997; 37(8),: 1049–1069. PMID: 9196724

54. Erkelens CJ. A dual visual-local feedback model of the vergence eye movement system. Journal of Vision., 2011; 11(10):, 1–14 doi: 10.1167/11.10.21 PMID: 21954299

55. Semmlow JL, Hung GK, Horng JL, Ciuffreda KJ. Initial control component in disparity vergence eye movements. Ophthalmic & Physiological Optics, 1993; 13,: 48–55.

56. Semmlow JL, Hung GK, Horng JL, Ciuffreda KJ. Disparity vergence eye movements exhibit preprogrammed motor control. Vision Research,. 1994; 34(10):, 1335–1343. PMID: 8023442

57. Tyler CW, Elsaid AM, Likova LT, Gill N, Nicholas SC. Analysis of human vergence dynamics. J Vis. 2012; 12(11). pii: 21. doi: 10.1167/12.11.21

58. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates. 1988.

59. Chiang JH, Wu G. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. Gait & Posture 1997; 5:239–245.

60. Sparks DL. Conceptual issues related to the role of the superior colliculus in the control of gaze. Curr Opin Neurobiol. 1999; 9(6):698–707. PMID: 10607648

61. Hollands MA, Ziarva NV, Bronstein AM. A new paradigm to investigate the roles of head and eye movements in the coordination of whole-body movements. Exp Brain Res. 2004; 154(2):261–266. PMID: 14639471

62. Angın S, Ilçin N, Yeşilyaprak SS, Simşek IE. Prediction of postural sway velocity by foot posture index, foot size and plantar pressure values in unilateral stance. Eklem Hastalik Cerrahisi. 2013; 24(3):144–148. doi: 10.5606/ehc.2013.32 PMID: 24191879

63. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. Gait Posture. 2013; 38(3):363–372. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.010 PMID: 23391750

64. Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. J Neurophysiol. 2012; 107(5):1513–21. doi: 10.1152/jn.00256.2011 Epub 2011 Dec 7. PMID: 22157121

65. Andersson GBJ, Ortenfren R, Nachemso P. Intra-discal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. Clin. Orthop. Rel. Res., 1977; 129:156–164.

66. Kuriyama N, Ito H. Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. J Nippon Med Sch. 2005; 72(3):165–173. PMID: 16046833

67. Hollands MA, Marple-Horvat DE, Henkes S, Rowan K. Human eye movements during visually guided stepping. J Mot. Behav. 1995; 27(2):155–163. PMID: 12736124

68. Hollands MA, Marple-Horvat DE. Visually guided stepping under conditions of step cycle-related denial of visual information. Exp Brain Res. 1996; 109(2):343–356. PMID: 8738381

69. Hollands MA, Marple-Horvat de. Coordination of eye and leg movements during visually guided stepping. J Mot. Behav. 2001; 33:205–216. PMID: 11404215

70. Kavounoudias A, Roll JP, Anton JL, Nazarian B, Roth M, Roll R. Proprio-tactile integration for kinesthetic perception: an fMRI study. Neuropsychologia. 2008 Jan 31; 46(2):567–75. Epub 2007 Oct 10. PMID: 18023825

71. Gamlin PD, Yoon K. An area for vergence eye movement in primate frontal cortex. Nature. 2000; 407 (6807) :1003–1007 PMID: 11069179

72. Tzelepi A, Lutz A, Kapoula Z. EEG activity related to preparation and suppression of eye movements in 3-D space. Exp Brain Res. 2004; 155(4):439–449 PMID: 14730413

73. Crowdy KA, Hollands MA, Ferguson IT, Marple-Horvat DE. Evidence for interactive locomotor and oculomotor deficits in cerebellar patients during visually guided stepping. Exp Brain Res. 2000; 135 (4):437–454. PMID: 11156308

74. Crowdy KA, Kaur-Mann D, Cooper HL, Mansfield AG, Offord JL, Marple-Horvat DE. Rehearsal by eye movement improves visuomotor performance in cerebellar patients. Exp Brain Res., 2002; 146(2):244–247. PMID: 12195526

75. Baron JB, Raison S, Lepoivre N, Munier R. Vertigo of dental origin. Rev. Oto-neuro-ophtal., 1953; 25,: 1–4

76. Matheron E, Lê TT, Yang Q, Kapoula Z. Effects of a two-diopter vertical prism on posture. Neurosci Lett. 2007; 423(3),: 236–240. PMID: 17709195

77. Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ. Human multisensory fusion of vision and touch: detecting non-linearity with small changes in the sensory environment. Neurosci Lett. 2001; 315(3):113–116. PMID: 11716976

78. Fransson PA, Hjerpe M, Johansson R. Adaptation of multi-segmented body movements during vibratory proprioceptive and galvanic vestibular stimulation. J Vestib Res. 2007; 17(1):47–62. PMID: 18219104

79. Feise RJ. Do multiple outcome measures require p-value adjustment? BMC Med Res Methodol. 2002 Jun 17; 2:8. PMID: 12069695

80. Streiner DL, Norman GR. Correction for multiple testing: is there a resolution? Chest. 2011 Jul; 140 (1):16–8. doi: 10.1378/chest.11-0523 PMID: 21729890

81. Rothman KJ. No adjustments are needed for multiple comparisons. Epidemiology. 1990 Jan; 1(1):43–6. PMID: 2081237

82. Giacomini PG, Alessandrini M, Evangelista M, Napolitano B, Lanciani R, Camaioni D. Impaired postural control in patients affected by tension-type headache. Eur J Pain. 2004; 8(6):579–583. PMID: 15531226

83. Perry SD, Radtke A, McIlroy WE, Fernie GR, Maki BE. Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2008; 63(6):595–602. PMID: 18559634

III - ETUDE 2 : Comment l'efficience extéroceptive plantaire module le contrôle postural et oculomoteur : variabilité inter-individuelle

1. Introduction…….....……..173

2. Matériel et méthode……..……..174

3. Résultats…….……..……..174

4. Discussion……..……..……..174

ETUDE 2 :

Comment l'efficience extéroceptive plantaire module le contrôle postural et oculomoteur : variabilité inter-individuelle

How plantar exteroceptive efficiency modulates postural and oculomotor control: inter-individual variability

1. Introduction

Cette étude complète la première et a pour but d'expliquer l'importante variabilité inter-individuelle observée dans celle-ci. Partant des connaissances établies sur l'existence de variabilité inter-individuelle dans l'utilisation des afférences plantaires et visuelles (voir Première Partie, Chapitre III.3) et d'observations cliniques régulières, nous avons fait l'hypothèse que la variabilité observée dans les résultats de la 1ère étude puisse être liée à un degré d'utilisation plus ou moins important des afférences cutanées plantaires.

Nous avons donc utilisé la méthode du Quotient Plantaire (QP - Dujols 1991) afin d'évaluer l'importance de l'utilisation des afférences plantaires chez les sujets ayant participé à la première étude. Cette méthode est classiquement utilisée à cette fin (Dujols 1991, Fujimoto et al. 2009, 2012, Okumura et al. 2015) et consiste à comparer les performances posturales des sujets (en termes de Surface d'oscillations du CPP) lorsqu'ils se tiennent debout sur un sol dur ou sur une couche de mousse : $QP = S_{mousse} / S_{sol\ dur} x100$. La mousse diminuant la disponibilité des informations plantaires (Yi et Park 2009), cela s'accompagne normalement d'une moindre stabilité, révélée par un QP>100. Ainsi, le QP renseigne sur le poids des afférences cutanées plantaires utilisées dans le contrôle postural (Oie et al. 2002, Isableu et al. 2011) : plus il est élevé, plus le sujet s'appuie sur ces informations pour assurer sa stabilisation.

Nous avons donc classé nos sujets en deux groupes : les Sujets Indépendants Plantaires (SIP, n = 12) et les Sujets au Quotient Plantaire Normal (SQPN, n = 19), puis nous avons ré-analysé les données de la 1ère étude pour chacun de ces sous-groupes. Nous avons

fait l'hypothèse que les SIP seraint moins affectés par les inserts plantaires que les SQPN, pour le contrôle postural et oculomoteur.

2. Matériel et méthode

2.1 Sujets

Sur les trente six sujets de l'expérience précédente, trente et un ont participé à l'étude : quatorze hommes et dix sept femmes, âgés de 25,7 ± 3,8 ans.

2.2 Conditions expérimentales

Les conditions expérimentales relatives à la première étude ont été décrites précédemment. Dans cette étude *a posteriori*, nous avons utilisé la même plateforme de forces (TechnoConcept) pour évaluer le degré de dépendance somesthésique des sujets.

Leur Quotient Plantaire a été calculé à partir de deux enregistrements des déplacements du CPP pendant 51.2 secondes à 40Hz : un sur sol dur et un avec une couche de mousse sous leurs pieds (Dépron® 6mm d'épaisseur, shore 20A), dans un ordre contrebalancé. Les participants devaient fixer une cible visuelle située à 90cm en face de leurs yeux.

2.3 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée sous Statsoft / Statistica (7.1) à l'aide de tests non paramétriques étant donné que certaines distributions ne suivaient pas la loi normale et étaient impossibles à normaliser.

3. Résultats

3.1 Evaluation du Quotient Plantaire et constitution des groupes

Nous avons obtenu un QP moyen (126) similaire à celui de Dujols. Dix-neuf sujets avaient un QP>100 et ont donc été classés SQPN, douze avaient un QP<100 et ont été classés

SIP. Les seules différences entre les groupes concernent le QP et la Surface sur sol dur : les SIP avaient un QP plus bas et une Surface sur sol dur plus élevée que les SQPN.

3.2 Comparaison des effets des inserts plantaires fins au sein de chaque groupe

3.2.1 Contrôle postural

Chez les SQPN, nous avons retrouvé une diminution significative de la Surface avec l'EMI et l'EME par rapport à la condition Contrôle ainsi qu'une tendance à la diminution avec l'EMI par rapport à l'EME. De même, la Variance de la Vitesse était significativement plus basse avec l'EMI par rapport à Contrôle. Enfin, la position moyenne du CPP en Y (i.e. antéro-postérieure) était significativement plus postérieure avec l'EMI et l'EME par rapport à la condition Contrôle.

Chez les SIP, le seul effet significatif retrouvé était une position du CPP en Y significativement plus postérieure avec l'EMI par rapport à Contrôle. Dans l'ensemble, on observe donc davantage d'effets significatifs avec les inserts plantaires chez les SQPN.

3.2.2 Contrôle oculomoteur

Chez les SQPN, l'amplitude totale de divergence était plus importante avec l'EME qu'avec l'EMI, l'amplitude phasique de divergence était plus importante avec l'EMI qu'avec l'EME et Contrôle, et l'amplitude tonique de divergence était moins importante avec l'EMI qu'avec l'EME et Contrôle. La divergence avait également une latence plus longue que la convergence dans la condition Contrôle et avec l'EMI.

Chez les SIP en revanche, aucun effet significatif des inserts plantaires n'a été observé, sur aucun de ces paramètres oculomoteurs.

4. Discussion

4.1 Résultats du Quotient Plantaire

Avec un QP moyen de 126 nos résultats sont en accord avec la littérature (Dujols 1991). Cela confirme que les sujets sont plus stables sur sol dur que sur mousse (voir Première Partie, Chapitre II.2.1.4 Interposition de mousse), ce qui se traduit par un QP>100.

Il faut noter que dans la littérature les auteurs utilisent des plaques de mousse molle et épaisse (plusieurs cm), ce qui induit à la fois des effets mécaniques (Patel et al 2008a, 2008b, Yi et Park 2009) et sensoriels, ces derniers impliquant à la fois l'extéroception et la proprioception plantaire. Ici, nous avons utilisé une mousse fine et ferme (Dépron® 6mm, shore 20A) de manière à avoir une action plus ciblée sur les afférences cutanées (Dujols 1991, Leporck et Villeneuve 1996).

4.2 Comparaison des effets des inserts plantaires fins au sein de chaque groupe

Le seul effet postural persistant chez les SIP est un recul de leur CPP (position antéro-postérieure moyenne du CPP en Y), et uniquement avec l'EMI comparé à la condition contrôle. Ils ne présentent pas de changement significatif dans les paramètres du contrôle postural ni oculomoteur.

Ces résultats confirment notre hypothèse : parmi les SIP, les effets des inserts plantaires sur le contrôle postural disparaissent presque entièrement, et sont totalement absents en ce qui concerne le contrôle oculomoteur. Par opposition, ces effets persistent chez les SQPN.

4.3 Indépendance plantaire ou inefficience plantaire ?

Une diminution de l'utilisation des afférences cutanées plantaires (surtout chez des sujets sains) ne semble pas avoir de raison physiologique, il semble plus probable que les SIP soient victimes d'un dysfonctionnement somesthésique. L'amélioration de la stabilité sur mousse (i.e. l'Indépendance Plantaire) pourrait être due à une dysfonction des récepteurs de la sole plantaire qui est supprimée lorsque le sujet se tient sur la mousse, cette dernière agissant comme une anesthésie plantaire (Yi et Park 2009).

Nous proposons que la dysfonction somesthésique non douloureuse nommée « Epine Irritative d'Appui Plantaire » (Janin 2009, 2015) puisse expliquer nos résultats. Selon les premiers cliniciens à les avoir décrites (Leporck et Villeneuve 1996), il s'agirait de « zones nociceptives podales conscientes ou non qui lors de leur mise en contact avec l'environnement entraînent une modification de la posture ou de l'équilibre chez l'homme debout ». Il est maintenant connu que même des stimuli plantaires non conscients peuvent modifier les performances posturales en orthostatisme (Priplata et al. 2002, 2003, 2006). Janin (2009) a suggéré qu'une augmentation de la pression sous certaines zones plantaires (comme la 1ère tête métatarsienne) puisse entraîner une augmentation de la fréquence de décharge des récepteurs de la sole plantaire. Celle-ci constituerait un bruit qui pourrait être assimilé à une nociception non consciente et produire des effets potentiellement capables de nuire à l'intégrité de l'organisme (i.e. une nociception selon la définition de Sherrington - 1910), comme l'instabilité.

Comme nous montrons ici que l'influence des stimulations plantaires fines disparaît presque entièrement chez les SIP, cela suggère que la présence de ce dysfonctionnement empêche ces sujets d'utiliser correctement leurs afférences cutanées plantaires, à la fois pour le contrôle postural et oculomoteur.

Conclusion

La variabilité interindividuelle dans les résultats de notre première étude (Foisy et al. 2015) peut être expliqué par le degré d'utilisation des afférences plantaires des sujets. De plus, comme elle est corrélée à une incapacité à les utiliser correctement, la situation d'Indépendance Plantaire apparaît plutôt comme une Inefficience des Afférences Plantaires (IAP). Elle semble être en rapport avec le phénomène non physiologique d'Epine Irritative d'Appui Plantaire. Néanmoins, d'autres recherches sont nécessaires pour objectiver cette entité clinique et ses bases neurales. Ces résultats constituent une invitation pour les chercheurs et les cliniciens à tenir compte des différences inter-individuelles dans l'utilisation des afférences plantaires lorsqu'ils prennent en charge des sujets debout.

Valorisation

Cette étude a été publiée dans la revue Frontiers in Human Neuroscience (Foisy et Kapoula 2016a) – article pages suivantes. Elle a fait l'objet d'une parution sous forme de poster dans la revue professionnelle Le Podologue.

frontiers in Human Neuroscience

ORIGINAL RESEARCH
published: xx May 2016
doi: 10.3389/fnhum.2016.00228

How Plantar Exteroceptive Efficiency Modulates Postural and Oculomotor Control: Inter-Individual Variability

Arnaud Foisy and Zoï Kapoula*

IRIS Team, Physiopathologie de la Vision et Motricité Binoculaire, FR3636 Neurosciences Centre National de la Recherche Scientifique University Paris Descartes, Paris, France

In a previous experiment, we showed that among young and healthy subjects, thin plantar inserts improve postural control and modify vergence amplitudes. In this experiment, however, significant inter-individual variability was observed. We hypothesize that its origin could be attributed to a different reliance upon feet cutaneous afferents. In order to test this hypothesis, we re-analyzed the data relative to 31 young (age 25.7 ± 3.8) and healthy subjects who participated in the first experiment after having classified them into two groups depending on their Plantar Quotient (PQ = Surface area of CoP_{foam}/Surface area of $CoP_{firm\ ground} \times 100$). Foam decreases the information arising from the feet, normally resulting in a PQ > 100. Hence, the PQ provides information on the weight of plantar cutaneous afferents used in postural control. Twelve people were Plantar-Independent Subjects, as indicated by a PQ < 100. These individuals did not behave like the Normal Plantar Quotient Subjects: they were almost insensitive to the plantar stimulations in terms of postural control and totally insensitive in terms of oculomotor control. We conclude that the inter-individual variability observed in our first experiment is explained by the subjects' degree of plantar reliance. We propose that plantar independence is a dysfunctional situation revealing inefficiency in plantar cutaneous afferents. The latter could be due to a latent somatosensory dysfunction generating a noise which prevents the CNS from correctly processing and using feet somatosensory afferents both for balance and vergence control: Plantar Irritating Stimulus. Considering the non-noxious nature and prevalence of this phenomenon, these results can be of great interest to researchers and clinicians who attempt to trigger postural or oculomotor responses through mechanical stimulation of the foot sole.

Keywords: eye movement, feet cutaneous afferents, inter-individual differences, nociception, plantar quotient, plantar irritating stimulus, postural control, thin plantar insert

OPEN ACCESS

Edited by:
Christopher J. Hasson, Northeastern University, USA

Reviewed by:
Christopher K. Rhea, University of North Carolina - Greensboro, USA
Leonard James Smart, Miami University, USA
Nikita Kuznetsov, University of North Carolina Greensboro, USA

****Correspondence:***
Arnaud Foisy
arnaud.foisy@gmail.com

Received: *05 March 2016*
Accepted: *29 April 2016*
Published: *xx May 2016*

Citation:
Foisy A and Kapoula Z (2016) How Plantar Exteroceptive Efficiency Modulates Postural and Oculomotor Control: Inter-Individual Variability. Front. Hum. Neurosci. 10:228. doi: 10.3389/fnhum.2016.00228

INTRODUCTION

The control of posture involves a multisensory system in which somatosensory information arising from the feet plays an important role (Nashner et al., 1982; Kavounoudias et al., 2001). In their experiment, Kavounoudias et al. (2001) stimulated foot sole mechanoreceptors and ankle tendons

Abbreviations: CoP, Center of Pressure; MAS, Medial Arch Support; LAS, Lateral Arch Support; NPQS, Normal Plantar Quotient Subjects; PIS, Plantar-Independent Subjects; PQ, Plantar Quotient.

muscle spindles with low amplitude mechanical vibrations. They concluded that the regulation of small-amplitude body sways is mainly assigned to feet tactile afferents, whereas ankle muscle proprioception is more involved in the regulation of larger body sways. Consequently, when this source of information is degraded, balance is impaired. For instance, Simoneau et al. (1995) demonstrated an increase of the Surface area of body sway in patients with diabetic neuropathy as compared to healthy subjects. Plantar anesthesia also increases instability both while standing and walking (Fiolkowski et al., 2002). Somatosensory afferents can also be altered experimentally through the interposition of foam between the ground and the subject's feet. All of the experiments resorting to this method have demonstrated that subjects are more unstable when they stand on foam (Chiang and Wu, 1997; Wu and Chiang, 1997; Isableu and Vuillerme, 2006; Patel et al., 2008a,b; Yi and Park, 2009 among others). Indeed, foam decreases the information arising from the feet: Yi and Park (2009) have shown that when healthy subjects are standing on foam, it induces a decrease in plantar cutaneous sensitivity to microfilament touch, similar to the one shown by patients suffering from peripheral sensory neuropathy.

Moreover, an influence of plantar cutaneous afferents upon oculomotor control has been suggested in previous studies and clinical observations. For example, Roll and Roll (1987, 1988) showed that the vibration of extrinsic foot muscles gives rise to an impression of the displacement of a visual target. Erkelens et al. (1989) also showed that vergence accuracy is best during body movements. This led us to investigate the effects of thin plantar inserts on both posture and eye movement control in an ecologic situation during which young and healthy subjects were performing saccade end vergence eye movements while being standing (Foisy et al., 2015). The results of this first experiment showed a decrease in the Surface area and Variance of Speed of the Center Of Pressure (CoP) displacements when the subjects were standing on a bilateral 3-mm-high Medial Arch Support (MAS) or Lateral Arch Support (LAS). These results suggested an increase in stability with corresponding decrease in energy expenditure. Moreover, we also recorded a more posterior position of the CoP with either stimulation compared with the control (no stimulation) condition. Concerning eye movements, the inserts influenced vergence: MAS caused an increase in the phasic amplitude of divergence, and conversely a decrease in the tonic amplitude. In contrast, LAS caused an increase in the tonic amplitude of convergence.

In this experiment, however, we noticed large inter-subject variability both for the postural and oculomotor results. Such inter-individual differences had already been reported elsewhere. As concerns postural control, Patel et al. (2008b) showed that different kinds of foam increased body movements; however, they also mentioned a minority of subjects who did not behave like the others, exhibiting less stablility on firm ground than on foam. Isableu and Vuillerme (2006) also showed that a 2-cm foam surface set beneath the feet of young and healthy subjects increased the instability of the ones who were the most stable on firm ground. Yi and Park (2009) studied the quality of movement detection of subjects standing on a translated platform, either on firm ground or with foam interposition between the feet and the platform. They noticed that the subjects who had the lower detection threshold (i.e., more accurate) on firm ground were the ones who showed the larger increase in that threshold on foam. This means they made greater use of their plantar cutaneous afferents than did the others. As for oculomotor control, Erkelens et al. (1989) studied the accuracy of vergence movements in standing subjects and reported idiosyncratic variations in the dynamics of convergence and divergence. Tyler et al. (2012) assessed the disparity vergence of healthy subjects and also found different subgroups of vergence behavior, most especially with respect to the courses patterns of convergence and divergence dynamics.

However, none of these experiments provided an explanation for the observed results, whether it be in relation to postural or oculomotor control. Given that we used thin plantar inserts, and in accordance with regular clinical observations, we hypothesize that this inter-subject variability might be related to a different reliance upon feet cutaneous afferents. Several methods can be used to test the reliance upon sensory components for the control of balance. For example, the EquiTest Sensory Organisation Test uses computerized dynamic posturography in six conditions, removing one or more sensory inputs involved in postural control to calculate ratios identifying reliance on the different sensory systems (visual, vestibular, somatosensory—see Alahmari et al., 2014). In particular, the somatosensory feedback is altered by an unstable platform. The somatosensory reliance is also classically assessed by comparing the stability (in terms of Surface area of excursions of the Center of Pressure) of the subjects when they stand on firm ground and when they stand on a foam pad. Dujols (1991) called this method "Plantar Quotient" (PQ), Fujimoto et al. (2009, 2012), and Okumura et al. (2015) "foam ratio." As foam decreases the information arising from the feet (Yi and Park, 2009), foam interposition normally results in a decrease in stability for that condition, revealed by a PQ > 100. Thus, this quotient indicates the weight of plantar cutaneous afferents used in postural control: the higher it is, the more the subject relies on the information arising from his or her feet to keep balance (Oie et al., 2002; Isableu et al., 2011). This method has the advantage of yielding greater antero-posterior and medio-lateral symmetry in the postural responses than the Sensory Organisation Test and is simpler to use in clinical practice (Allum et al., 2002).

Therefore, in the present study, we assessed the somatosensory dependence of the population of our last experiment by means of the Plantar Quotient. Then, we re-analyzed the data of our previous experiment according to each sub-group determined through this quotient. We hypothesize that subjects with PQ < 100, that is, Plantar-Independent Subjects, would be less influenced by the plantar inserts in terms of postural and oculomotor control than Normal Plantar Quotient Subjects (PQ > 100). These questions are important to answer because feet cutaneous afferents are a major source of information for the postural control system (Kavounoudias et al., 2001). A decreased use of this input may provoke instability and could eventually lead to its consequences, such as mechanical pain (Missaoui et al., 2008; Ruhe et al., 2013).

MATERIALS AND METHODS

Ethics Statement

The investigation adhered to the principles of the Declaration of Helsinki and was approved by the "Comité de Protection des Personnes" (CPP) Ile de France VI (No: 07035), Necker Hospital, in Paris. The subjects gave informed written consent after the nature of the procedure was explained.

Subjects

Thirty one among the thirty six subjects featured in the previous paper were available to be tested for somatosensory reliance (five were not available to perform the present experiment). They were recruited from paramedical schools, 14 males and 17 females, mean age 25.7 ± 3.8 years, mean height 171.1 ± 8.9 cm, mean body weight 64.9 ± 10.6 kg. Their characteristics are summarized in Table S1.

None of them were taking medication and all of them were asymptomatic. All subjects were emmetropic and wore no glasses. Their visual acuity at close distance was examined by means of Parinaud's reading test. The results were all normal (2 for 29 subjects, 3 for 2 of them). Binocular visual function was also assessed with the stereoacuity TNO test and all values were normal, that is 60″ of arc or lower. They also had an amplitude of accommodation (measured with the push-up method) of 8.99 dioptres (±1.54), which is within Duane's normative data (9.5 ± 2 dioptres; Duane, 1912). The *t*-test test did not show any statistical difference with the theoretical physiologic value ($p = 0.20$).

Testing Conditions, Postural, and Eye Movement Recording

In our initial experiment (Foisy et al., 2015), the postural and oculomotor performances of the subjects were recorded using a force platform and an eye-tracker. The following section summarizes the experimental paradigm of that first experiment, the details of which can be found in the original publication.

The force platform was composed of two clogs (produced by TechnoConcept, Céreste, France) whose position was standardized: feet placed side by side, forming a 30° angle with the heels separated by 4 cm. Each clog holds 2 strain gauges (one beneath the metatarsal heads, one beneath the heel) which are force—electric tension transducers. The height and weight of the subjects were factored into the calculations of the CoP displacements. The CoP displacements were recorded over a period of 51.2 s; the equipment contained an Analog—Digital converter of 16 bits and the sampling frequency of the CoP was 40 Hz. The main significantly changing postural parameters were the Surface area of the CoP, its Variance of Speed and its mean antero-posterior (Y) position. The Surface area represents 90% of the instantaneous positions of the CoP included within the confidence ellipse, eliminating the extreme points (Ruhe et al., 2013).

The eye-tracker used to record eye movements was the Chronos Skalar video oculography apparatus, which consists of two infra-red cameras, recording eye movements at a sampling of 200 frames per second. The significantly changing eye movement parameters were the phasic and the tonic amplitudes of convergence and divergence. The phasic amplitude of vergence refers to the amplitude of the movement in its initial stage, which occurs under open-loop control (i.e., without visual feedback). The tonic amplitude corresponds to the second, closed-loop stage of the movement, which is under the influence of visual retroaction.

The subjects were asked to stand still, barefoot, on the force plate in front of a diode-table set at eye level. They were instructed to fixate on the target LED which lit up, making them do horizontal saccades, 10 convergence and 10 divergence movements, in a random order and overlap paradigm (**Figure 1**). There were three counterbalanced conditions of plantar stimulation: with no stimulation (Control condition), with a bilateral 3-mm-high Medial Arch Support (MAS condition) and with a bilateral 3-mm-high Lateral Arch Support (LAS condition; **Figure 2**). These plantar inserts were made of rigid polyester resin, with a shore rating of 60 A and a density of 250 kg/m^3. A sheet of paper was set beneath the subjects' feet in each condition. In order to place the plantar inserts under the subjects' feet in the right place, Betadine® was brushed under the mid foot of the subjects after they lifted their heel. Then, they placed their heel on the sheet of paper, thus marking it with the Betadine® and lifted it again while the experimenter placed the insert on the medial half of the mark (MAS condition), or on the lateral half of it (LAS condition). This procedure was also done for the control condition, even if no insert was placed under the feet.

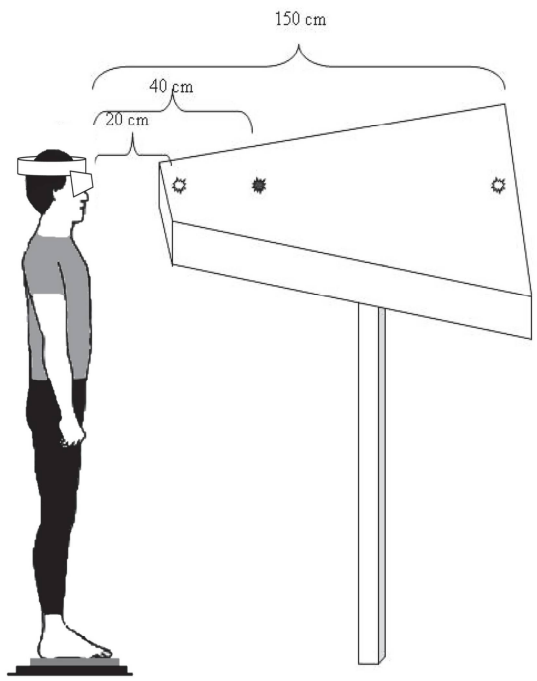


FIGURE 1 | Visual target and eye movement recording. The subject is standing on a force platform, staring at the LEDs successively lit, which results in convergence and divergence eye movements.

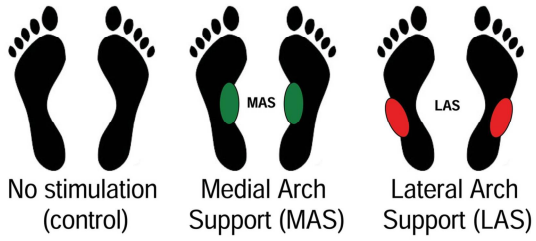


FIGURE 2 | Posturography testing conditions. Three millimeter thick inserts (SH 60A, 250 kg/mm^2) were placed beneath the midfoot: on the medial half of the external band of the footprint (MAS condition), or on the lateral half (LAS condition).

We concluded that these plantar inserts improve postural control (decrease of Surface area and Variance of Speed with both inserts) and have influence vergence movements in a distinctive way according to the part of the foot sole being stimulated. For a complete description and explanation of the parameters and results, please see Foisy et al. (2015).

Somatosensory Dependence Assessment

We assessed the somatosensory dependence of the subjects using the Plantar Quotient (PQ—Dujols, 1991). The participants were asked to stand still and stare at a target at 90 cm in front of their eyes while standing on the force platform (same device as in the previous experiment). They performed two recordings, one on firm ground and one with a foam surface between their feet and the platform, in a counterbalanced order. The CoP displacements were recorded over a period of 51.2 s and the sampling frequency of the CoP was 40 Hz. We used the same foam as Dujols: Dépron® 6 mm thick, shore 20 A. The PQ for each subject was calculated from these values. This measure is based upon the same principle as the Romberg Quotient (Brandt et al., 1986; Le and Kapoula, 2007) and consists in the ratio between the Surface area of the CoP excursions while the subjects stand on foam and the Surface area while they stand on firm ground: $PQ = S_{foam}/S_{firm\ ground} \times 100$.

We divided our population into two groups: the subjects who showed a normal response, being more stable on firm ground than on foam (PQ > 100), which we will called "Normal Plantar Quotient Subjects" (NPQS); and those who were more stable on foam than on firm ground (PQ < 100), which will be called "Plantar-Independent Subjects" (PIS). To test our hypothesis we re-analyzed the data of our first experiment (Foisy et al., 2015) by comparing the effects of thin plantar inserts on the significantly changing parameters of postural and oculomotor control among the NPQS and in the PIS.

Statistical Analysis

Statistical analysis was performed using Friedman's ANOVA separately on those two groups (procedure of Statsoft/Statistica, release 7.1) since the test of Shapiro–Wilk revealed that some of the distributions were not normal and proved impossible to normalize. *Post hoc* comparisons were done whenever necessary using the test of Wilcoxon, with $p < 0.05$ considered as significant. The magnitudes of the differences were assessed by the effect size (Cohen's d).

RESULTS

Plantar Quotient Results and Group Constitution

We obtained quite a similar mean PQ (126) as Dujols did on 69 normal subjects (132). Nineteen subjects had a PQ higher than 100 (mean PQ = 162 ± 61) and were categorized as NPQS. Twelve subjects had a PQ below 100 (mean PQ = 69 ± 23) and were categorized as PIS.

Mann-Whitney *U*-tests showed that the two groups did not have significantly different ages ($z = 0.16$, $p = 0.87$), heights ($z = -0.85$, $p = 0.39$), weights ($z = -0.16$, $p = 0.87$), stereoacuity ($z = 1.46$, $p = 0.11$), visual acuity ($z = -0.49$, $p = 0.25$), and amplitude of accommodation ($z = -0.16$, $p = 0.87$). The only significantly difference between the two groups was their PQ ($z = -4.62$, $p < 0.01$, $d = 2.02$), the PIS having a lower Plantar Quotient than the NPQS due to a higher Surface area on firm ground ($z = 2.43$, $p = 0.01$, $d = 3.05$; see Table S1).

Comparison of the Effects of Thin Plantar Inserts within Each Group

Postural Control

For the NPQS, the ANOVA showed a main effect of the sole stimulation conditions on the Surface area [$\chi^2_{(2,\ 19)} = 9.58$, $p = 0.01$]. The test of Wilcoxon showed that the Surface area was statistically lower with MAS than in Control condition ($z = 2.25$, $p = 0.02$, $d = 0.78$). A borderline difference between Control and LAS ($z = 1.81$, $p = 0.07$, $d = 0.34$) and between MAS and LAS was also observed ($z = 1.85$, $p = 0.06$, $d = 0.47$; **Figure 3A**).

Concerning the Variance of speed, there was a main effect of the sole stimulation conditions [$\chi^2_{(2,\ 19)} = 9.58$, $p = 0.01$], with a lower Variance of Speed with MAS than in Control condition ($z = 2.50$, $p = 0.01$, $d = 0.44$; **Figure 3B**).

Another Friedman's ANOVA showed a main effect of the stimulations on the antero-posterior (Y) position of CoP [$\chi^2_{(2,\ 19)} = 6.00$, $p = 0.05$]. The Y position proved more posterior with MAS than on firm ground ($z = 2.54$, $p = 0.01$, $d = 0.68$), and with LAS than on firm ground ($z = 2.09$, $p = 0.04$, $d = 0.49$; **Figure 3C**).

For the PIS, there was only a main effect of the stimulation conditions on the antero-posterior (Y) position of CoP [$\chi^2_{(2,\ 12)} = 9.50$, $p = 0.01$]. The Y position was more posterior with MAS than on firm ground ($z = 2.98$, $p < 0.01$, $d = 0.44$; **Figure 3C**).

On the whole, we observed more statistical effects with the plantar inserts among the NPQS. The only significant effect among the PIS was on the antero-posterior (Y) position of CoP and only with MAS. The results are summarized in **Figures 3A–C** and **Table 1**.

TABLE 1 | Postural performances of the subjects (during the initial experiment).

	Control	MAS	LAS
SURFACE AREA OF THE COP (mm²)			
PIS	121 ± 10 [99, 143]	97 ± 10 [74, 120]	107 ± 7 [92, 122]
NPQS	106 ± 8 [89, 123]	85 ± 4 [77, 93]	95 ± 6 [82, 109]
VARIANCE OF SPEED OF THE CoP (mm²/s²)			
PIS	17 ± 2 [13, 22]	14 ± 1 [13, 16]	14 ± 1 [11, 17]
NPQS	17 ± 1 [14, 19]	15 ± 1 [13, 17]	15 ± 1 [13, 18]
MEAN Y POSITION OF THE CoP (mm)			
PIS	14 ± 2 [9, 19]	11 ± 2 [7, 15]	13 ± 2 [8, 18]
NPQS	15 ± 6 [12, 18]	11 ± 1 [9, 14]	13 ± 1 [10, 15]

Means, standard errors and 95% Confidence Intervals of postural parameters for each condition.

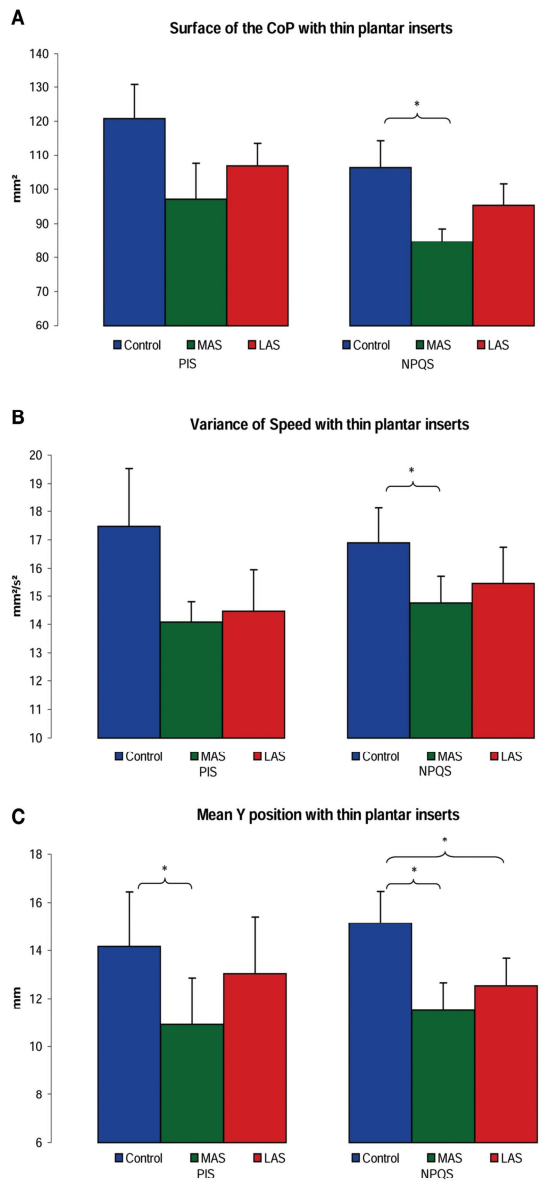


FIGURE 3 | Postural performances among PIS and NPQS. Mean of the Surface area **(A)**, Variance of Speed **(B)**, and Y position **(C)** of the Center of Pressure excursions for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with P with $^{*}p < 0.05$; $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$.

Oculomotor Control

For the NPQS, the ANOVA showed a main effect of the stimulation conditions on the total amplitude of vergence [$\chi^2_{(5,\ 19)} = 44.71$, $p < 0.01$]. The test of Wilcoxon showed a statistically higher amplitude of divergence with LAS than MAS ($z = 2.98$, $p < 0.01$, $d = 0.25$; **Figure 4A**).

As regards the phasic amplitude of vergence, the ANOVA also showed a main effect [$\chi^2_{(5,\ 19)} = 48.86$, $p < 0.01$]. The MAS induced an increase of the phasic amplitude of divergence as compared to the Control condition ($z = 2.78$, $p = 0.01$, $d = 0.31$) and to LAS ($z = 2.41$, $p = 0.02$, $d = 0.20$; **Figure 4B**).

Concerning the tonic amplitude of vergence, there was a main effect of the sole stimulation conditions [$\chi_{(5,\ 19)} = 39.54$, $p < 0.01$]. MAS induced a decrease of the tonic amplitude of divergence as compared to the Control condition ($z = 2.45$, $p = 0.01$, $d = 0.27$) and to LAS ($z = 3.10$, $p < 0.01$, $d = 0.40$). There was also a significant increase of the tonic amplitude of convergence with LAS as compared to the Control condition ($z = 2.25$, $p = 0.02$, $d = 0.18$; **Figures 4C,D**).

Regarding the latencies of convergence and divergence, the Friedman's ANOVA also showed main effects of the sole stimulation conditions [$\chi_{(5,\ 19)} = 12.20$, $p = 0.03$]. Divergence had a statistically significant higher latency than convergence in the Control condition ($z = 2.21$, $p = 0.03$, $d = 0.64$) and in MAS condition ($z = 2.21$, $p = 0.03$, $d = 0.76$; **Figure 4E**).

The PIS displayed no significant differences relative to the total, phasic and tonic amplitudes, nor were any differences observed in relation to the latencies of vergence. The results are summarized in **Figures 4A–E** and **Table 2**.

DISCUSSION

The result of that experiment is that the PIS are far less sensitive than NPQS to thin plantar inserts in relation to both their postural and oculomotor control, thus confirming our hypothesis.

Plantar Quotient Results

With a mean PQ of 126 our results are in line with the literature (Dujols, 1991) and confirm that people are more stable on firm ground than on foam (Chiang and Wu, 1997; Wu and Chiang, 1997; Patel et al., 2008a,b)—a result that can be expressed in terms of a PQ higher than 100. It is worth noting that in the literature the authors use thick (several cm) and compliant foam support surfaces that lead both to biomechanicala (Patel et al., 2008a,b; Yi and Park, 2009) and sensorial effects, the latter involving simultaneous plantar exteroception and proprioception (Chiang and Wu, 1997; Wu and Chiang, 1997; Patel et al., 2008a,b). Here we used thin and firm foam in order to focus the action on

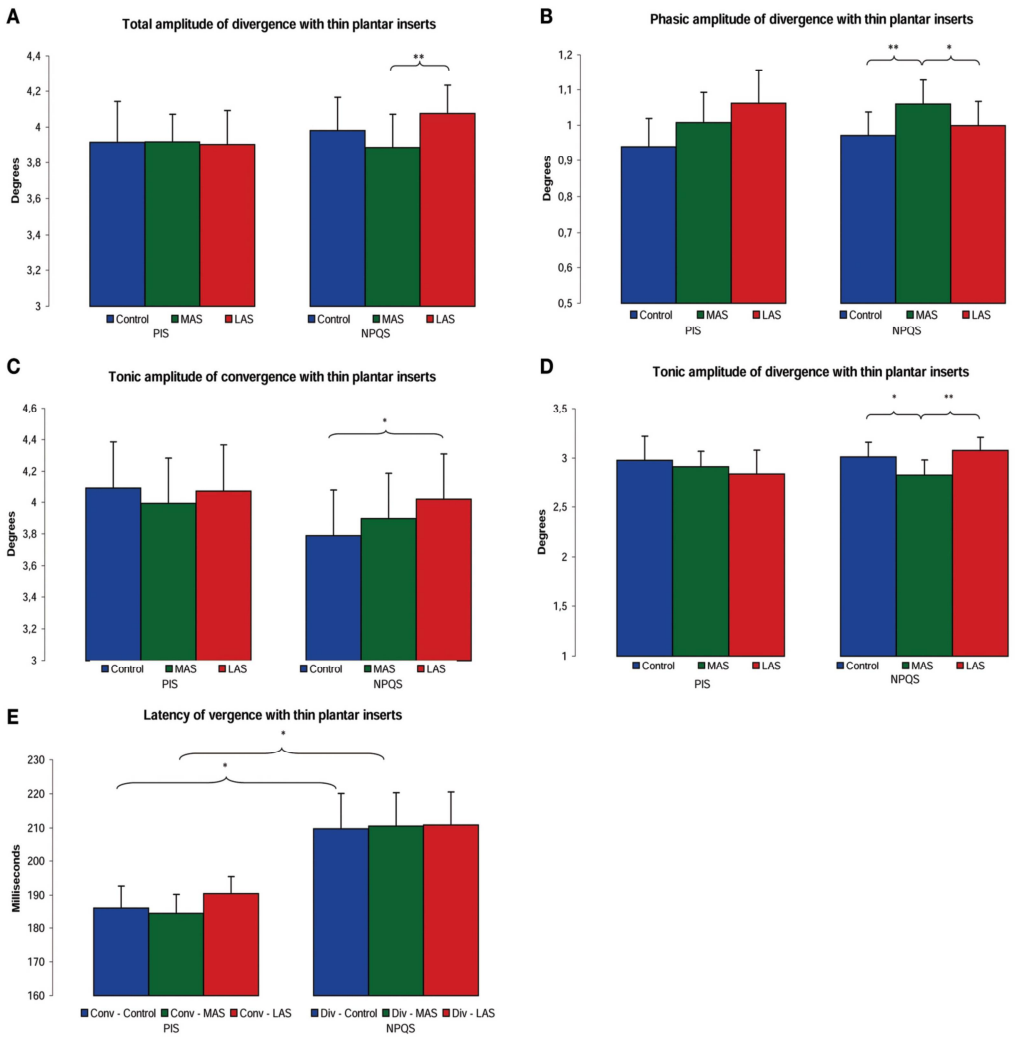


FIGURE 4 | Oculomotor performances among PIS and NPQS. Mean of the total amplitude of divergence **(A)**, phasic amplitude of divergence **(B)**, tonic amplitude of convergence **(C)**, and divergence **(D)**, and latency of convergence and divergence **(E)** for each testing condition. Error bars represent the standard error. Asterisks indicate significant differences, with P with $^{*}p < 0.05$; $^{**}p < 0.01$, $^{***}p < 0.001$.

plantar cutaneous afferents (following Dujols, 1991; Leporck and Villeneuve, 1996).

Comparison of the Effects of Thin Plantar Inserts within Each Group

The PIS did not show any significant change in the parameters of postural control whereas the NPQS still did. The only persisting postural effect of the inserts among the PIS is a backward shift of the mean (Y) position of the CoP, and only with MAS compared to Control. By contrast, both MAS and LAS produce that effect on the NPQS. Interestingly, in absolute terms, the Surface area changed to a greater degree in the PIS group than among the NPQS, most especially with MAS compared to Control. Yet, variance was higher in the PIS, leading to lack of statistically significant effect.

Regarding eye movements, the difference between the PIS and the NPQS is even more obvious. As was observed in relation to the postural results, the two groups did not behave the same: the vergence movements of the PIS are not affected at all by the plantar stimulations, contrary to the ones of the NPQS. As concerns the latencies of convergence and divergence, for the NPQS the latencies of divergence were longer than the latencies of convergence in Control and MAS conditions. We suggested (Foisy et al., 2015) that this unusual result could be explained by the fact that, when standing, the control of balance is more difficult when one fixates a distant target (i.e., divergence) than at close distance (i.e., convergence; Kapoula and Le, 2006; Le and Kapoula, 2007), which implies a decrease in the use of visual and oculomotor cues in favor of somatosensory afferents (Le and Kapoula, 2007). Hence, our observation according to which sensory re-weighting could explain the need for longer

TABLE 2 | Oculomotor performances of the subjects (during the initial experiment).

	Control	MAS	LAS
DIVERGENCE			
Total amplitude (degrees)			
PIS	3.91 ± 0.23 [3.41, 4.42]	3.92 ± 0.15 [3.58, 4.25]	3.90 ± 0.19 [3.48, 4.32]
NPQS	3.98 ± 0.19 [3.59, 4.37]	3.89 ± 0.18 [3.50, 4.27]	4.08 ± 0.16 [3.74, 4.41]
Phasic amplitude (degrees)			
PIS	0.99 ± 0.05 [0.76, 1.12]	1.06 ± 0.05 [0.82, 1.19]	1.05 ± 0.05 [0.85, 1.27]
NPQS	0.97 ± 0.07 [0.83, 1.11]	1.06 ± 0.07 [0.92, 1.20]	1.00 ± 0.07 [0.86, 1.14]
Tonic amplitude (degrees)			
PIS	2.97 ± 0.24 [2.44, 3.51]	2.91 ± 0.16 [2.56, 3.26]	2.84 ± 0.24 [2.32, 3.36]
NPQS	3.01 ± 0.15 [2.69, 3.32]	2.83 ± 0.15 [2.50, 3.15]	3.08 ± 0.13 [2.80, 3.35]
Latency (milliseconds)			
PIS	206 ± 8 [188, 225]	215 ± 8 [196, 233]	217 ± 10 [194, 239]
NPQS	210 ± 10 [188, 232]	211 ± 10 [190, 231]	211 ± 10 [191, 231]
CONVERGENCE			
Total amplitude (degrees)			
PIS	5.59 ± 0.37 [4.78, 6.40]	5.56 ± 0.37 [4.74, 6.38]	5.61 ± 0.39 [4.76, 6.47]
NPQS	5.44 ± 0.43 [4.53, 6.35]	5.60 ± 0.41 [4.74, 6.46]	5.66 ± 0.37 [4.89, 6.44]
Phasic amplitude (degrees)			
PIS	1.49 ± 0.14 [1.18, 1.81]	1.57 ± 0.16 [1.21, 1.92]	1.54 ± 0.17 [1.17, 1.91]
NPQS	1.81 ± 0.16 [1.47, 2.14]	1.70 ± 0.15 [1.39, 2.02]	1.65 ± 0.13 [1.38, 1.91]
Tonic amplitude (degrees)			
PIS	4.09 ± 0.29 [3.45, 4.74]	3.99 ± 0.29 [3.34, 4.64]	4.07 ± 0.29 [3.43, 4.72]
NPQS	3.79 ± 0.29 [3.18, 4.40]	3.90 ± 0.29 [3.29, 4.51]	4.02 ± 0.29 [3.41, 4.63]
Latency (milliseconds)			
PIS	190 ± 6 [176, 203]	190 ± 6 [177, 202]	193 ± 7 [178, 208]
NPQS	186 ± 6 [173, 200]	185 ± 6 [173, 196]	190 ± 8 [173, 208]

Means, standard errors and 95% Confidence Intervals of oculomotor parameters for each condition.

processing times for divergence than for convergence. This idea is supported by the fact that the PIS do not show any difference in their convergence and divergence latencies with any stimulation. It seems therefore that these subjects cannot use their plantar cutaneous afferents to compensate for the decrease of the visual cues.

These results confirm our hypothesis: among PIS, the effects of thin plantar inserts on postural control almost entirely disappear and are totally absent in relation to oculomotor control. In contrast, these effects persist among NPQS.

Plantar Independence or Plantar Inefficiency?

Plantar cutaneous afferents normally represent very important cues that the CNS uses to ensure balance during quiet stance (Kavounoudias et al., 2001). Hence, a decrease of their use (especially among healthy subjects) does not seem to serve any physiological purpose. It is therefore more likely that the PIS are victim of a latent plantar somatosensory dysfunction. As foam interposition between ground and feet acts as a plantar anesthesia (Yi and Park, 2009), its impairing consequences on postural control appear as a physiological situation. On the contrary, the improvement of balance on foam (i.e., Plantar Independence) could be due to a dysfunction of the sole receptors, which is suppressed when the subject stands on foam.

None of the studies reporting idiosyncrasies in vergence or postural control mentioned in the introduction proposed any explanation for these observations. We propose that the presence, among the PIS of a non-noxious plantar somatosensory dysfunction could explain our results. Clinicians described a pathophysiological entity called "Plantar Irritating Stimulus" (Janin, 2009, 2015). Leporck and Villeneuve (1996) were the first to mention them, defining them as "conscious or unconscious podal nociceptive zones that provoke a change of posture or balance in standing humans." As the neural basis of that entity remains unknown (either mechanoreceptors and Aβ fibers, or nociceptors and Aδ/C fibers, or both), the generic term "irritating stimulus" is preferred to "nociception," often related to a felt pain which uses the spinothalamic tract of nociception. The word "nociceptive" was initially proposed after the definition of Sherrington (1910), who considered nociception as "a sensorial stimulation of high intensity that is able to harm the integrity of the organism."

Janin (2009) suggested that an increase of pressure beneath certain plantar zones (like the first metatarsal head) could entail an increase of the frequency discharge of the sole receptors (after Vedel and Roll, 1982; Ribot-Ciscar et al., 1989). The latter would constitute a "noise" which could be assimilated to an unconscious nociception and yield potentially harmful effects such as instability. It is now well-known that even unconscious plantar stimuli can modify postural performances during quiet

stance through a stochastic resonance phenomenon (Priplata et al., 2002, 2003, 2006). The latter classically refers to a situation in which the addition of a noise (i.e., subliminal stimulus) to an input of a nonlinear system can improve its sensitivity (see Fallon and Morgan, 2005). Yet, the addition of one such noise can produce either beneficial or detrimental sensorimotor effects. Collins et al. (1997) found that the addition of noise enhances the ability to perceive sub-threshold tactile stimuli but degrades the perception of supra-threshold tactile stimuli. In our experiment, the plantar inserts correspond to the latter scenario as they were indeed felt by the subjects. Furthermore, Fallon and Morgan (2005) showed that tactile detection implies a tuneable stochastic resonance phenomenon. In this form of stochastic resonance the importance of the noise which is added to an input must be adapted to an appropriate frequency of body sway in order to improve the detection of a narrow range of body sway frequencies by the postural control system and produce optimized responses for these frequencies. For example, Ribot-Ciscar et al. (2013) showed that the ability to detect the direction of sub-threshold movements of the ankle significantly increases when a low-magnitude mechanical noise (20 or 30 μm vibrations) is applied to ankle tendons, but significantly decreases for high-magnitude noises (100 or 280 μm vibrations). Thus, a calibrated extrinsic noise which is experimentally added can more easily match the receptors' optimal threshold and therefore have positive sensorimotor effects. On the contrary, in case of Plantar Irritating Stimulus, the intrinsic source of noise (i.e., increase of the frequency discharge of the receptors) depends on plantar pressure distribution and is not controlled. Hence, such a noise can easily exceed the receptors' threshold and lead to a difficulty of integration of the increased plantar afferents (Weerakkody et al., 2003). Thus, following this rationale, the PIS would not have a lack of plantar afferents but an excess. Confronted with these maladjusted signals, the CNS would neglect them, as our results suggest. Foam seems to act like a filter, smoothing plantar pressure distribution (Chiang and Wu, 1997; Wu and Chiang, 1997) and hence decreasing the excessive and disruptive plantar signals, as suggests the increase of stability of PIS when they stand on the foam pad.

Leporck and Villeneuve (1996) originally proposed that Plantar Irritating Stimuli could be detected either by the improvement of the quality of the movement of a clinical test, or by the improvement of stability upon posturographic parameters when the affected subjects stand on foam. Janin (2015) used the clinical method to detect Plantar Irritating Stimuli and then assessed their stability with a force platform. He also found that the subjects affected by Plantar Irritating Stimuli had a greater Surface area of CoP on firm ground than on foam, and conversely for the unaffected subjects. Our results are in agreement with his, which suggests that both methods are able to detect Plantar Irritating Stimuli and confirms the proposition of Leporck and Villeneuve (1996). Furthermore, as we here show that the influence of thin plantar inserts almost completely vanishes among PIS, it suggests that the presence of Plantar Irritating Stimulus prevents those subjects to properly use their plantar cutaneous afferents, both for postural and oculomotor control.

The remaining effect of MAS upon the antero-posterior position of the CoP among the PIS suggests that this dysfunction affects the fast adaptating mechanoreceptors (FA) more so than the slow adaptating mechanoreceptors (SA). Indeed, the first ones are particularly useful at signaling of changes in the direction of movement (Yi and Park, 2009), speed and acceleration (Jeka et al., 2004), while the second rather serve to provide information on the importance of constant pressure (Burgess and Perl, 1973; Esteky and Schwark, 1994). Moreover, it is known that a medial plantar stimulation entails a supination of the feet (see Foisy et al., 2015) and therefore decreases the excess of pressure beneath the first metatarsal head which is considered to be responsible for the Plantar Irritating Stimulus. Hence, this can also account for the remaining effect on the Y position of the CoP and the more important variance observed with MAS in the PIS group.

CONCLUSION

The interindividual variability in the results of our first study (Foisy et al., 2015) can be explained by the degree to which subjects make use of plantar afferents. Furthermore, as it is correlated with an inability to properly use plantar cutaneous afferents, the situation of Plantar-Independence rather appears as a plantar exteroceptive inefficiency. It seems to be related to the non-physiological phenomenon of Plantar Irritating Stimulus; however, further research is required to objectify that clinical entity and its neural correlates. These results are an invitation to researchers and clinicians to take into account the inter-individual differences concerning the use of the plantar afferents when dealing with standing subjects.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conceived and designed the experiment/Acquisition and analysis of data/Interpretation of data: AF, ZK. Drafting/revising the article: AF, ZK. Final approval of the version to be submitted: AF, ZK. Agreement to be accountable for all aspects of the work: AF, ZK.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors wish to thank all the subjects who agreed to take part in the experiment and Agnès Comtet and Gabi Lipede for their help in reviewing the English. AF was financially supported by the COE (College Ostéopathique Européen, 2000€), the API (Association de Posturologie Internationale, 560€) and the Institut d'Assas (375€).

SUPPLEMENTARY MATERIAL

The Supplementary Material for this article can be found online at: http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2016.00228

REFERENCES

Alahmari, K. A., Marchetti, G. F., Sparto, P. J., Furman, J. M., and Whitney, S. L. (2014). Estimating postural control with the balance rehabilitation unit: measurement consistency, accuracy, validity, and comparison with dynamic posturography. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95, 65–73. doi: 10.1016/j.apmr.2013.09.011

Allum, J. H., Zamani, F., Adkin, A. L., and Ernst, A. (2002). Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest ankle-sway-referenced support surface. *Gait Posture* 16, 264–270. doi: 10.1016/S0966-6362(02)00011-5

Brandt, T., Paulus, W., and Straube, A. (1986). "Vision and posture," in *Disorders of Posture,* eds W. Bles and T. Brandt (Amsterdam; New-York, NY: Oxford; Elsevier Science Publishers, B. V), 157–175.

Burgess, P. R., and Perl, E. R. (1973). "Cutaneous mechanoreceptors and nociceptors," in *Handbook of Sensory Physiology,* ed A. Iggo (Berlin: Springer-Verlag), 29–78.

Chiang, J. H., and Wu, G. (1997). The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait Posture* 5, 239–245. doi: 10.1016/S0966-6362(96)01091-0

Collins, J. J., Imhoff, T. T., and Grigg, P. (1997). Noise-mediated enhancements and decrements in human tactile sensation. *Phys. Rev. E.* 56, 923–926. doi: 10.1103/PhysRevE.56.923

Duane, A. (1912). Normal values of the amplitude of accommodation at all ages. *J. Am. Med. Assoc.* 59, 1010–1013. doi: 10.1001/jama.1912.04270090254042

Dujols, A. (1991). The plantar quotiens and visual-podal conflict. *Agressologie* 32, 192–194.

Erkelens, C. J., Van der Steen, J., Steinman, R. M., and Collewijn, H. (1989). Ocular vergence under natural conditions. I. Continuous changes of target distance along the median plane. *Proc. R. Soc. Lond. B Biol. Sci.* 236, 417–440. doi: 10.1098/rspb.1989.0030

Esteky, H., and Schwark, H. (1994). Responses of rapidly adapting neurons in cat primary somatosensory cortex to constant-velocity mechanical stimulation. *J. Neurophysiol.* 72, 2269–2279.

Fallon, J. B., and Morgan, D. L. (2005). Fully tuneable stochastic resonance in cutaneous receptors. *J. Neurophysiol.* 94, 928–933. doi: 10.1152/jn.00232.2005

Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., and Woo, R. (2002). Does postural instability affect the initiation of human gait ? *Neurosci. Lett.* 323, 167–170. doi: 10.1016/S0304-3940(02)00158-1

Foisy, A., Gaertner, C., Matheron, E., and Kapoula, Z. (2015). Controlling posture and vergence eye movements in quiet stance: effects of thin plantar inserts. *PLoS ONE* 10:e0143693. doi: 10.1371/journal.pone.0143693

Fujimoto, C., Murofushi, T., Chihara, Y., Ushio, M., Sugasawa, K., Yamaguchi, T., et al. (2009). Assessment of diagnostic accuracy of foam posturography for peripheral vestibular disorders: analysis of parameters related to visual and somatosensory dependence. *Clin. Neurophysiol.* 120, 1408–1414. doi: 10.1016/j.clinph.2009.05.002

Fujimoto, C., Murofushi, T., Sugasawa, K., Chihara, Y., Ushio, M., Yamasoba, T., et al. (2012). Assessment of postural stability using foam posturography at the chronic stage after acute unilateral peripheral vestibular dysfunction. *Otol. Neurotol.* 33, 432–436. doi: 10.1097/MAO.0b013e3182487f48

Isableu, B., Fourre, B., Vuillerme, N., Giraudet, G., and Amorim, M.-A. (2011). Differential integration of visual and kinaesthetic signals to upright stance. *Exp. Brain Res.* 212, 33–46. doi: 10.1007/s00221-011-2693-0

Isableu, B., and Vuillerme, N. (2006). Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Exp. Brain Res.* 174, 763–768. doi: 10.1007/s00221-006-0630-4

Janin, M. (2009). *Sensibilité et Motricité Podales: Leur Influence sur le Contrôle des Activités Posturo-Cinétiques de Sujets Sains et Pathologiques*. thèse de Doctorat, Comportement, Langage, Éducation, Socialisation, Cognition. Toulouse, III.

Janin, M. (2015). Nociceptive capacity of plantar irritating stimulus reduction influences postural control in children, teenagers, and adults. *MTP Rehab. J.* 13. doi: 10.17784/mtprehabjournal.2015.13.298

Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F., and Peterka, R. (2004). Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *J. Neurophysiol.* 92, 2368–2379. doi: 10.1152/jn.00983.2003

Kapoula, Z., and Le, T. T. (2006). Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Exp. Brain Res.* 173, 438–445. doi: 10.1007/s00221-006-0382-1

Kavounoudias, A., Roll, R., and Roll, J. P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J. Physiol.* 532(Pt 3), 869–878. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x

Le, T. T., and Kapoula, Z. (2007). Role of ocular convergence in the Romberg quotient. *Gait Posture* 27, 493–500. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.06.003

Leporck, A. M., and Villeneuve, P. (1996). "Les épines irritatives d'appui plantaire, objectivation clinique et stabilométrique," in *Pied, Équilibre et Posture* ed P. Villeneuve (Paris: Frison Roche), 131–138.

Missaoui, B., Portero, P., Bendaya, S., Hanktie, O., and Thoumie, P. (2008). Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Neurophysiol. Clin.* 38, 447–457. doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.004

Oie, K. S., Kiemel, T., and Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Cogn. Brain Res.* 14, 164–176. doi: 10.1016/S0926-6410(02)00071-X

Okumura, T., Horii, A., Kitahara, T., Imai, T., Uno, A., Osaki, Y., et al. (2015). Somatosensory shift of postural control in dizzy patients. *Acta Otolaryngol.* 135, 925–930. doi: 10.3109/00016489.2015.1040172

Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D., and Gomez, S. (2008b). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait Posture* 28, 649–656. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.018

Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D., Petersen, H., Magnusson, M., Johansson, R., et al. (2008a). The effects of foam surface properties on standing body movement. *Acta Otolaryngol.* 128, 952–960. doi: 10.1080/00016480701827517

Perry, 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, 62–67. doi: 10.1016/j.neulet.2005.08.060

Priplata, A., Niemi, J., Salen, M., Harry, J., Lipsitz, L. A., and Collins, J. J. (2002). Noise-enhanced human balance control. *Phys. Rev. Lett.* 89, 238101. doi: 10.1103/PhysRevLett.89.238101

Priplata, A. A., Niemi, J. B., Harry, J. D., Lipsitz, L. A., and Collins, J. J. (2003). Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet* 362, 123–124. doi: 10.1016/S0140-6736(03)14470-4

Priplata, A. A., Patritti, B. L., Niemi, J. B., Hughes, R., Gravelle, D. C., Lipsitz, L. A., et al. (2006). Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Ann. Neurol.* 59, 4–12. doi: 10.1002/ana.20670

Ribot-Ciscar, E., Hospod, V., and Aimonetti, J. M. (2013). Noise-enhanced kinaesthesia: a psychophysical and microneurographic study. *Exp. Brain Res.* 228, 503–511. doi: 10.1007/s00221-013-3581-6

Ribot-Ciscar, E., Vedel, J. P., and Roll, J. P. (1989). Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neurosci. Lett.* 104, 130–135.

Roll, J. P., and Roll, R. (1987). "Kinaesthetic and motor effects of extraocular muscle vibration in man," in *Eye Movements: From Physiology to Cognition,* eds J. L. O'Reagan and A. Lévy-Schoen (Elsevier Publishers), 57–68.

Roll, J. P., and Roll, R. (1988). "From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control," in *Posture and Gait: Development, Adaptation and Modulation,* eds B. Amblard, A. Berthoz, and F. Clarac (Amsterdam: Elsevier), 155–164.

Ruhe, A., Fejer, R., and Walker, B. (2013). On the relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific neck pain. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* 26, 401–409. doi: 10.3233/BMR-130399

Sherrington, C. S. (1910). Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J. Physiol.* 40, 28–121. doi: 10.1113/jphysiol.1910.sp001362

Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., and Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait Posture* 3, 115–122.

Tyler, C. W., Elsaid, A. M., Likova, L. T., Gill, N., and Nicholas, S. C. (2012). Analysis of human vergence dynamics. *J. Vis.* 12:21. doi: 10.1167/12.11.21

Vedel, J. P., and Roll, J. P. (1982). Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. *Neurosci. Lett.* 34, 289–294. doi: 10.1016/0304-3940(82)90190-2

Weerakkody, N. S., Percival, P., Canny, B. J., Morgan, D. L., and Proske, U. (2003). Force matching at the elbow joint is disturbed by muscle soreness. *Somatosens. Mot. Res.* 20, 27–32. doi: 10.1080/0899022031000083816

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193–214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9

Wu, G., and Chiang, J. H. (1997). The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp. Brain Res.* 114, 163–169. doi: 10.1007/PL00005616

Yi, Y., and Park, S. (2009). Effect of reduced cutaneous cues on motion perception and postural control. *Exp. Brain Res.* 195, 361–369. doi: 10.1007/s00221-009-1796-3

Conflict of Interest Statement: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2016 Foisy and Kapoula. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) or licensor are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

IV - ETUDE 3 : Efficience extéroceptive plantaire, asynergie visuo-podale, contrôle postural et meilleurs moyens de remédiation

1. Introduction…….....190

2. Matériel et méthode……....192

3. Résultats…….…….....197

4. Discussion……..…….....205

ETUDE 3 :

Efficience extéroceptive plantaire, asynergie visuo-podale, contrôle postural et meilleurs moyens de remédiation

Plantar Exteroceptive Inefficiency, visual-podal asynergy, postural control and best means of remediation

Suite aux éléments apportés par les deux études précédentes, nous avons souhaité approfondir les connaissances sur le sujet de l'IAP en recherchant une éventuelle relation de ce dysfonctionnement avec l'utilisation des afférences visuelles. Dans cette étude, le paramètre de vergence intervient également à travers l'analyse faite en vision proche et en vision de loin, ce qui modifie l'angle de vergence statique.

1. Introduction

Le contrôle de la posture debout dépend de l'intégration et du traitement correct des afférences périphériques (visuelles, vestibulaires et somesthésiques) par le SNC (Ruhe et al. 2010). Chez des sujets jeunes et sains, il existe des différences inter-individuelles, aussi bien au niveau perceptif que sensori-moteur : certains utilisent considérablement leurs afférences visuelles pour la perception spatiale et le contrôle postural contrairement à d'autres (Crémieux et Mesure 1994, Lacour et al. 1997, Isableu et al. 2010, 2011, Ehrenfried et al. 2003). Normalement, les sujets sains sont deux fois plus stables yeux ouverts que yeux fermés (Le et Kapoula 2007). Cependant, certains sujets sont plus stables les yeux fermés, ce qui se manifeste par un Quotient de Romberg (QR) inférieur à 100 (Van Parys et Nijokitkjien 1976, Severac et al. 1994). Marucchi et Gagey (1987) ont nommé cette situation paradoxale "cécité posturale".

De la même manière, dans une population saine, certaines personnes s'appuient davantage sur leurs afférences somesthésiques que d'autres (Streepey et al. 2007, Isableu et Vuillerme 2006, Kluzik et al. 2005). Une minorité est même plus stable sur mousse que sur sol dur, comme l'a rapporté par Dujols (1991), avant d'être confirmé par d'autres travaux

(Isableu et Vuillerme 2006, Patel et al. 2008b, Yi et Park 2009, Foisy et Kapoula 2016a). Cette situation inhabituelle s'explique par la présence d'une Inefficience des Afférences Plantaires (IAP – Foisy et Kapoula 2016a) qui est révélée par un Quotient Plantaire (QP) inférieur à 100 ($QP = S_{mousse} / S_{sol\ dur} x100$) (Dujols 1991, Foisy et Kapoula 2016a). L'IAP est un dysfonctionnement latent de l'extéroception plantaire (Janin 2009, Foisy et Kapoula 2016a) lié à une augmentaiton de la pression sous certaines zones plantaires (comme la 1ère tête métatarsienne) résultant en une augmentation de la fréquence de décharge des récepteurs plantaires (Vedel et Roll 1982, Ribot-Ciscar et al. 1989). Cette dernière constitue un « bruit » qui perturbe l'intégration des afférences plantaires (Weerakkody et al. 2003).

De plus, des observations cliniques suggèrent que certaines personnes souffrent à la fois d'IAP et de cécité posturale, mais cette dernière n'est présente que lorsqu'ils se tiennent sur un sol dur (Dujols 1991, Weber et Gagey 1998). Cela suggère une interdépendance dans l'utilisation des afférences visuelles et podales dans le contrôle de la posture : lorsque les effets de l'IAP sont réduits par l'interposition de mousse (Foisy et Kapoula 2016a), ces personnes sont à nouveau capables d'intégrer leurs afférences visuelles, comme en témoigne l'augmentation de leur QR. Dujols (1991) n'avait rapporté qu'un petit nombre de cas cliniques mais une expérience précédente de notre groupe a apporté de premières preuves de l'influence de l'IAP sur le contrôle oculomoteur (Foisy et Kapoula 2016a). En effet, nous avons montré qu'en plus de ses conséquences posturales, l'IAP supprime entièrement l'influence des stimulations plantaires fines sur le contrôle oculomoteur des sujets étudiés (Foisy et al. 2015, Foisy et Kapoula 2016a).

Sachant que la stabilité posturale dépend de la distance (près / loin) de fixation d'une cible, et de la vision (yeux ouverts / yeux fermés), l'objectif de la présente étude est de caractériser les sujets avec ou sans IAP pour toutes ces conditions, et ainsi voir si une synergie visuo-podale peut être objectivée. De plus, dans une étude clinique, Janin (2002) avait suggéré que des inserts plantaires fins placés juste en arrière des têtes métatarsiennes (Barres Antérieures) étaient plus efficaces que de la mousse pour diminuer les pics de pression sous les têtes métatarsiennes. Ces pressions excessives étant considérées comme à l'origine de l'IAP (Janin 2009), un objectif supplémentaire ayant un intérêt clinique majeur est donc de tester si des mousses légèrement différentes et des Barres Antérieures (communément utilisées en pratique clinique) ont les mêmes effets sur le QP, le QR et les performances posturales.

Ces questions sont importantes car l'IAP est rencontrée très fréquemment en pratique clinique : une meilleure compréhension de sa physiopathologie pourrait permettre d'optimiser la prise en charge des patients concernés.

2. Matériel et méthode

2.1 Déclaration éthique

L'investigation a adhéré aux principes de la Déclaration d'Helsinki et a été approuvée par le ''Conseil d'Evaluation Éthique pour les Recherches en Santé" (CERES) Université Paris Descartes, N° IRB: 20153300001072. Les sujets ont donné leur consentement écrit après explication du déroulement de l'expérience.

2.2 Sujets

Quarante huit sujets jeunes et sains ont participé à l'étude. Ils ont été recrutés dans des écoles paramédicales, vingt et un hommes et vingt sept femmes, âge moyen 25 ± 3,3 ans, taille moyenne 170.08 ± 8.59 cm, poids moyen 63.71 ± 10.54 kg. Leurs caractéristiques sont résumées dans la Table 1.

Aucun d'eux n'avait de traitement médicamenteux et tous étaient asymptomatiques. Tous les sujets étaient emmétropes et ne portaient pas de lunettes. Leur acuité visuelle en vision de près a été examinée par le test de Parinaud. Tous les résultats étaient normaux (2 pour 47 sujets, 3 pour un d'entre eux). La fonction binoculaire a été évaluée par le test de stéréoacuité TNO, et toutes les valeurs étaient normales, c'est-à-dire 60'' d'arc ou moins. Nous avons également mesuré le Punctum Proximum de Convergence (PPC), qui était de 5.06 ± 1.82 cm, et l'amplitude d'accommodation avec la méthode 'push-up' (nous avons moyenné 3 mesures pour chacun de ces tests - Duane 1912, Rutstein et al. 1993). Les sujets avaient une moyenne de 9.37 dioptries (±1.85), ce qui correspond aux normes de Duane (9.5 ± 2 dioptries) (Duane 1912). Le t-test n'a pas montré de différence statistique avec cette valeur théorique (p = .616).

Table 1: Caractéristiques des sujets

Sujet #	Genre	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	TNO	Parinaud (moyenne)	Accommodation	PPC
1	M	20	182	63	30	2	10,72	5,00
2	M	26	176	84	30	2	7,59	7,00
3	M	27	177	80	30	2	7,23	5,00
4	F	31	159	56	60	2,5	9,84	6,17
5	F	26	169	58	15	2	6,74	7,83
6	F	25	163	55	60	2	9,52	7,00
7	F	23	165	55	30	2	5,88	5,33
8	M	24	172	64	30	2	9,52	4,33
9	M	26	177	70	30	2	13,04	3,83
10	M	33	185	73	60	2	7,79	4,75
11	M	27	180	84	60	2	12,00	6,17
12	F	23	171	53	15	2	9,68	4,83
13	M	26	178	68	20	2	8,11	4,33
14	M	27	185	73	15	2	13,33	4,83
15	M	25	166	73	30	2	11,54	5,33
16	M	22	181	80	60	2	14,29	6,67
17	F	23	174	60	30	2	9,09	7,50
18	F	21	160	47	60	2	10,17	6,67
19	M	25	183	73	30	2	9,38	7,67
20	F	21	170	55	30	2	8,33	8,00
21	M	22	179	68	60	2	10,17	5,50
22	M	26	163	68	30	2	8,70	5,17
23	F	23	170	56	30	2	9,09	6,50
24	M	26	175	70	60	2	7,79	4,50
25	M	28	175	68	30	2	9,38	6,83
26	M	24	178	75	60	2	8,57	4,00
27	F	31	168	59	30	2	6,67	4,67
28	F	25	157	59	30	2	10,17	2,83
29	F	21	169	61	60	2	9,38	8,17
30	F	24	176	70	60	2	13,04	1,00
31	F	22	165	62	60	2	8,33	1,00
32	M	24	177	95	30	2	10,71	4,17
33	F	31	160	50	60	2	6,32	6,33
34	M	24	176	69	30	2	8,22	5,00
35	F	22	147	53	30	2	8,96	2,00
36	F	21	162	55	60	2	9,38	4,00
37	F	28	166	60	60	2	9,09	3,67
38	F	25	165	53	60	2	11,32	4,83
39	F	22	153	54	60	2	9,09	2,33
40	F	22	170	65	60	2	7,41	2,83
41	F	33	169	63	30	2	6,32	5,50
42	F	23	162	55	15	2	10,00	7,17
43	M	32	165	65	60	2	9,68	3,00
44	M	24	180	70	60	3	8,82	5,50
45	F	22	163	52	15	2	8,45	3,00
46	F	21	164	43	30	2	10,53	2,00

47	F	25	162	58	60	2	10,17	6,33
48	F	27	175	58	60	2	10,00	6,67
M		25,0	170,1	63,7	41,98	2,03	9,37	5,06
ET		3,3	8,6	10,5	17,34	0,16	1,85	1,82

Pour chaque sujet : stéréoacuité (TNO) et acuité visuelle de près (Parinaud moyenne des deux yeux). Les valeurs normales sont <100 pour le TNO, <3 pour le Parinaud et 9.5 ± 2 pour l'amplitude d'accommodation.

2.3 Evaluation des performances posturales

Nous avons évalué les performances posturales de nos sujets en orthostatisme à l'aide d'une plateforme de forces composée de deux sabots dynamométriques (produite par TechnoConcept, Céreste, France et utilisant les Normes de l'Association Française de Posturologie). La position des sabots est standardisée : les pieds sont placés côte à côte, formant un angle de 30°, avec les talons séparés de 4cm. Chaque sabot contient 2 jauges de contraintes (une sous les têtes métatarsiennes, une sous le talon). Le logiciel tient compte de la taille et du poids des sujets pour calculer les déplacements du CPP. Suivant les recommandations de Pinsault et Vuillerme (2008), nous avons enregistré les déplacements du CPP sur 3 périodes de 25.6 secondes. Le matériel est doté d'un convertisseur analogique – digital de 16 bits et la fréquence d'échantillonnage du CPP était de 40 Hz. Nous avons évalué les paramètres posturaux classiques : la Surface des excursions du CPP et la Variance de la Vitesse du CPP. La Surface représente 90% des positions instantanées du CPP inclues dans l'ellipse de confiance, éliminant les points extrêmes (Ruhe et al. 2013).

Les sujets devaient se tenir debout, pieds nus sur la plateforme en fixant une cible à hauteur de leurs yeux. Il y avait 4 conditions de stimulation plantaire : [1] sur sol dur (condition contrôle), [2] sur mousse Dépron® (6mm, shore 20A, densité 33 kg/m^3), [3] sur mousse Dynachoc® (3mm, shore 35A, densité 350 kg/m^3), [4] avec une Barre Antérieure (BA) placée en arrière des têtes métatarsiennes (3mm, shore 60A, densité 250 kg/m^3) (Fig.1). Toutes les conditions ont été testées Yeux Ouverts (YO), Yeux Fermés (YF), en vision proche (40cm) ou lointaine (200cm), soit au total 16 conditions expérimentales contrebalancées.

Après un passage de familiarisation avec le dispositif expérimental, les performances de chaque sujet ont été enregistrées trois fois pour chaque condition et une moyenne de ces mesures a été calculée. Afin d'éviter un phénomène d'habituation des mécanorécepteurs une période de repos assis d'une minute séparait chaque enregistrement (Pinsault et Vuillerme 2008).

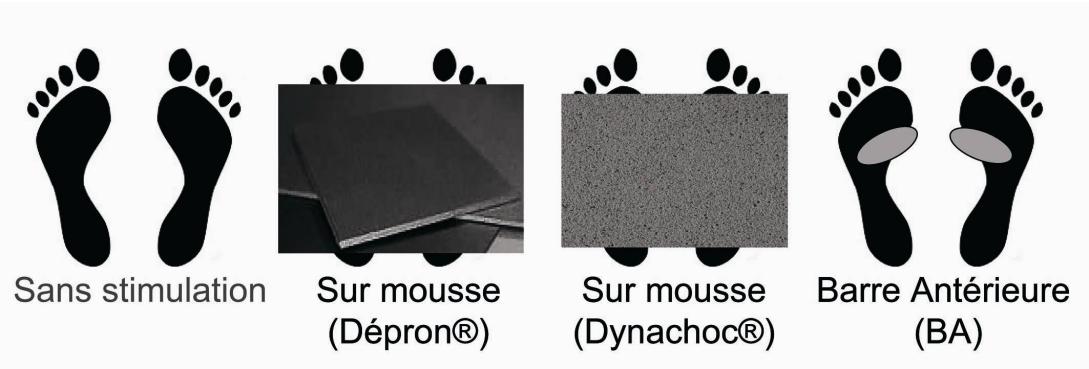


Fig.1: Conditions de stimulation plantaire. De la mousse Dépron® (6 mm d'épaisseur, shore 20A, densité 33 kg/m^3), de la mousse Dynachoc® (3 mm d'épaisseur, shore 35A, densité 350 kg/m^3), ou des Barres Antérieures (inserts de 3 mm d'épaisseur, de dureté shore 60A, et de densité 250 kg/m^3) étaient placés sous les pieds.

2.4 Evaluation des préférences sensorielles

Grâce à ces enregistrements nous avons pu calculer le Quotient Plantaire Yeux Ouverts et Yeux Fermés à 40 et 200cm. Le QP consiste en un ratio entre la Surface des excursions du CPP lorsque le sujet se tient sur la mousse et la Surface lorsqu'il se tient sur sol dur : $QP = S_{mousse} / S_{sol\ dur} \times 100$ (Dujols 1991). La mousse diminue la disponibilité des informations provenant des pieds (Yi et Park 2009), ce qui s'accompagne normalement d'une moindre stabilité (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1997, Patel et al. 2008a, 2008b, Isableu et Vuillerme 2006), révélée par un QP>100. Ainsi, le QP renseigne sur le poids des afférences cutanées plantaires utilisées dans le contrôle postural (Oie et al. 2002, Isableu et al. 2011) : plus il est élevé, plus le sujet s'appuie sur les informations provenant de ses pieds pour assurer sa stabilisation. Dans la littérature, des plaques de mousse épaisse (de plusieurs cm) et compliantes sont le plus souvent utilisées, ce qui induit des effets à la fois biomécaniques et sensoriels Patel et al. 2008a, 2008b, Yi et Park 2009), ce dernier impliquant à la fois l'extéroception plantaire et la proprioception (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1997, Patel et al. 2008a, 2008b). Ici, nous avons utilisé une mousse fin et ferme afin de focaliser l'action sur les afférences cutanées plantaires (suivant Dujols 1991, Leporck et Villeneuve 1996, Foisy et Kapoula 2016).

De la même manière, nous avons calculé le Quotient de Romberg ($QR = S_{yeux\ fermés} / S_{yeux\ ouverts} \times 100$), sur sol dur ou sur mousse à 40 et 200cm. De même, ce ratio reflète l'influence des afférences visuelles dans le contrôle postural.

De précédents travaux ont montré que le QP (Foisy et Kapoula 2016a) et le QR (Brandt et al. 1986, Kapoula et Le 2006, Le et Kapoula 2007) sont des outils valables pour estimer les différences interindividuelles dans l'utilisation des informations somesthésiques et

visuelles. Shumway-Cook et Horak (1986) ont été les premiers à proposer une évaluation clinique des interactions sensorielles dans l'équilibre debout par occlusion des yeux et interposition de plaques de mousse. Par la suite, les comparaisons des QP Yeux Ouverts et Yeux Fermés, ou du QR sur sol dur ou sur mousse ont été utilisées par plusieurs auteurs pour évaluer le poids de ces entrées dans le contrôle postural : Fujimoto et al. (2009) ('ratios de mousse'), Di Berardino et al. (2009) ('ratios sensoriels'), ou Preszner-Domjan et al. (2012) chez des sujets sains.

2.5 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée sous Statsoft / Statistica (7.1) à l'aide de tests non paramétriques (tests de Mann-Whitney, ANOVA de Kruskal-Wallis ou de Friedman) étant donné que le test de Shapiro-Wilk a révélé que certaines distributions ne suivaient pas la loi normale et étaient impossibles à normaliser. Des tests *post hoc* ont été faits quand cela s'est avéré nécessaire, à l'aide du test de Wilcoxon, avec un seuil de significativité fixé à $p < .05$. L'importance des différences a été évaluée par les tailles d'effet (d de Cohen).

Nous avons choisi de ne pas appliquer de correction du seuil de significativité car l'utilisation de cette méthode est controversée (Feise 2002, Streiner & Norman 2011). Nous avons suivi les recommandations de Rothman (1990) et Baccini (2010), qui considèrent que ce type d'ajustements augmentent les erreurs de type II, surtout lorsque le nombre de niveaux est supérieur à 4, et risquent d'amener les chercheurs à négliger des résultats potentiellement intéressants.

3. Résultats

3.1 Comparaison des groupes

Nous avons obtenu un QP moyen de 112 ± 39 pour l'ensemble de la population étudiée, que nous avons ensuite divisée en 2 groupes : les Sujets avec un Quotient Plantaire Normal (SQPN), qui avaient un QP > 100 (30 sujets), et les Sujets avec Inefficience des Afférences plantaires (SIAP) qui avaient un QP < 100 (18 sujets). Nous avons comparé les caractéristiques de base des sujets des deux groupes, puis nous avons comparé leur QP, QR et performances posturales.

3.1.1 Caractéristiques de base

Les tests de Mann-Whitney ont montré que les 2 groupes n'étaient pas significativement différents en ce qui concerne l'âge ($z = -0.07$, $p = .941$), la taille ($z = -1.34$, $p = .180$), le poids ($z = -1.12$, $p = .264$), la stéréo-acuité ($z = 0.38$, $p = .701$), l'acuité visuelle ($z = -0.38$, $p = .701$), l'amplitude d'accommodation ($z = -1.27$, $p = .205$) et le PPC ($z = 0.42$, $p = .678$).

3.1.2 Quotient Plantaire et Quotient de Romberg en fonction de la distance et du groupe

A 40cm YO, les SIAP avaient un QP plus bas que les SQPN sur Dépron® ($z = -5.75$, $p < .001$, $d = 2.85$) et sur Dynachoc® ($z = -3.15$, $p = .002$, $d = 2.85$) (Fig.2.A).

A 40cm, les SIAP avaient aussi un QR significativement plus bas que les SQPN sur sol dur ($z = -3.26$, $p = .001$, $d = 0.98$), Dynachoc® ($z = -2.17$, $p = .030$, $d = 0.60$) et BA ($z = -2.39$, $p = .017$, $d = 0.61$). Au contraire, leur QR sur Dépron® n'a pas montré de différence significative ($z = -1.75$, $p = .081$).

A 200cm, le QR des deux groupes sur sol dur ($z = -0.34$, $p = .733$), sur Dynachoc® ($z = 0.17$, $p = .865$), et sur Dépron® ($z = -1.66$, $p = .097$) ne sont pas significativement différents. Le QR des SQPN sur BA est significativement plus bas que celui des SIAP ($z = -2.72$, $p = .007$, $d = 0.85$) (Fig.2.B).

Les résultats sont résumés dans la Fig. 2 et la Table 2.

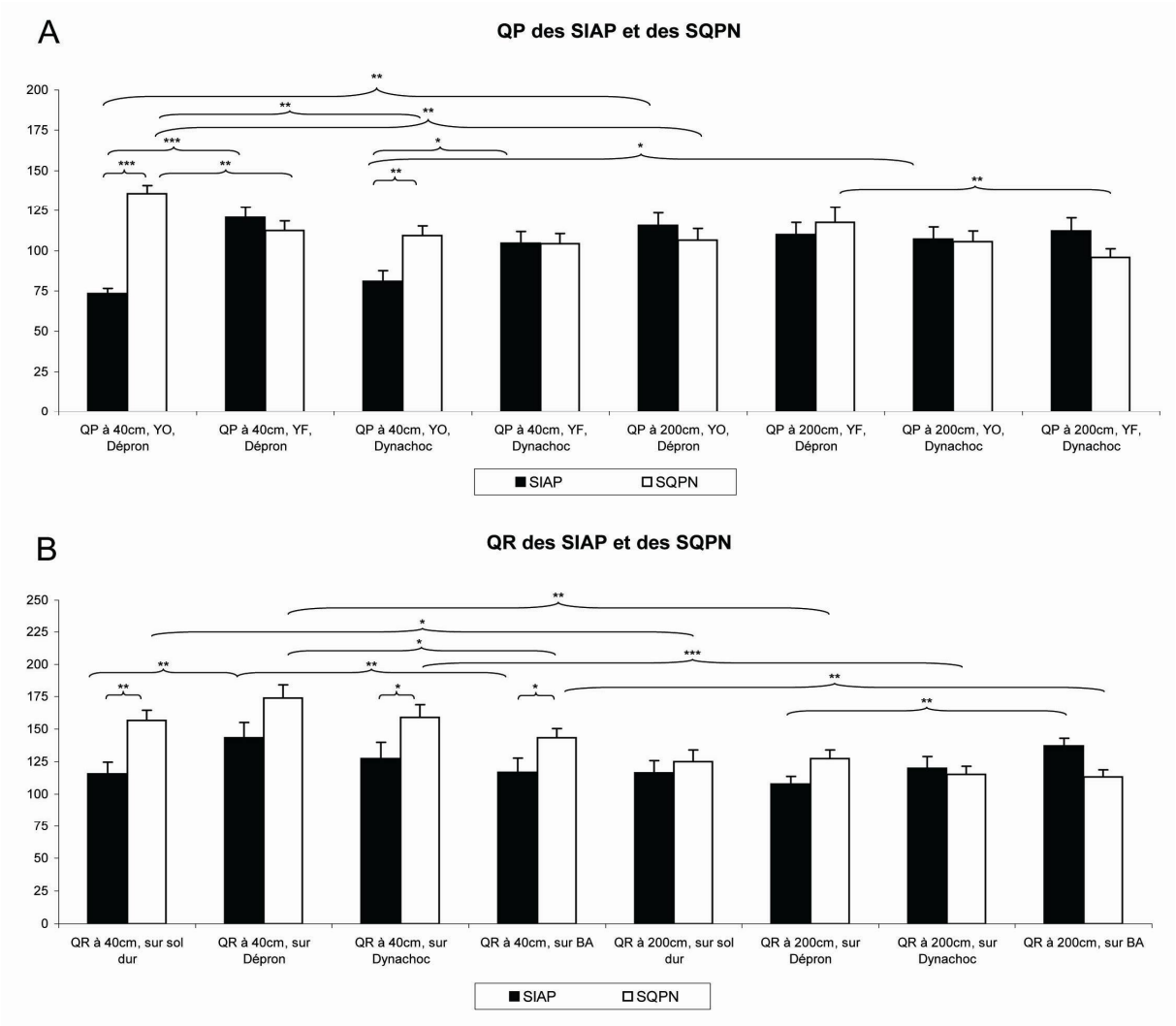


Fig.2: QP (A) et QR (B) moyens chez les SIAP et SQPN.
Les barres d'erreur représentent les erreurs standard.
Les astérisques indiquent les différences significatives, avec *p < .05; **P<0.01, ***P<0.001.

3.1.3 Performances posturales en fonction du groupe

En ce qui concerne les performances posturales, seule la Surface sur sol dur, YO à 40cm est différente : les SIAP ont une Surface plus grande que les SQPN (z = 1.99, p = .046, d = 0.50).

3.2 Interactions dans l'utilisation des afférences plantaires et visuelles & effets des plaques de mousse et des Barres Antérieures

Nous avons comparé le QP sur Dépron® et le QP sur Dynachoc®, YO et YF à 40 et à 200cm sur chaque sous groupe (SIAP et SQPN).

3.2.1 Comparaisons des Quotients Plantaires

3.2.1.1 Chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal

Chez les SQPN, l'ANOVA de Friedman a montré un effet principal sur le QP ($X^2_{(7,30)}$ = 24.70, p = .001). Le test de Wilcoxon a montré qu'à 40cm leur QP était plus bas YF que YO sur Dépron® (z = 3.14, p = .002, d = 0.80). Il était plus haut à 40cm qu'à 200 YO sur Dépron® (z = 3.18, p = .001, d = 0.85). En ce qui concerne l'effet des types de mousse, le QP sur Dynachoc® était plus bas que sur Dépron® à 40cm YO (z = 3.20, p = .001, d = 0.88) et à 200cm YF (z = 2.68, p = .007, d = 0.55) (Fig.2.A).

3.2.1.2 Chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires

Chez les SIAP, l'ANOVA de Friedman a montré un effet principal sur le QP ($X^2_{(7,18)}$ = 38.26, p < .001). Le test de Wilcoxon a montré qu'à 40cm leur QP était plus haut YF que YO sur Dépron® (z = 3.68, p < .001, d = 2.30) et sur Dynachoc® (z = 2.55, p = .011, d = 0.83). Il était plus bas à 40cm qu'à 200 YO sur Dépron® (z = 3.11, p = .002, d = 1.62) et sur Dynachoc® (z = 2.20, p = .028, d = 0.89). Il n'y avait pas de différence en ce qui concerne les effets des types de mousse sur le QP chez les SIAP (Fig.2.A).

3.2.2 Comparaisons des Quotients de Romberg

3.2.2.1 Chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal

Chez les SQPN, l'ANOVA de Friedman a montré un effet principal sur le QR ($X^2_{(7,30)}$ = 46.46, p < .001). A 40cm le QR sur Dépron® était plus haut que sur BA (z = 2.56, p = .010, d = 0.64). En ce qui concerne l'effet de la distance, à 200cm, le QR était plus bas qu'à 40 sur sol dur (z = 2.58, p = .010, d = 0.68), sur Dépron® (z = 3.18, p = .001, d = 0.98), sur Dynachoc® (z = 3.48, p = .001, d = 1.00) et sur BA (z = 2.93, p = .003, d = 0.88) (Fig.2.B).

3.2.2.2 Chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires

Chez les SIAP, il y avait un effet principal sur le QR ($X^2_{(7,18)}$ = 13.33, p = .064). A 40cm le QR sur Dépron® était plus haut que sur sol dur (z = 2.98, p = .003, d = 0.61), sur BA (z = 3.03, p = .002, d = 0.54), et para-significativement sur Dynachoc® (z = 1.81, p = .071, d

= 0.31). A 200cm, le QR sur Dépron® était aussi plus bas que sur BA (z = 2.81, *p* = .005, *d* = 1.14). Il n'y a pas d'effet significatif de la distance chez les SIAP (Fig.2.B).

3.2.3 Comparaisons des performances posturales

Enfin, nous avons comparé les performances posturales de chaque sous groupe. Les résultats sont résumés dans les Fig.3 et 4 et la Table 2.

3.2.3.1 Chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal

Chez les SQPN, il y avait un effet principal sur la Surface ($X^2_{(15,30)}$ = 127.69, *p* < .001). Le test de Wilcoxon a montré des effets de la condition de sol : à 40cm YO, la Surface était significativement plus petite sur sol dur que sur Dépron® (z = 4.78, *p* < .001, *d* = 0.47), sur BA que sur Dépron® (z = 3.12, *p* = .002, *d* = 0.37), et Dynachoc® (z = 3.18, *p* = .001, *d* = 0.11). À 40cm YF, la Surface est significativement plus petite sur BA que sur Dépron® (z = 2.77, *p* = .006, *d* = 0.56). À 200cm YO, la Surface était significativement plus petite avec BA comparé au Dépron® (z = 1.98, *p* = .047, *d* = 0.26). À 200cm YF, la Surface était plus petite avec BA comparé au sol dur (z = 2.31, *p* = .021, *d* = 0.29), et Dépron® (z = 3.36, *p* = .001, *d* = 0.44). La Surface était aussi plus petite sur Dynachoc® que sur Dépron® (z = 2.09, *p* = .037, *d* = 0.27). Il y avait aussi un effet de la distance : la Surface était plus petite à 40 qu'à 200cm YO sur sol dur (z = 2.70, *p* = .007, *d* = 0.38) et Dynachoc® (z = 2.29, *p* = .022, *d* = 0.36). En ce qui concerne l'effet de l'occlusion des yeux, elle était corrélée avec une augmentation significative de la Surface à 40cm sur sol dur (z = 4.56, *p* < .001, *d* = 0.73), Dépron® (z = 3.90, *p* < .001, *d* = 0.57), BA (z = 3.69, *p* < .001, *d* = 0.54), et Dynachoc® (z = 4.14, *p* < .001, *d* = 0.78). A 200cm, la Surface YF était également para-significativement plus grande que YO sur sol dur (z = 1.82, *p* = .069, *d* = 0.30), significativement plus grande sur Dépron® (z = 3.55, *p* < .001, *d* = 0.53), BA (z = 2.05, *p* = .041, *d* = 0.29), et Dynachoc® (z = 2.46, *p* = .014, *d* = 0.33) (Fig.3.A).

Une autre ANOVA de Friedman a montré un effet principal sur la Variance de la Vitesse ($X^2_{(15,30)}$ = 206.43, *p* < .001). A 40cm YO, la Variance de la Vitesse était significativement plus petite sur sol dur (z = 2.06, *p* = .040, *d* = 0.18), sur BA (z = 2.72, *p* = .007, *d* = 0.29) et sur Dynachoc® (z = 2.27, *p* = .023, *d* = 0.32) que sur Dépron®. A 200cm YO, elle était plus petite avec BA comparé à sol dur (z = 2.21, *p* = .027, *d* = 0.29). A 200cm YF, la Variance de la Vitesse était plus petite avec BA comparé au sol dur (z = 2.48, *p* = .013,

d = 0.31) et au Dépron® (z = 2.40, *p* = .017, *d* = 0.24). Il y avait aussi un effet de la distance : la Variance de la Vitesse était plus petite à 40cm qu'à 200cm YO sur sol dur (z = 3.25, *p* = .001, *d* = 0.38), BA (z = 2.01, *p* = .045, *d* = 0.18), et Dynachoc® (z = 3.53, *p* < .001, *d* = 0.07). L'effet de l'occlusion des yeux était corrélé avec une augmentation significative de la Variance de la Vitesse à 40cm sur sol dur (z = 4.58, *p* < .001, *d* = 0.93), Dépron® (z = 4.72, *p* < .001, *d* = 0.97), BA (z = 4.78, *p* < .001, *d* = 1.00), et Dynachoc® (z = 4.51, *p* < .001, *d* = 0.96). A 200cm, la Variance de la Vitesse YF était également significativement plus grande que YO sur sol dur (z = 4.12, *p* < .001, *d* = 0.71), Dépron® (z = 3.92, *p* < .001, *d* = 0.68), BA (z = 3.92, *p* < .001, *d* = 0.72), et Dynachoc® (z = 3.92, *p* < .001, *d* = 0.56) (Fig.4.A).

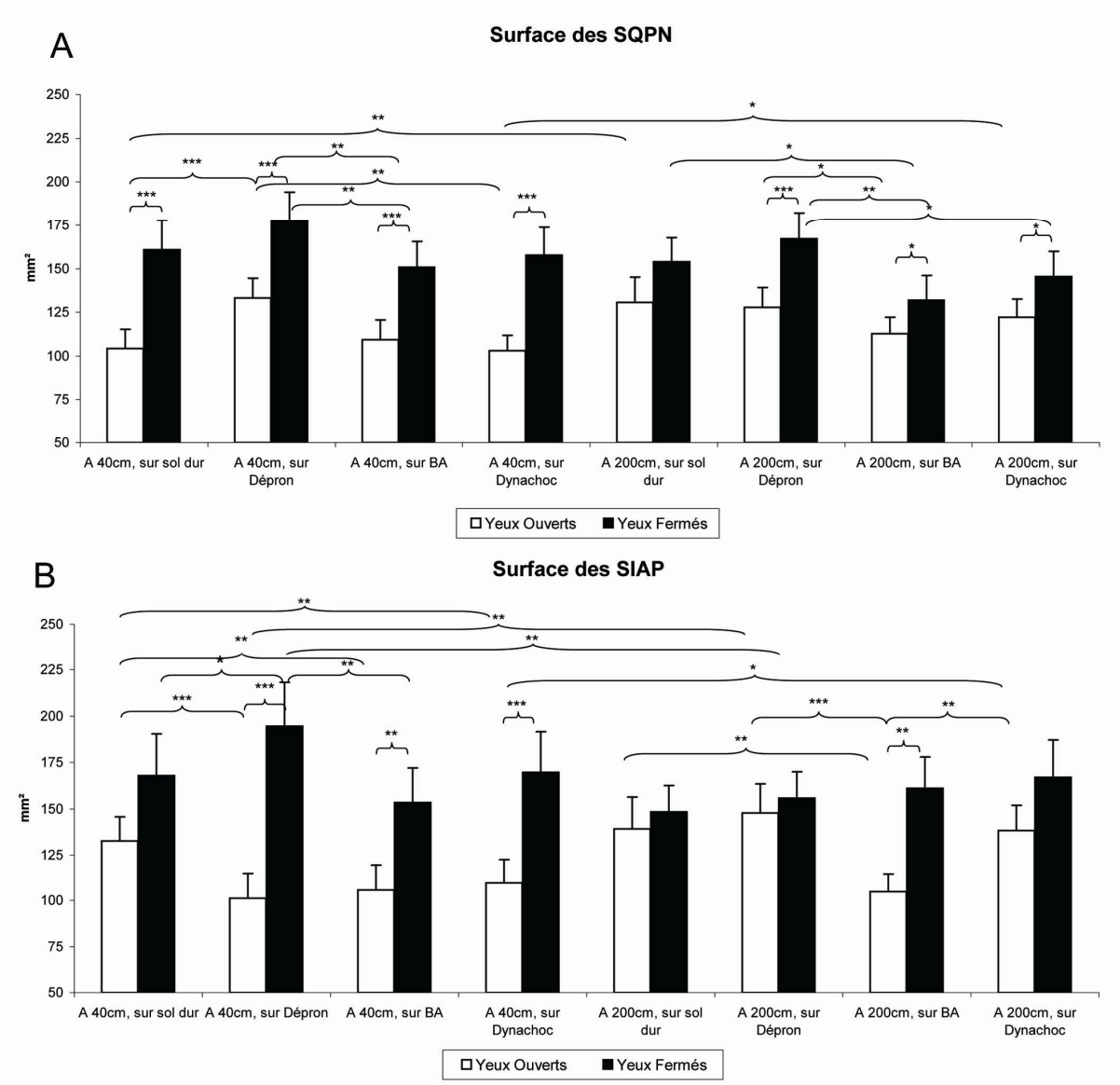


Fig.3: Surface des oscillations du CPP chez les SIAP et SQPN.
Les barres d'erreur représentent les erreurs standard.
Les astérisques indiquent les différences significatives, avec **p* < .05; **P<0.01, ***P<0.001.

3.2.3.2 Chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires

Chez les SIAP, il y avait un effet principal sur la Surface ($X^2_{(15,18)} = 103.81$, $p < .001$) A 40cm YO, la Surface était significativement plus *grande* sur sol dur que sur Dépron® (z = 3.64, $p < .001$, $d = 0.57$), BA (z = 3.64, $p = .002$, $d = 0.47$), et Dynachoc® (z = 3.03, $p = .002$, $d = 0.43$). À 40cm YF, la Surface était significativement plus petite sur sol dur (z = 2.24, $p = .025$, $d = 0.26$) et sur BA (z = 2.98, $p = .003$, $d = 0.44$) que sur Dépron®. À 200cm YO, la Surface était significativement plus petite avec BA comparé au sol dur (z = 2.50, $p = .012$, $d = 0.57$), Dépron® (z = 3.55, $p < .001$, $d = 0.78$) et Dynachoc® (z = 3.16, $p = .002$, $d = 0.66$). Il y avait également un effet de la distance : la Surface était plus petite à 40 qu'à 200cm YO sur sol Dépron® (z = 2.77, $p = .006$, $d = 0.77$) et Dynachoc® (z = 2.29, $p = .022$, $d = 0.51$). En ce qui concerne l'effet de l'occlusion des yeux, elle était corrélée avec une augmentation significative de la Surface à 40cm sur Dépron® (z = 3.68, $p < .001$, $d = 0.94$), BA (z = 3.46, $p = .001$, $d = 0.69$), et Dynachoc® (z = 3.55, $p < .001$, $d = 0.80$). A 200cm, la Surface YF était également significativement plus grande que YO sur BA (z = 3.46, $p = .001$, $d = 0.97$), et para-significativement sur Dynachoc® (z = 1.81, $p = .071$, $d = 0.40$) (Fig. 3.B).

Il y avait aussi un effet principal sur la Variance de la Vitesse ($X^2_{(15,18)} = 148.59$, $p < .001$). A 40cm YO, la Variance de la Vitesse était significativement plus *grande* sur sol dur que sur Dépron® (z = 2.59, $p = .010$, $d = 0.38$). À 40cm YF, la Variance de la Vitesse était plus petite sur Dynachoc® que sur Dépron® (z = 2.37, $p = .018$, $d = 0.32$). A 200cm YO, la Variance de la Vitesse était plus petite avec BA comparé à sol dur (z = 2.01, $p = .044$, $d = 0.25$) et au Dépron® (z = 2.55, $p = .011$, $d = 0.27$). Il y avait un effet de la distance: la Variance de la Vitesse était plus petite à 40cm qu'à 200cm YO sur Dépron® (z = 3.16, $p = .002$, $d = 0.49$). En ce qui concerne l'effet de l'occlusion des yeux, elle était corrélée avec une augmentation significative de la Variance de la Vitesse à 40cm sur sol dur (z = 3.68, $p < .001$, $d = 0.81$), Dépron® (z = 3.72, $p < .001$, $d = 1.24$), BA (z = 3.64, $p < .001$, $d = 0.97$), et Dynachoc® (z = 3.68, $p < .001$, $d = 0.89$). A 200cm, la Variance de la Vitesse YF était également significativement plus grande que YO sur sol dur (z = 3.29, $p = .001$, $d = 0.46$), Dépron® (z = 2.94, $p = .003$, $d = 0.61$), BA (z = 3.55, $p < .001$, $d = 0.89$), et Dynachoc® (z = 2.46, $p = .014$, $d = 0.60$) (Fig. 4.B).

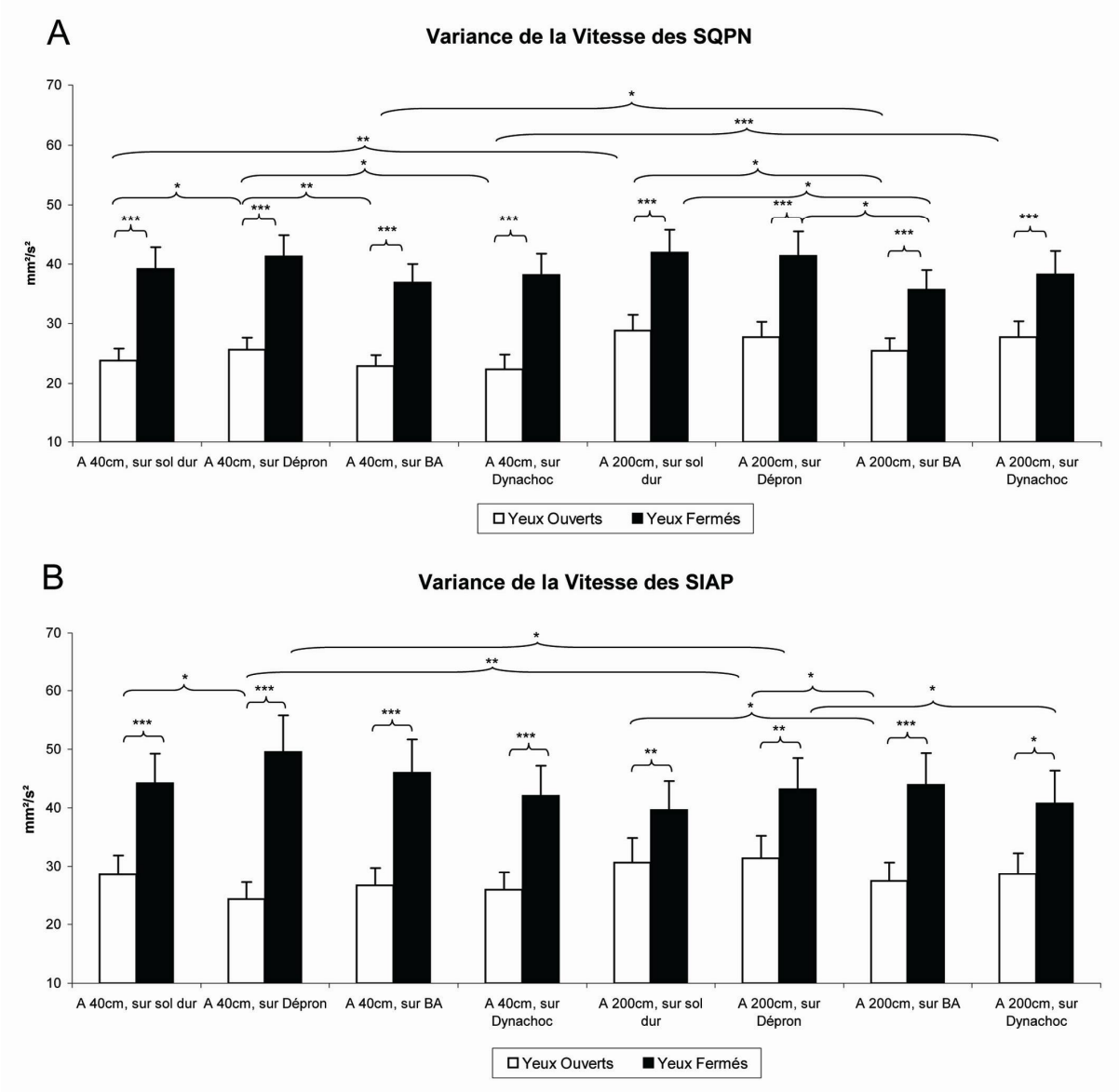


Fig.4: Variance de la Vitesse du CPP chez les SIAP et SQPN.
Les barres d'erreur représentent les erreurs standard.
Les astérisques indiquent les différences significatives, avec *p < .05; **P<0.01, ***P<0.001.

Table 2 : Quotients et performances posturales

	Quotient Plantaire (QP)		Quotient de Romberg (QR)		Surface du CPP (mm²)		Variance de la Vitesse (mm²/s²)	
Condition	NPQS	SIAP	NPQS	SIAP	NPQS	SIAP	NPQS	SIAP
Yeux Ouverts (YO)								
Sol dur 40cm			157 ± 8, [140, 173]	116 ± 9, [97, 135]	104 ± 11, [82, 127]	133 ± 13, [105, 160]	24 ± 2, [20, 28]	29 ± 3, [21, 36]
Dépron 40cm	136 ± 5, [125, 146]	73 ± 3, [67, 80]	174 ± 10, [153, 195]	143 ± 12, [119, 168]	133 ± 12, [110, 157]	101 ± 13, [74, 129]	26 ± 2, [22, 30]	24 ± 3, [18, 30]
Barres Antérieures 40cm			143 ± 7, [129, 158]	117 ± 11, [94, 140]	109 ± 11, [87, 132]	106 ± 14, [76, 135]	23 ± 2, [19, 27]	27 ± 3, [20, 30]
Dynachoc 40cm	109 ± 6, [97, 122]	81 ± 6, [67, 95]	159 ± 10, [139, 179]	127 ± 12, [101, 154]	103 ± 9, [85, 121]	109 ± 13, [82, 137]	22 ± 2, [17, 27]	26 ± 3, [19, 32]
Sol dur 200cm			125 ± 9, [107, 143]	116 ± 9, [96, 136]	131 ± 14, [101, 160]	139 ± 17, [102, 176]	29 ± 3, [23, 34]	31 ± 4, [22, 39]
Dépron 200cm	107 ± 7, [92, 121]	115 ± 8, [98, 133]	127 ± 7, [113, 141]	108 ± 6, [96, 120]	128 ± 11, [105, 151]	148 ± 16, [115, 181]	28 ± 3, [23, 33]	31 ± 4, [23, 39]
Barres Antérieures 200cm			113 ± 5, [102, 125]	137 ± 6, [124, 150]	113 ± 9, [93, 132]	105 ± 10, [85, 125]	25 ± 2, [21, 30]	27 ± 3, [21, 34]
Dynachoc 200cm	105 ± 7, [92, 119]	107 ± 7, [91, 123]	115 ± 6, [103, 128]	120 ± 9, [101, 139]	122 ± 10, [101, 144]	138 ± 14, [110, 167]	28 ± 3, [22, 33]	29 ± 4, [21, 36]
Yeux Fermés (YF)								
Sol dur 40cm					161 ± 17, [126, 196]	168 ± 23, [120, 216]	39 ± 4, [32, 47]	44 ± 5, [33, 55]
Dépron 40cm	112 ± 6, [100, 125]	121 ± 6, [108, 134]			178 ± 17, [143, 211]	194 ± 24, [144, 245]	41 ± 4, [34, 48]	50 ± 6, [36, 63]
Barres Antérieures 40cm					151 ± 15, [120, 181]	154 ± 19, [114, 193]	37 ± 3, [30, 43]	46 ± 6, [34, 58]
Dynachoc 40cm	104 ± 7, [91, 118]	105 ± 7, [89, 120]			158 ± 16, [125, 191]	170 ± 22, [124, 216]	38 ± 4, [31, 45]	42 ± 5, [31, 53]
Sol dur 200cm					154 ± 14, [125, 182]	148 ± 14, [119, 178]	42 ± 4, [34, 50]	40 ± 5, [29, 50]
Dépron 200cm	118 ± 9, [99, 137]	110 ± 7, [94, 126]			167 ± 15, [136, 198]	156 ± 14, [125, 186]	41 ± 4, [33, 50]	43 ± 5, [32, 54]
Barres Antérieures 200cm					132 ± 14, [103, 161]	161 ± 17, [126, 197]	36 ± 3, [29, 42]	44 ± 5, [32, 55]
Dynachoc 200cm	96 ± 5, [85, 107]	112 ± 8, [95, 129]			145 ± 15, [115, 175]	167 ± 20, [125, 209]	38 ± 4, [30, 46]	41 ± 6, [29, 53]

Moyennes, erreurs standard et Intervalles de Confiance (95%) des quotients et des paramètres posturaux pour chaque condition chez les SQPN et les SIAP.

4. Discussion

Le principal résultat de cette expérience est qu'il existe une synergie dans l'utilisation des afférences plantaires et visuelles, mais seulement en vision de près, et en l'absence d'IAP. Les SIAP ont un QR plus bas que les SQPN hormis sur Dépron®, ce qui objective chez eux l'existence d'une asynergie visuo-podale. Les résultats montrent que les effets de l'IAP sont dépendants du contexte visuel, sont mieux révélés par la mousse Dépron®, et que les BA améliorent la posture mais ne résolvent pas l'asynergie visuo-podale. Le diagnostic de l'IAP doit donc tenir compte de ces paramètres.

4.1 Comparaison des groupes

Les SIAP et SQPN ne sont pas significativement différents en ce qui concerne leur âge, leurs caractéristiques anthropométriques, et leurs performances visuelles et oculomotrices. Leurs seules différences significatives portent sur leur QP, leur QR et leur Surface d'oscillations. Les QP sur Dépron® et sur Dynachoc® des deux groupes sont tous deux différents, suggérant que les deux mousses sont capables de détecter l'IAP.

En ce qui concerne les performances posturales, la Surface est plus grande chez les SIAP uniquement sur sol dur, YO à 40cm, ce qui montre qu'ils sont plus instables que les SQPN dans cette condition. De plus, sur Dépron® (YO, à 40cm), les SIAP montrent une tendance à être plus stables que les SQPN. Ces résultats confirment et complètent la littérature : une expérience précédente a montré de telles différences à 90cm (Foisy et Kapoula 2016a).

Concernant le QR, à 40cm il est plus bas chez les SIAP pour toutes les conditions de sol sauf sur Dépron® (voir explication ci-dessous et Fig.5). Ce QR plus bas est dû à une Surface YO plus grande (et non à une Surface YF plus petite). Cela montre que les SIAP semblent avoir des difficultés à intégrer correctement leurs afférences visuelles, sauf lorsque l'IAP est neutralisée par l'interposition de Dépron®. Cela suggère que leurs afférences visuelles ne soient pas utilisées par le SNC de façon optimale pour le contrôle postural en raison de la présence de l'IAP. En revanche, à 200cm, ce phénomène n'est plus observé, avec un QR qui est même inférieur chez les SQPN avec les Barres Antérieures, suggérant que cette stimulation puisse gêner l'intégration de leurs afférences visuelles de loin.

4.2 Interactions dans l'utilisation des afférences plantaires et visuelles

Il y a des différences opposées entre SIAP et SQPN en ce qui concerne l'influence de l'occlusion des yeux et de la distance sur le QP. L'occlusion des yeux (à 40cm) et la distance induisent une diminution du QP chez les SQPN et inversement, une augmentation chez les SIAP. Autrement dit, YO et en vision de près, les SQPN utilisent davantage leurs afférences plantaires et visuelles à la fois, alors que cette synergie est absente chez les SIAP. Concernant le QR, seul celui des SIAP est influencé par la condition de sol, augmentant avec le Dépron® à 40cm. De plus, la diminution du QR avec la distance n'est présente que chez les SQPN ; le QR des SIAP étant déjà bas en vision de près. Cela confirme et complète les résultats de Le et Kapoula (2007) qui avaient montré que le QR tend vers 100 avec l'augmentation de la distance de la cible visuelle.

Ensemble, ces résultats (QP et QR) montrent que la qualité de l'intégration des afférences plantaires affecte le contrôle postural et la qualité de l'intégration des afférences visuelles (les SIAP ont un QR plus bas sur sol dur), mais seulement en vision de près. En d'autres termes, l'IAP peut interférer avec le rôle de la vision dans le contrôle postural en vision de près. Ces observations suggèrent que, physiologiquement, de près, il existe une synergie dans l'utilisation des afférences plantaires et visuelles pour assurer le contrôle postural, mais elle est absente de loin et chez les SIAP. Les effets de l'IAP n'apparaissent qu'en vision de près et l'asynergie visuo-podale peut être supprimée soit par l'interposition de mousse (Dépron®) entre les pieds et le sol, soit par l'occlusion des yeux. Cela suggère donc que ces effets ne soient pas le résultat d'une lésion organique mais plutôt la conséquence de la difficulté quant à l'utilisation synergique des afférences plantaires et visuo-oculomotrices. Cette conclusion corrobore notre précédente proposition selon laquelle l'IAP serait due à une dysfonction non douloureuse des récepteurs des soles plantaires consistant en une augmentation de leur fréquence de décharge qui empêcherait le SNC d'intégrer et d'utiliser correctement les afférences somesthésiques (Janin 2009, Foisy et Kapoula 2016a).

Nous avons proposé que ces afférences soient normalement utilisées à la fois pour le contrôle de la posture et de la vergence dans des zones communes du SNC, capables d'échanger des informations issues des entrées plantaire et visuelle (Foisy et al. 2015, Foisy et Kapoula 2016a). L'existence de telles zones d'intégration communes avait déjà été suggérée par d'autres auteurs : Hollands et al. (1995, 2004) ont proposé le cervelet et le colliculus supérieur ; et plus récemment plusieurs études ont montré que des interactions sensorielles

croisées sont communes dans les aires corticales primaires, notamment dans le cortex visuel primaire (V1) pour les interactions visuo-tactiles (e.g. Lunghi et Alais 2015).

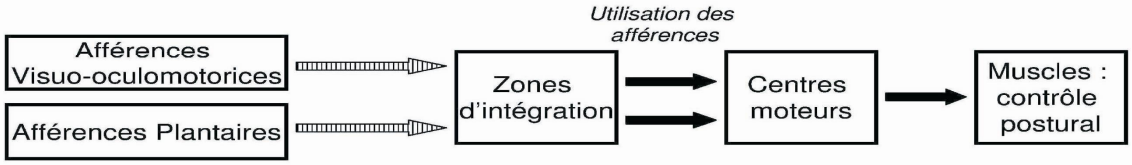
Ce raisonnement pourrait également expliquer les effets que nous observons ici. Dans la situation normale de synergie visuo-podale, les signaux plantaires et visuels sont clairs, facilement utilisés et intégrés de manière équilibrée par le SNC, produisant un contrôle postural efficace (Fig.5.1A). Au contraire, dans la situation dysfonctionnelle de l'IAP, le signal plantaire est augmenté, ce qui le rend plus difficile à intégrer (Weerakkody et al. 2003). Comme à la fois le QP et le QR sont plus bas dans ce cas, cela suggère que les deux types d'afférences soient traitées dans les zones d'intégration communes qui agissent comme un filtre pour ces deux sources simultanément, même si un seul des deux signaux est perturbé. Il en résulte une asynergie visuo-podale et un contrôle postural moins efficace (Fig.5.1B).

Lorsque la mousse (Dépron®) est placée sous les pieds, la répartition des pressions plantaires est améliorée (lissée - Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1997) et le signal plantaire est diminué (Yi et Park 2009). Ce filtrage a des effets différents en fonction des sujets. La diminution des afférences cutanées normales des SQPN s'accompagne d'une augmentation des oscillations posturales (Fig.5.2A), tandis que la diminution du signal plantaire bruité des SIAP rétabli l'équilibre entre les afférences podales et visuelles dans les zones d'intégration communes, ce qui améliore le contrôle de la posture (Fig.5.2B).

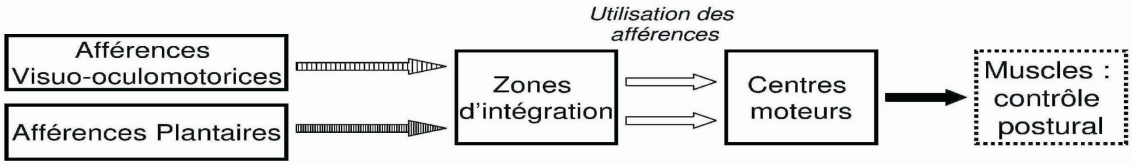
Dans la situation de diminution des afférences visuo-oculomotrices, i.e., YF ou en vision de loin (Le et Kapoula 2007), le QP des SQPN diminue. Cela montre que, parmi ces sujets, la privation de ces informations limite l'intégration des afférences plantaires, suggérant que les deux types d'informations doivent normalement être comparées dans les zones d'intégration communes (Fig.5.3A). Au contraire, le QP des SIAP augmente dans cette situation, ce qui suggère que les zones d'intégration peuvent se focaliser sur le traitement du signal plantaire bruité et l'utilisation de ces afférences (Fig.5.3B).

Fig.5: Modélisation de la synergie / de l'asynergie visuo-podale. De près, YO, sur sol dur (situation 1), les afférences plantaires et visuelles des SQPN sont claires et facilement intégrées par le SNC, résultant ainsi en un contrôle postural efficace (1A). Chez les SIAP (1B), le signal plantaire augmenté (flèches hachurées) le rend plus difficile à intégrer, ce qui résulte à la fois en une diminution du QP et du QR (flèches blanches) et en un contrôle postural altéré (boîtes en pointillés). La mousse diminue le signal plantaire (situation 2), ce qui résulte en une augmentation des oscillations posturales chez les SQPN (2A) et en une utilisation plus équilibrée des afférences visuelles et plantaires avec un meilleur contrôle postural chez les SIAP (2B). La diminution des afférences visuelles et oculomotrices (situation 3) réduit l'utilisation des afférences plantaires chez les SQPN (diminution du QP – 3A) et facilite l'intégration du signal plantaire bruité des SIAP (augmentation du QP – 3B).

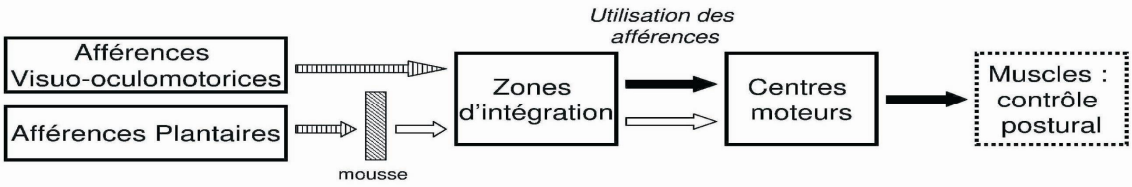
1A : A 40cm YO sur sol dur : situation physiologique de synergie visuo-podale : SQPN



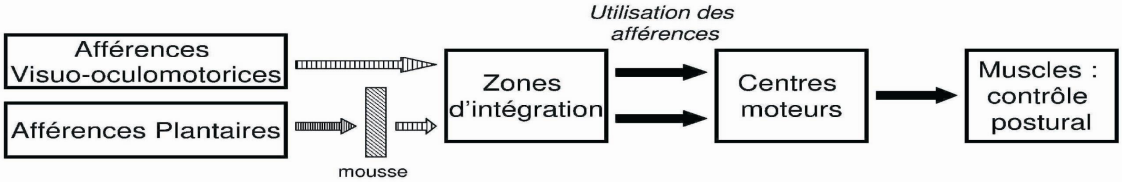
1B : A 40cm YO sur sol dur : situation dysfonctionnelle d'asynergie visuo-podale : SIAP



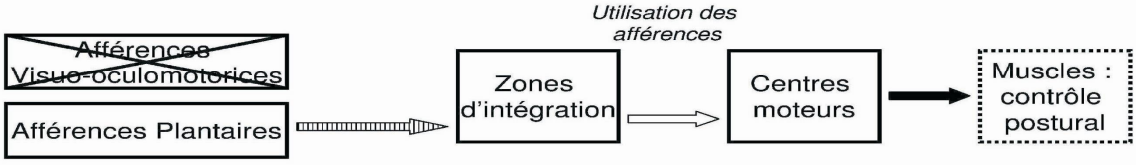
2A : A 40cm YO sur mousse : situation physiologique de synergie visuo-podale : SQPN



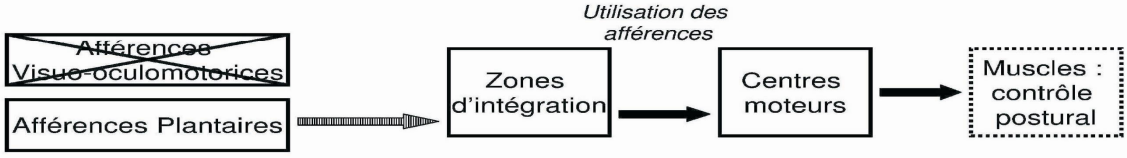
2B : A 40cm YO sur mousse : les SIAP se comportent comme les SQPN sur sol dur : augmentation du QR et meilleure stabilité



3A : A 40cm YF, ou a 200cm, sur sol dur : situation physiologique de synergie visuo-podale : SQPN



3B : A 40cm YF, ou a 200cm, sur sol dur : situation dysfonctionnelle d'asynergie visuo-podale : SIAP



Dujols (1991) a proposé le terme « Conflit Visuo-Podal » pour expliquer son observation clinique. Le mot « conflit » se rapporte habituellement à des informations incongruentes provenant d'au moins deux entrées ; par exemple la cinétose, qui résulte d'un conflit entre les signaux vestibulaires et visuels. Il est aussi utilisé pour des situations artificielles de conflits créés pour les besoins d'une expérience. Par exemple, des prismes convergents produisent des messages visuels et oculomoteurs incongruents quant à l'estimation de la distance (Kapoula et Le 2006). Ici, comme il n'y a pas d'incongruence des informations visuelles et podales, nous préférons parler de « synergie visuo-podale » et d' « asynergie visuo-podale », qui reflètent mieux nos résultats. Cette nouvelle interprétation que nous proposons est également différente du modèle de « repondération sensorielle ». Dans ce dernier, le « poids » qui est attribué à l'utilisation des différents signaux est ajusté de façon dynamique en fonction de leur fiabilité (Ernst et Bulthoff 2004, Dokka et al. 2010). Dans notre nouveau modèle théorique, nous montrons qu'en vision de près il existe une synergie entre les sources d'information visuelle et plantaire : si l'une ne fonctionne pas correctement, l'autre ne peut pas être utilisée non plus.

Ces résultats pourraient expliquer les contradictions de la littérature au sujet de l'action synergique ou indépendante de ces entrées sur le contrôle postural : Fransson et al. (2007b) n'avaient pas mis en évidence d'effets posturaux significativement additionnels lors de la privation concomitante des informations visuelles et somesthésiques chez des sujets qui devaient fixer une cible visuelle à 150cm. Ces résultats semblent en accord avec les nôtres : il n'y a pas d'interaction entre les afférences plantaires et visuelles de loin. Au contraire, Blackburn et al. (2003) avaient trouvé une interaction entre ces facteurs, mais la distance de la cible visuelle n'était pas précisée dans leur étude.

4.3 Effets des plaques de mousse et des Barres Antérieures

Tout d'abord, concernant le QP, chez les SQPN il est plus bas avec Dynachoc® que Dépron® à 40cm YO et à 200cm YF. Ce résultat, associé à l'action plus significative du Dépron® sur les modifications du QP suivant l'occlusion des yeux et l'augmentation de la distance, suggère que le Dépron® déparasite mieux les effets de l'IAP sur le contrôle postural que le Dynachoc®.

Quant au QR, comme mentionné précédemment, les comparaisons des groupes montrent qu'à 40cm, les SIAP ont un QR significativement plus bas que les SQPN pour

toutes les conditions de sol à l'exception du Dépron®. Cela confirme que le Dépron® est mieux à même de supprimer l'asynergie visuo-podale que le Dynachoc® et les BA.

En ce qui concerne les performances posturales, les comparaisons des groupes ont montré qu'à 40cm, YO, les SIAP sont plus instables que les SQPN sur sol dur et ont une tendance à être plus stables sur Dépron®. L'absence de différence entre les deux groupes avec le Dynachoc®, associé aux résultats précédemment décrits, suggère que le Dépron® détecte mieux l'IAP que le Dynachoc®. Cela peut s'expliquer par l'épaisseur plus importante du Dépron® (6mm contre 3) et par sa composition plus molle (dureté shore 20A et densité de 33 kg/m^3 contre 35A et 350 kg/m^3), pouvant aider à obtenir une meilleure répartition des pressions plantaires, i.e. une meilleure diminution de l'excès de pression sous la 1ère tête métatarsienne considérée comme la cause de l'IAP (voir Janin 2009, Foisy et Kapoula 2016a). Dans l'ensemble, ces résultats montrent que, malgré des différences qui peuvent sembler minimes, des couches de mousse légèrement différentes ont des effets statistiquement différents sur le contrôle postural. Ils confirment et complètent les résultats de Di Berardino et al. (2009) qui avaient trouvé des différences significatives dans les effets posturaux de plaques de mousses plus épaisses (10 ou 8cm, densité de 25 ou 100 kg/m^3).

Enfin, l'effet des BA sur le QR est différent de celui des mousses. Comme indiqué précédemment, les comparaisons des groupes montrent qu'à 40cm, elles ne suppriment pas l'asynergie visuo-podale contrairement au Dépron®. Cela pourrait être du au fait que l'insert plantaire augmente le signal tactile podal (Foisy et al. 2015), alors que la mousse l'atténue (Yi et Park 2009). Dans la situation d'asynergie visuo-podale, une information supplémentaire doit être plus difficile à traiter pour le SNC que la diminution d'une source d'afférences périphériques bruitée. Cependant, cette stimulation garde un effet positif sur le contrôle postural : elle diminue la Surface et la Variance de la Vitesse, principalement à 200cm.

Conclusion

Cette étude souligne que, physiologiquement, les afférences plantaires et visuelles fonctionnent en synergie pour assurer le contrôle postural, mais cette synergie est absente chez les SIAP : ils présentent une asynergie visuo-podale. Cela permet de clarifier la physiopathologie de l'IAP (cf Foisy et Kapoula 2016a) : ses effets sont présents uniquement en vision de près, ce qui suggère qu'ils résultent de l'asynergie visuo-podale plutôt que d'une lésion organique.

Ces différents résultats peuvent avoir de nombreuses implications cliniques. Tout d'abord, ils confirment que le QP de Surface et le QR sont des moyens simples, non invasifs et valables d'estimer les différences inter-individuelles et les préférences sensorielles chez des sujets jeunes et sains en accord avec de précédents travaux (voir Foisy et Kapoula 2016a). Ensuite, ils suggèrent que le Dépron® est préférable au Dynachoc® pour mettre en évidence les effets de l'IAP. Ils montrent également qu'en dépit de son action positive sur le contrôle postural, les BA ne suppriment pas l'asynergie visuo-podale. Enfin, comme les SIAP sont plus instables et ont des difficultés à intégrer à la fois leurs afférences plantaires et visuelles, il est possible qu'une telle situation dysfonctionnelle latente puisse évoluer vers des symptômes à plus ou moins long terme. D'autres recherches sont nécessaires pour confirmer cette supposition. La mesure du QP pourrait ainsi être utilisée pour la prévention et le suivi.

Abstract

Some subjects have difficulty to integrate both visual and plantar inputs, showing at the same time a 'postural blindness', i.e. better stability eyes closed, revealed by a Romberg Quotient (RQ)<100; and a Plantar Exteroceptive Inefficiency (PEI), i.e. better stability on foam, indicated by a Plantar Quotient (PQ)<100. Clinical studies reported that a manipulation of either plantar or visual input could affect both quotients, suggesting interdependence in the use of plantar and visual cues in postural control. The purpose of the experiment is to characterize the PEI phenomenon better and see if such synergy can be objectified.

We recruited 48 subjects (25±3,3 years) and assessed their balance with a force platform, eyes open, eyes closed, at 40 or 200cm, on firm ground, Dépron® foam, Dynachoc® foam, or on a 3 mm-thick Anterior Bar. We assessed their sensorial preferences through their PQ and RQ.

The main results are that there normally exists a synergy in the use of plantar and visual afferents, but only at 40cm and in absence of PEI: PEI interferes with the role of vision in postural control, its effects are distance specific, are better revealed by Dépron® foam and the Anterior Bar improves posture but does not solve visual-podal asynergy. These results also have clinical interests as they indicate the best way in terms of distance and choice of foam to diagnostic PEI. Finally, they suggest restricting the use of the Anterior Bar, commonly employed. These findings can be useful for clinicians concerned by foot, eye and posture.

Valorisation

Cette étude est actuellement soumise dans la revue Brain and Behavior.

V - ETUDE 4 : Des inserts plantaires peuvent induire une esophorie chez les sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires

1. Introduction……...……..214

2. Matériel et méthode……..……..216

3. Résultats…….……...…..221

4. Discussion……..……...…..225

ETUDE 4 :

Des inserts plantaires peuvent induire une esophorie chez les sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires

Plantar inserts can induce esophoria in subjects with Plantar Exteroceptive Inefficiency

Dans l'Etude 1, nous avions examiné les effets sur la dynamique de la vergence ; nous nous intéressons maintenant aux hétérophories, c'est-à-dire à l'alignement binoculaire des yeux, qui est donc également en rapport avec l'angle de la vergence, mais statique.

1. Introduction

Le terme « orthophorie » renvoie à la situation physiologique dans laquelle les deux axes visuels sont parallèles. Au contraire, « hétérophorie » désigne une déviation latente des axes visuels lors de la dissociation artificielle des images rétiniennes (Amos et Rutstein 1987, von Noorden 2002). Il existe deux sortes d'hétérophories : les horizontales et les verticales. Pour les premières, deux conditions sont possibles : l'esophorie, pendant laquelle les axes visuels convergent quand la fusion est supprimée ; et l'exophorie, pendant laquelle les axes visuels divergent. Pour l'hétérophorie verticale, deux types différents peuvent également être distingués : l'hyperphorie et l'hypophorie. Ces dernières sont des tendances pour l'axe visuel d'un œil à dévier respectivement vers le haut ou vers le bas par rapport à l'axe de l'autre œil, en l'absence de fusion.

Il y a des raisons de penser que les afférences cutanées plantaires puissent influencer les phories. Tout d'abord, il est connu que l'activité des neurones de disparité binoculaire du cortex visuel primaire (V1) est modulée par des signaux extra rétiniens, notamment proprioceptifs (Trotter et al. 1996). D'autres études récentes ont montré que des interactions multisensorielles ont lieu dans les aires corticales primaires, en particulier V1 pour les interactions visuo-tactiles (van Ee et al. 2009, Lunghi et Alais 2015). Deuxièmement, plusieurs études suggèrent que des zones communes du SNC échangent des informations provenant des entrées plantaire et visuelle afin de produire des mouvements coordonnés des

yeux et des pieds (Hollands et al. 1995, 2004). Des travaux précédents de notre équipe ont également montré que les afférences cutanées plantaires jouent un rôle dans le contrôle de la vergence (Foisy et al. 2015), dans la capacité à intégrer les informations visuelles (Foisy et Kapoula 2016b) et dans la perception de la verticalité (Foisy et Kapoula 2016c). En outre, des observations cliniques répétées ainsi que certaines études cliniques suggèrent que la manipulation de l'extéroception plantaire par des inserts plantaires fins (Desenne et Schoenstein 1996, Neycenssas 2013, Martins-Lalanne et al. 2013) ou par interposition de mousse entre le sol et les pieds (Garrigues 2007) pourrait induire des changements dans les phories horizontales et verticales.

Toutefois, ces observations mériteraient de bénéficier de meilleures preuves scientifiques car les études cliniques existantes manquent toutes d'une méthodologie appropriée et rigoureuse. Nous avons donc élaboré une expérimentation dans laquelle nous avons souhaité déterminer plus précisément l'influence possible des afférences cutanées plantaires sur les phories. Sachant qu'un Elément Médio-Interne (EMI) bilatéral agit sur la divergence tandis qu'un Elément Médio-Externe (EME) bilatéral produit ses effets sur la convergence (Foisy et al. 2015), nous faisons l'hypothèse que l'EMI augmente l'exophorie et que l'EME augmente l'esophorie. De plus, comme les travaux de Neycenssas (2013) et de Martins-Lalanne et al. (2013) ont suggéré qu'une Barre Antérieure (BA) bilatérale puisse aider à normaliser une hétérophorie verticale, nous avons également testé des Barres Antérieures bilatérales et des Barres Sous-Tubérositaires (BST) bilatérales, en supposant que ces stimulations puissent influencer les hyper ou hypophories.

L'Inefficience des Afférences Plantaires (IAP) est un dysfonctionnement latent des récepteurs plantaires (Janin 2009, Foisy et Kapoula 2016a) qui semble lié à une augmentation de la pression sous certaines zones plantaires (comme la 1ère tête métatarsienne). Celle-ci induit une augmentation de la fréquence de décharge de ces récepteurs (Vedel et Roll 1982, Ribot-Ciscar et al. 1989) constituant un 'bruit" responsable d'une difficulté d'intégration des afférences plantaires accrues (Weerakkody et al. 2003). Nous avons montré précédemment que la présence d'IAP empêchait les sujets concernés d'utiliser correctement leurs afférences cutanées plantaires, à la fois pour le controle postural et oculomoteur (Foisy et Kapoula 2016a). L'IAP a également un impact sur l'intégration des afférences visuelles (asynergie visuo-podale - Foisy et Kapoula 2016b) et sur l'estimation de la verticalité (Foisy et Kapoula 2016c). Nous faisons donc l'hypothèse supplémentaire que l'IAP empêche les inserts plantaires fins d'influencer les phories. Afin de tester cette hypothèse nous avons ajouté une condition d'interposition de mousse. Nous avons testé ces différentes conditions de sol de

près (40 cm) et de loin (200 cm). Sachant que l'augmentation de la distance induit une diminution du poids des informations visuelles en faveur des afférences somesthésiques (Le et Kapoula 2007), nous nous attendons à ce que la manipulation des afférences cutanées plantaires produise davantage d'effets de loin.

Ces questions ont des implications cliniques importantes : il a été montré que même de petites hétérophories verticales (inférieures à 1 dioptrie) sont très fréquentes, sont corrélées à une moindre stabilité posturale, et sont quasiment toujours présentes dans le cadre de pathologies diverses non spécifiques telles les lombalgies (Matheron 2007, Matheron et Kapoula 2008).

2. Matériel et méthode

2.1 Déclaration éthique

L'investigation a adhéré aux principes de la Déclaration d'Helsinki et a été approuvée par le ''Conseil d'Evaluation Éthique pour les Recherches en Santé" (CERES) Université Paris Descartes, N° IRB: 20153300001072. Les sujets ont donné leur consentement écrit après explication du déroulement de l'expérience.

2.2 Sujets

Quarante huit sujets jeunes et sains ont participé à l'étude. Ils ont été recrutés dans des écoles paramédicales, vingt et un hommes et vingt sept femmes, âge moyen 25 ± 3,3 ans, taille moyenne 170.1 ± 8.6 cm, poids moyen 63.7 ± 10.5 kg. Leurs caractéristiques sont résumées dans la Table 1.

Aucun d'eux n'avait de traitement médicamenteux, tous étaient asymptomatiques, emmétropes, et sans lunettes. Leur acuité visuelle en vision de près a été examinée par le test de Parinaud. Tous les résultats étaient normaux (2 pour 47 sujets, 3 pour un d'entre eux). La fonction binoculaire a été évaluée par le test de stéréoacuité TNO, et toutes les valeurs étaient normales, c'est-à-dire 60'' d'arc ou moins. Nous avons également mesuré le Punctum Proximum de Convergence (PPC), qui était de 5.06 ± 1.82 cm, et l'amplitude d'accommodation avec la méthode 'push-up' (nous avons moyenné 3 mesures pour chacun de ces tests - Duane 1912, Rutstein et al. 1993). Les sujets avaient une moyenne de 9.37 dioptries

(±1.85), ce qui correspond aux normes de Duane (9.5 ± 2 dioptries) (Duane 1912). Le t-test n'a pas montré de différence statistique avec cette valeur théorique (P = .616).

<u>Table 1</u>: caractéristiques des sujets

Sujet #	Groupe	QP	Genre	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	TNO	Parinaud (moyenne)	Accom-modation	PPC
33	SIAP	36	F	31	160	50	60	2	6,32	6,33
25	SIAP	48	M	28	175	68	30	2	9,38	6,83
32	SIAP	55	M	24	177	95	30	2	10,71	4,17
17	SIAP	55	F	23	174	60	30	2	9,09	7,50
27	SIAP	61	F	31	168	59	30	2	6,67	4,67
42	SIAP	68	F	23	162	55	15	2	10,00	7,17
3	SIAP	71	F	27	177	80	30	2	7,23	5,00
35	SIAP	76	F	22	147	53	30	2	8,96	2,00
39	SIAP	82	F	22	153	54	60	2	9,09	2,33
2	SIAP	83	M	26	176	84	30	2	7,59	7,00
38	SIAP	84	F	25	165	53	60	2	11,32	4,83
40	SIAP	91	F	22	170	65	60	2	7,41	2,83
13	SIAP	93	M	26	178	68	20	2	8,11	4,33
44	SIAP	94	M	24	180	70	60	2	8,82	5,50
34	SIAP	94	M	24	176	69	30	2	8,22	5,00
20	SIAP	95	F	21	170	55	30	2	8,33	8,00
8	SIAP	96	M	24	172	64	30	2	9,52	4,33
1	SIAP	96	M	20	182	63	30	2	10,72	5,00
14	SIAP	97	M	27	185	73	15	2	13,33	4,83
45	SIAP	98	F	22	163	52	15	2	8,45	3,00
10	SIAP	99	M	33	185	73	60	2	7,79	4,75
M		80		25,0	171,2	64,9	35,95	2,00	8,91	5,02
ET		19		3,5	10,0	11,7	16,48	0,00	1,66	1,67
5	SQPN	103	F	26	169	58	15	2	6,74	7,83
48	SQPN	103	F	27	175	58	60	2	10,00	6,67
19	SQPN	104	M	25	183	73	30	2	9,38	7,67
29	SQPN	104	F	21	169	61	60	2	9,38	8,17
9	SQPN	108	M	26	177	70	30	2	13,04	3,83
26	SQPN	109	M	24	178	75	60	2	8,57	4,00
23	SQPN	112	F	23	170	56	30	2	9,09	6,50
24	SQPN	115	M	26	175	70	60	2	7,79	4,50
22	SQPN	119	M	26	163	68	30	2	8,70	5,17
12	SQPN	121	F	23	171	53	15	2	9,68	4,83
30	SQPN	123	F	24	176	70	60	2	13,04	1,00
41	SQPN	125	F	33	169	63	30	2	6,32	5,50
15	SQPN	126	M	25	166	73	30	2	11,54	5,33
7	SQPN	133	F	23	165	55	30	2	5,88	5,33
37	SQPN	134	F	28	166	60	60	2	9,09	3,67
43	SQPN	138	M	32	165	65	60	2	9,68	3,00
18	SQPN	142	F	21	160	47	60	2	10,17	6,67
21	SQPN	142	M	22	179	68	60	2	10,17	5,50
11	SQPN	144	M	27	180	84	60	2	12,00	6,17
28	SQPN	148	F	25	157	59	30	2	10,17	2,83
46	SQPN	148	F	21	164	43	30	2	10,53	2,00
31	SQPN	151	F	22	165	62	60	2	8,33	1,00

47	SQPN	162	F	25	162	58	60	2	10,17	6,33
36	SQPN	164	F	21	162	55	60	2	9,38	4,00
4	SQPN	168	F	31	159	56	60	2,5	9,84	6,17
6	SQPN	170	F	25	163	55	60	2	9,52	7,00
16	SQPN	306	M	22	181	80	60	2	14,29	6,67
M		141		25,0	169,2	62,8	47	2,02	9,72	5,09
ET		40		3,3	7,4	9,7	16,81	0,10	1,94	1,96
M générale		113		25,0	170,1	63,7	41,98	2,01	9,37	5,06
ET général		44		3,3	8,6	10,5	17,34	0,07	1,85	1,82

Pour chaque sujet : stéréoacuité (TNO) et acuité visuelle de près (Parinaud moyenne des deux yeux), amplitude d'accommodation (en dioptires) et Punctum Proximum de Convergence,(PPC, en cm). Les valeurs normales sont <100 pour le TNO, <3 pour le Parinaud et 9.5 ± 2 pour l'amplitude d'accommodation.

2.3 Dispositif expérimental

2.3.1 Evaluation de la posture

Les sujets devaient se tenir debout, pieds nus sur la plateforme de forces composée deux sabots dynamométriques (produite par TechnoConcept, Céreste, France et utilisant les Normes de l'Association Française de Posturologie). La position des sabots est standardisée : les pieds sont placés côte à côte, formant un angle de 30°, avec les talons séparés de 4cm. Chaque sabot contient 2 jauges de contraintes (une sous les têtes métatarsiennes, une sous le talon). Le logiciel tient compte de la taille et du poids des sujets pour calculer les déplacements du CPP. Suivant les recommandations de Pinsault et Vuillerme (2008) et de Ruhe et al. (2010), nous avons enregistré les déplacements du CPP sur 3 périodes de 25.6 secondes. Le matériel est doté d'un convertisseur analogique – digital de 16 bits et la fréquence d'échantillonnage du CPP était de 40 Hz. Nous avons évalué les paramètres posturaux classiques : la position moyenne antéro-postérieure (Y) du CPP, ainsi que la Surface des excursions du CPP. La Surface représente 90% des positions instantanées du CPP inclues dans l'ellipse de confiance (Ruhe et al. 2013), éliminant les points extrêmes.

Les sujets devaient fixer une cible à hauteur de leurs yeux. Il y avait 6 conditions de stimulation plantaire : [1] sur sol dur (condition contrôle), [2] sur mousse Dépron® (6 mm, shore 20A, densité 33 kg/m^3), [3] avec un Elément Médio-Interne (EMI) bilatéral, [4] avec un Elément Médio-Externe (EME) bilatéral, [5] avec une Barre Antérieure (BA) placée en arrière des têtes métatarsiennes, et [6] avec une Barre Sous-Tubérositaire (BST) placée à la partie la plus postérieure du talon (Fig.1). Tous les inserts plantaires (EMI, EME, BA, BST) avaient une épaisseur de 3 mm, une dureté shore de 60A et une densité de 250 kg/m^3. Nous avons testé chaque condition de sol de près (40cm) et de loin (200cm), il y avait donc au total 12

conditions expérimentales contrebalancées. Après un passage de familiarisation avec le dispositif expérimental, les performances de chaque sujet ont été enregistrées trois fois pour chaque condition et une moyenne de ces mesures a été calculée. Afin d'éviter un phénomène d'habituation des mécanorécepteurs une période de repos assis d'une minute séparait chaque enregistrement (Pinsault et Vuillerme 2008).

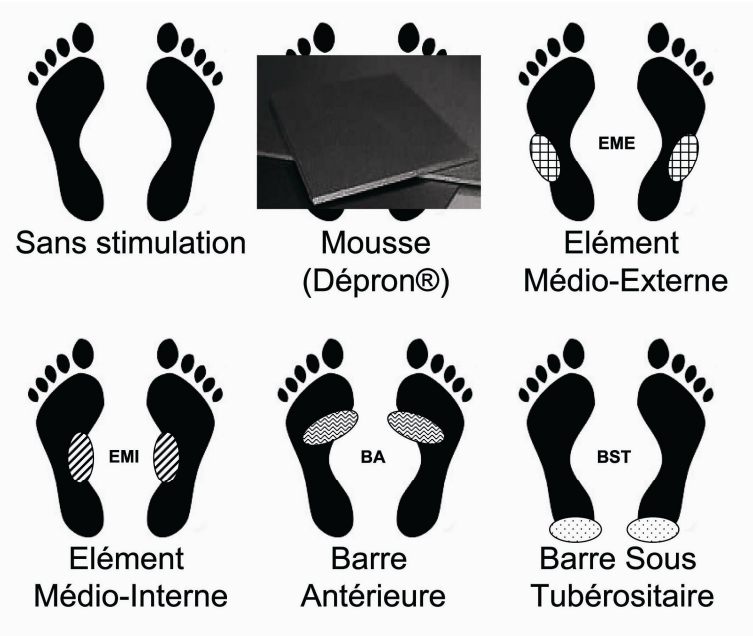


Fig.1: Conditions de stimulation plantaire. De la mousse Dépron® (6 mm d'épaisseur, shore 20A, densité 33 kg/m^3), des Eléments Médio-Externes (EME), Médio-Internes (EMI), des Barres Antérieures (BA) ou Sous-Tubérositaires (BST) étaient placés sous les pieds. Tous les inserts plantaires avaient 3 mm d'épaisseur, une dureté shore de 60A, et une densité de 250 kg/m^3.

2.3.2 Evaluation des phories

Juste après l'enregistrement, les phories ont été évaluées par la méthode de Thorington modifiée, qui est considérée comme la plus reproductible pour mesurer les hétérophories (Rainey et al. 1998, Howarth et Heron 2000, Sanker et al. 2012, Cebrian et al. 2014). Les sujets devaient regarder une lumière dans le trou pratiqué au centre d'une échelle qui était placée à hauteur de leurs yeux, face à eux, avec une graduation calibrée pour la distance (40 ou 200 cm). Une baguette de Maddox rouge permettant de dissocier les images rétiniennes était placée devant un œil du sujet, qui voyait alors une ligne rouge. Les rainures de la baguette étaient orientées dans la direction voulue afin de mesurer les phories horizontales ou verticales. Après stabilisation de la ligne rouge, les sujets indiquaient quel nombre de l'échelle ils voyaient le plus proche de la ligne. Ce nombre représentait l'hétérophorie en dioptries prismatiques et était noté par l'examinateur avec une précision de 0.25D (Lyon et al.

2005, Escalante et Rosenfield 2006). Afin d'améliorer la fiabilité (Sulzman et al. 1948), nous avons placé la baguette de Maddox une fois devant chaque œil et répété les mesures suite à chaque enregistrement postural, c'est-à-dire 6 fois au total. Nous avons retenu la moyenne de ces 6 mesures.

2.4 Evaluation du Quotient Plantaire

Grâce aux enregistrements posturaux, nous avons pu calculer le Quotient Plantaire (QP - Dujols 1991). Le QP consiste en un ratio entre la Surface des excursions du CPP lorsque le sujet se tient sur la mousse et la Surface lorsqu'il se tient sur sol dur : $QP = S_{mousse} / S_{sol\ dur} \times 100$. Ainsi, le QP renseigne sur le poids des afférences cutanées plantaires utilisées dans le contrôle postural (Oie et al. 2002, Isableu et al. 2011) : plus il est élevé, plus le sujet s'appuie sur les informations provenant de ses pieds pour assurer sa stabilisation. En effet, la mousse diminue la disponibilité des afférences plantaires (Yi et Park 2009), ce qui résulte normalement en une moindre stabilité (Chiang et Wu 1997, Patel et al. 2008a, 2008b, Yi et Park 2009) révélée par un QP>100. Au contraire, un QP<100 révèle une Inefficience des Afférences Plantaires (Foisy et Kapoula 2016a&b).

Dans la littérature, des plaques de mousse épaisse (de plusieurs cm) et compliantes sont le plus souvent utilisées, ce qui induit des effets à la fois biomécaniques et sensoriels (Patel et al. 2008a, 2008b, Yi et Park 2009), ce dernier impliquant à la fois l'extéroception plantaire et la proprioception (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1997, Patel et al. 2008a, 2008b). Ici, nous avons utilisé une mousse fin et ferme afin de focaliser l'action sur les afférences cutanées plantaires (suivant Dujols 1991, Leporck et Villeneuve 1996, Foisy et Kapoula 2016). De précédents travaux ont montré que le QP est un outil valable pour estimer les différences interindividuelles dans l'utilisation des informations somesthésiques et détecter l'IAP, définie par un QP<100 (Foisy et Kapoula 2016a,b,c).

2.5 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée sous Statsoft / Statistica (7.1) à l'aide de tests non paramétriques (tests de Mann-Whitney, ANOVA de Friedman) étant donné que le test de Shapiro-Wilk a révélé que certaines distributions ne suivaient pas la loi normale et étaient impossibles à normaliser. Des tests *post hoc* ont été faits quand cela s'est avéré nécessaire, à

l'aide du test de Wilcoxon, avec un seuil de significativité fixé à $p < .05$. L'importance des différences a été évaluée par les tailles d'effet (d de Cohen).

Nous avons choisi de ne pas appliquer de correction du seuil de significativité car l'utilisation de cette méthode est controversée (Feise 2002, Streiner & Norman 2011). Nous avons suivi les recommandations de Rothman (1990) et Baccini (2010), qui considèrent que ce type d'ajustements augmentent les erreurs de type II, surtout lorsque le nombre de niveaux est supérieur à 4, et risquent d'amener les chercheurs à négliger des résultats potentiellement intéressants.

3. Résultats

3.1 Constitution des groupes

Nous avons obtenu un QP moyen de 112 ± 43 et divisé notre population en 2 groupes : les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires (SIAP) qui avaient un QP<100 (à 40cm : 21 sujets), et les Sujets au Quotient Plantaire Normal (SQPN), qui avaient un QP>100 (27 sujets).

Les tests de Mann-Whitney montrent que les SIAP et les SQPN ne sont pas significativement différents en ce qui concerne l'âge ($z = -0.06$, $p = .950$), la taille ($z = 1.42$, $p = .155$), le poids ($z = 0.21$, $p = .835$), la stéréo-acuité ($z = -1.93$, $p = .053$), l'acuité visuelle ($z = -0.22$, $p = .827$), l'amplitude d'accommodation ($z = -1.84$, $p = .066$) et le PPC ($z = -0.31$, $p = .755$). La seule différence statistiquement significative entre les groupes était leur QP ($z = -5.89$, $p < .001$, $d = 1.88$).

3.2 Comparaison des conditions

3.2.1 Effets des conditions de stimulation plantaire

Les résultats ont montré des effets différents pour les SQPN et pour les SIAP. Les premiers ont montré une diminution de l'exophorie sur mousse comparé au sol dur à 40cm, tandis que les seconds ont principalement montré une augmentation de l'esophorie avec l'EME comparé à presque toutes les autres conditions à 200 cm. Les deux groupes présentaient également des modifications différentes en ce qui concerne la posture.

Chez les SQPN, en ce qui concerne les phories verticales, l'ANOVA de Friedman n'a montré aucun effet des conditions de stimulation plantaire ($X^2_{(11,27)}$ = 4.31, p = .960). Au contraire, elle a montré un effet principal sur les phories horizontales ($X^2_{(11,27)}$ = 112.44, p < .001). Le test de Wilcoxon a montré qu'à 40cm, l'exophorie des SQPN était significativement plus basse sur mousse comparé au sol dur (z = 2.07, p = .039, d = 0.11) (Fig.2.A).

En ce qui concerne la position antéro-postérieure (Y) du CPP, il y avait un effet principal des conditions de stimulation plantaire ($X^2_{(11,27)}$ = 166.56, p < .001). A 40cm, le Y des SQPN était significativement plus grand avec la BA comparé à la mousse (z = 2.19, p = .029, d = 0.21) et à l'EMI (z = 3.41, p = .001, d = 0.39) (Fig.2.B).

Enfin, il y avait un effet principal des conditions de stimulation plantaire sur la Surface du CPP ($X^2_{(11,27)}$ = 98.84, p < .001). A 40cm, la Surface des SQPN était significativement plus grande sur mousse comparé au sol dur (z = 4.54, p < .001, d = 0.65), à l'EME (z = 3.84, p < .001, d = 0.66), à l'EMI (z = 3.51, p < .001, d = 0.59), à la BA (z = 3.44, p = .001, d = 0.57) et à la BST (z = 2.35, p = .019, d = 0.38) (Fig.2.C).

Chez les SIAP, en ce qui concerne les phories verticales, il n'y avait aucun effet des conditions de stimulation plantaire ($X^2_{(11,21)}$ = 5.93, p = .878). En revanche, il y avait un effet principal sur les phories horizontales ($X^2_{(11,21)}$ = 114.41, p < .001). A 40cm, l'exophorie des SIAP était significativement moins importante avec l'EMI comparé à l'EME (z = 2.28, p = .023, d = 0.07). A 200cm, leur esophorie était significativement plus importante avec l'EME comparé au sol dur (z = 2.81, p = .005, d = 0.18), à la mousse (z = 2.79, p = .005, d = 0.13), à l'EMI (z = 2.74, p = .006, d = 0.12), et à la BST (z = 2.28, p = .023, d = 0.31) (Fig.2.A).

En ce qui concerne la position antéro-postérieure (Y) du CPP, il y avait un effet principal des conditions de stimulation plantaire ($X^2_{(11,21)}$ = 65.90, p < .001). A 40cm, le Y des SIAP était significativement plus grand avec la BA comparé à la mousse (z = 2.83, p = .005, d = 0.48), à l'EME (z = 2.10, p = .035, d = 0.31), à l'EMI (z = 2.73, p = .006, d = 0.36) et à la BST (z = 2.31, p = .021, d = 0.18). Le Y était aussi plus grand avec l'EME comparé à la mousse (z = 2.07, p = .039, d = 0.18) et avec la BST comparé à l'EMI (z = 2.17, p = .030, d = 0.15). A 200cm, le Y des SIAP était significativement plus bas avec l'EMI comparé au sol dur (z = 2.21, p = .027, d = 0.26), à la mousse (z = 2.38, p = .017, d = 0.25), à la BA (z = 2.66, p = .008, d = 0.29) et à la BST (z = 2.28, p = .023, d = 0.25) (Fig.2.B).

Enfin, il y avait un effet principal des conditions de stimulation plantaire sur la Surface du CPP ($X^2_{(11,21)}$ = 65.18, p < .001). A 40cm, la Surface des SIAP était significativement plus grande sur sol dur comparé à la mousse (z = 4.01, p < .001, d = 0.56), à l'EME (z = 3.11, p =

.002, *d* = 0.84), à l'EMI (z = 3.08, *p* = .002, *d* = 0.50) et à la BA (z = 2.07, *p* = .039, *d* = 0.38). A 200cm, leur Surface était plus petite avec l'EMI comparé à la mousse (z = 2.38 *p* = .017, *d* = 0.28) (Fig.2.C).

Les résultats significatifs sont résumés dans la Fig.2 et la Table 2.

Fig.2: Phories et performances posturales chez les SIAP et SQPN. Phories horizontales des SIAP et des SQPN (A). Positions moyennes du CPP en Y et Surface moyenne parmi les SIAP et SQPN (B, C) pour chaque condition testée. Les barres d'erreur représentent les erreurs standard. Les astérisques indiquent les différences significatives, avec **p* < .05; ** *p* < .01, *** *p* < .001. Pour des raisons de clarté nous n'avons pas indiqué les différences entre les distances, qui sont presque toutes significatives.

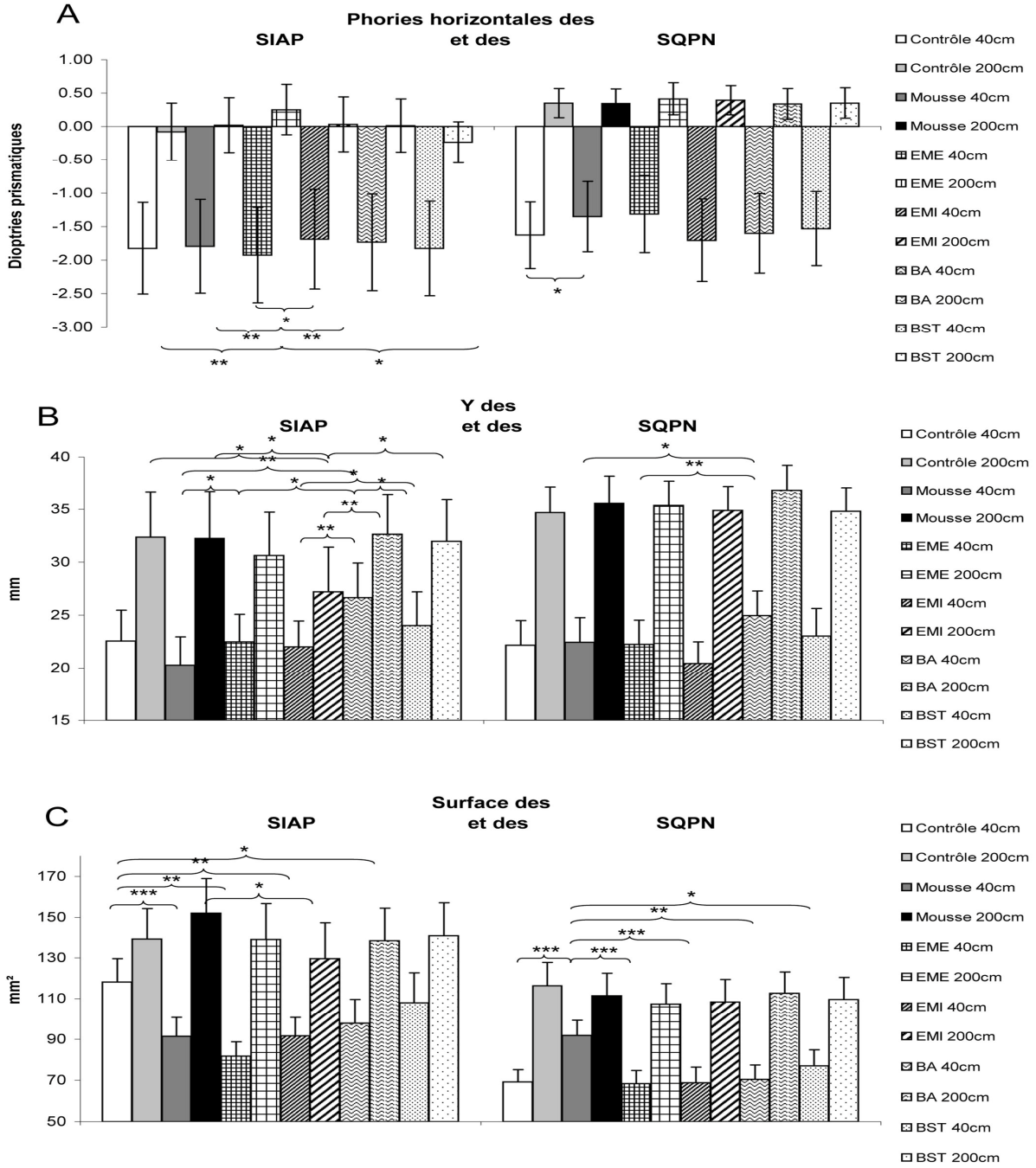


Table 2: Phories et performances posturales

	Phories verticales (dioptries)		Phories horizontales (dioptries)		Position moyenne du CPP en Y (mm)		Surface du CPP (mm²)	
	SQPN	SIAP	SQPN	SIAP	SQPN	SIAP	SQPN	SIAP
Controle								
At 40cm	0.07 ± 0.07, [-0.08, 0.21]	-0.02 ± 0.07, [-0.17, 0.13]	-1.63 ± 0.49, [-2.65, -0.61]	-1.82 ± 0.68, [-3.25, -0.40]	22 ± 2, [17, 27]	23 ± 3, [17, 29]	69 ± 6, [57, 81]	118 ± 11, [94, 142]
A 200cm	0.03 ± 0.04, [-0.06, 0.12]	-0.04 ± 0.04, [-0.12, 0.05]	0.35 ± 0.22, [-0.10, 0.80]	-0.08 ± 0.43, [-0.98, 0.82]	35 ± 2, [30, 40]	32 ± 4, [23, 41]	116 ± 11, [93, 140]	139 ± 15, [108, 171]
Mousse								
A 40cm	0.04 ± 0.07, [-0.10, 0.19]	0.01 ± 0.08, [-0.17, 0.18]	-1.35 ± 0.53, [-2.43, -0.27]	-1.79 ± 0.70, [-3.25, -0.34]	22 ± 2, [18, 27]	20 ± 3, [15, 26]	92 ± 7, [77, 107]	91 ± 9, [72, 111]
A 200cm	0.03 ± 0.04, [-0.04, 0.11]	-0.03 ± 0.03, [-0.10, 0.04]	0.34 ± 0.22, [-0.12, 0.80]	0.02 ± 0.41, [-0.84, 0.88]	36 ± 3, [30, 41]	32 ± 4, [23, 42]	112 ± 11, [89, 134]	152 ± 17, [117, 187]
EME								
A 40cm	0.02 ± 0.08, [-0.13, 0.18]	-0.03 ± 0.09, [-0.21, 0.14]	-1.31 ± 0.58, [-2.50, -0.13]	-1.93 ± 0.71, [-3.41, -0.44]	22 ± 2, [18, 27]	22 ± 3, [17, 28]	69 ± 6, [56, 81]	82 ± 7, [68, 96]
A 200cm	0.02 ± 0.03, [-0.04, 0.08]	-0.02 ± 0.04, [-0.09, 0.06]	0.42 ± 0.24, [-0.07, 0.91]	0.25 ± 0.38, [-0.54, 1.04]	36 ± 2, [31, 40]	31 ± 4, [22, 39]	107 ± 10, [86, 128]	139 ± 18, [102, 176]
EMI								
A 40cm	0.06 ± 0.04, [-0.09, 0.21]	-0.04 ± 0.08, [-0.20, 0.12]	-1.71 ± 0.61, [-2.97, -0.45]	-1.69 ± 0.74, [-3.24, -0.14]	20 ± 2, [16, 25]	22 ± 2, [17, 27]	69 ± 8, [53, 84]	91 ± 9, [73, 110]
A 200cm	0.04 ± 0.03, [-0.03, 0.11]	-0.01 ± 0.03, [-0.08, 0.06]	0.39 ± 0.22, [-0.06, 0.84]	0.03 ± 0.41, [-0.83, 0.89]	35 ± 2, [30, 40]	27 ± 4, [18, 36]	108 ± 11, [86, 131]	130 ± 17, [93, 166]
BA								
A 40cm	0.05 ± 0.07, [-0.09, 0.19]	-0.08 ± 0.07, [-0.22, 0.07]	-1.60 ± 0.59, [-2.82, -0.39]	-1.74 ± 0.72, [-3.24, -0.23]	25 ± 2, [20, 30]	27 ± 3, [20, 33]	70 ± 7, [56, 85]	98 ± 12, [73, 122]
A 200cm	0.04 ± 0.3, [-0.03, 0.11]	-0.02 ± 0.03, [-0.09, 0.05]	0.34 ± 0.23, [-0.14, 0.81]	0.01 ± 0.40, [-0.81, 0.84]	37 ± 2, [32, 42]	33 ± 4, [25, 41]	113 ± 11, [91, 134]	139 ± 16, [105, 172]
BST								
A 40cm	0.03 ± 0.06, [-0.09, 0.16]	-0.03 ± 0.07, [-0.18, 0.12]	-1.53 ± 0.55, [-2.67, -0.40]	-1.83 ± 0.71, [-3.30, -0.36]	23 ± 3, [18, 28]	24 ± 3, [17, 31]	77 ± 8, [61, 93]	108 ± 15, [77, 139]
A 200cm	0.03 ± 0.03, [-0.03, 0.10]	-0.03 ± 0.03, [-0.10, 0.04]	0.35 ± 0.23, [-0.11, 0.82]	-0.24 ± 0.31, [-0.88, 0.41]	35 ± 2, [30, 40]	32 ± 4, [24, 40]	109 ± 11, [87, 132]	141 ± 16, [107, 175]

Moyennes, erreurs standard et Intervalles de Confiance (95%) des phories et des paramètres posturaux pour chaque condition testée chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal (SQPN) et chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires (SIAP).

3.2.2 Effets de la distance

Les résultats ont également montré des effets de la distance.

Chez les SQPN l'exophorie était significativement plus importante à 40cm qu'à 200cm sur sol dur (z = 4.25, $p < .01$, $d = 1.00$), mousse (z = 3.86, $p < .01$, $d = 0.81$), EME (z = 3.72, $p < .76$, $d = 0.76$), EMI (z = 3.83, $p < .01$, $d = 0.88$), BA (z = 3.54, $p < .01$, $d = 0.83$) et BST (z = 3.92, $p < .01$, $d = 0.86$). La position moyenne en Y était significativement plus basse (i.e. plus postérieure) à 40cm qu'à 200 sur sol dur (z = 4.08, $p < .01$, $d = 1.00$), mousse (z = 4.16, $p < .01$, $d = 1.02$), EME (z = 4.54, $p < .01$, $d = 1.09$), EMI (z = 4.47, $p < .01$, $d = 1.27$), BA (z = 4.06, $p < .01$, $d = 0.97$) et BST (z = 4.23, $p < .01$, $d = 0.92$). Enfin, la Surface était significativement plus petite à 40cm qu'à 200 sur sol dur (z = 4.08, $p < .01$, $d = 0.99$), EME (z = 3.46, $p < .01$, $d = 0.88$), EMI (z = 2.98, $p < .01$, $d = 0.80$), BA (z = 3.82, $p < .01$, $d = 0.91$) et BST (z = 3.12, $p < .01$, $d = 0.66$).

Chez les SIAP l'exophorie était significativement plus importante à 40cm qu'à 200cm sur sol dur (z = 3.46, $p < .01$, $d = 0.66$), mousse (z = 3.68, $p < .01$, $d = 0.69$), EME (z = 3.77, $p < .01$, $d = 0.83$), EMI (z = 3.65, $p < .01$, $d = 0.62$), BA (z = 3.74, $p < .01$, $d = 0.67$) et BST (z = 2.98, $p < .01$, $d = 0.64$). La position moyenne en Y était significativement plus basse à 40cm qu'à 200 sur sol dur (z = 3.18, $p < .01$, $d = 0.58$), mousse (z = 3.25, $p < .01$, $d = 0.71$), EME (z = 2.10, $p = .04$, $d = 0.52$), EMI (z = 2.45, $p = .01$, $d = 0.33$), BA (z = 2.73, $p = .01$, $d = 0.34$) et BST (z = 3.42, $p < .01$, $d = 0.48$). Enfin, la Surface était significativement plus petite à 40cm qu'à 200 sur mousse (z = 3.77, $p < .01$, $d = 0.97$), LAS (z = 3.39, $p < .01$, $d = 0.94$), EMI (z = 2.14, $p = .03$, $d = 0.60$), BA (z = 2.87, $p < .01$, $d = 0.64$) et BST (z = 2.49, $p = .01$, $d = 0.46$).

4. Discussion

Le résultat principal de cette expérience est que les afférences cutanées plantaires ont une influence sur les phories horizontales de loin. Contrairement à ce que nous attendions, cet effet n'est présent que chez les SIAP, ce qui suggère une situation aphysiologique, conséquence de l'IAP.

4.1 Effets des conditions de stimulation plantaire

4.1.1 L'esophorie augmente uniquement chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires

Nos sujets avaient une hétérophorie horizontale moyenne (sur l'ensemble des conditions) de -1.64 ± 3.03D en vision de près, et de 0.21 ± 1.47D en vision de loin, ce qui signifie qu'ils avaient une petite exophorie à 40cm et esophorie à 200cm. Ces valeurs sont en accord avec les normes de la littérature (Abraham et al. 2015, Goss et al. 2008).

Le résultat le plus important de notre expérience est que l'une des stimulations plantaires a un effet significatif sur les Hétérophories Horizontales : l'EME bilatéral augmente l'esophorie de loin, comparé à toutes les autres conditions. Cela confirme notre hypothèse et corrobore notre précédent travail qui montrait qu'une telle stimulation plantaire a un effet sur la convergence (Foisy et al. 2015). Dans cette dernière expérience, les sujets réalisaient des mouvements de vergence active, tandis que dans la présente étude, ils fixaient une cible visuelle, leur angle de vergence étant modulé de manière passive par la distance. L'absence de résultats significatifs sur les phories verticales suggère que les afférences cutanées plantaires n'influencent que les centres dédiés à la vergence, ce qui est également en accord avec notre expérience précédente (Foisy et al. 2015). De plus, la spécificité des résultats sur les phories horizontales et la différence de résultats en fonction de l'efficience plantaire (SIAP versus SQPN) suggèrent que l'influence directe des afférences cutanées plantaires sur l'esophorie soit plutôt directe sur les centres de contrôle des phories, qu'indirecte (i.e. secondaire aux changements posturaux). Cela est également en accord avec nos précédents résultats concernant la vergence et la posture (Foisy et al. 2015).

En effet, l'influence de l'EME sur les Hétérophories Horizontales n'est présente que chez les SIAP. Dans une expérience précédente (Foisy et Kapoula 2016a), nous avons proposé que l'IAP soit due à un dysfonctionnement somesthésique non douloureux responsable d'un bruit non conscient. Celui-ci empêcherait le SNC d'intégrer et d'utiliser correctement les afférences cutanées plantaires à la fois pour le contrôle de la posture et de la vergence (Janin 2009, Foisy et Kapoula 2016a). Une augmentation de la pression sous la 1ère tête métatarsienne entraînant une augmentation de la fréquence de décharge des récepteurs plantaires serait responsable de cette dysfonction (Janin 2009, d'après Vedel et Roll 1982, Ribot-Ciscar et al. 1989). Sachant qu'une stimulation latérale provoque une pronation des pieds (Andersen et al. 2007, Foisy et al. 2015), un EME aura tendance à augmenter l'excès de

pression sous la 1ère tête métatarsienne susceptible d'induire l'IAP. Il semble donc que l'action de l'EME sur les Hétérophories Horizontales résulte de cette augmentation de l'IAP ; elle apparaît donc davantage comme sa conséquence que comme une action physiologique des afférences cutanées plantaires.

Ces résultats corroborent de précédents travaux de notre groupe : ils renforcent l'hypothèse selon laquelle, même non douloureuse, l'IAP parasite le signal plantaire, ce qui accroit l'esophorie en vision de loin, en plus d'empêcher les sujets affectés d'utiliser correctement leur afférences cutanées plantaires pour le contrôle de la posture, de la vergence et pour l'estimation de la verticalité (Foisy et Kapoula 2016a,c).

4.1.2 Amélioration du contrôle postural

En ce qui concerne les résultats posturaux, ils montrent que l'EMI, l'EME et les BA améliorent la qualité du contrôle postural (diminution de la Surface) comparé aux conditions contrôle ou mousse, ce qui confirme et complète nos résultats précédents (Foisy et al. 2015, Foisy et Kapoula 2016b,c).

En ce qui concerne la position moyenne en Y du CPP, les résultats montrent une position plus reculée sur l'axe antéro-postérieur avec l'EMI comparé à toutes les autres conditions, confirmant de précédents résultats (Foisy et al. 2015). Il existe a aussi une antériorisation de la position moyenne en Y avec la BA comparé à toutes les autres conditions. La BST n'induit pas de déplacement antérieur significatif du CPP (sauf comparé à l'EMI, de près). Ces deux résultats sont surprenants car, selon Kavounoudias et al. (1998, 2001), on pourrait s'attendre à ce qu'une stimulation plantaire antérieure induise un recul du CPP, et inversement pour une stimulation postérieure. Le contrôle postural est assuré par un système non-linéaire (Stambolieva et al. 2001, Oie et al. 2002) dans lequel le dépassement du seuil d'une entrée peut annuler voire inverser la réponse régulative. Par exemple Kugelberg et al. (1960) ont montré qu'une augmentation de la durée ou de l'intensité de stimuli électriques appliqués à la plante du pied pouvait entraîner une abolition ou une inversion du réflexe plantaire. Plus récemment, Kapoula et al. (2012) ont montré que des lentilles sphériques de -1 dioptrie produisaient davantage d'effets posturaux que des lentilles de -3 dioptries. Il semble donc possible que des inserts plantaires plus fins (moins de 3 mm d'épaisseur) provoquent des effets posturaux différents (recul du CPP pour les BA et avancée pour les BST). Des recherches supplémentaires seraient nécessaires pour tester cette hypothèse.

4.2 Importance des effets de distance

Les effets de l'EME sur l'hétérophorie horizontale apparaissent presque exclusivement de loin, ce qui confirme notre hypothèse. En effet, Le et Kapoula (2007) avaient montré que l'utilisation des informations somesthésiques s'accroît avec la distance, tandis que l'utilisation des afférences visuelles et oculomotrices décroît en raison de la diminution de l'angle de vergence.

Les résultats posturaux montrent également une position du CPP plus postérieure ainsi qu'un meilleur contrôle postural (diminution de la Surface) de près que de loin, en accord avec la littérature (Kapoula et Le 2006). La présente étude amène donc de solides preuves qui confortent les résultats précédents sur l'effet de proximité. En effet, la proximité a un effet bénéfique sur la posture quelle que soit la condition de stimulation plantaire.

Conclusion

Cette étude souligne l'influence des afférences cutanées plantaires sur les phories. Elle montre que seules les phories horizontales sont affectées et que les modifications observées sur les Hétérophories Horizontales sont la conséquence de la présence d'IAP plutôt que d'une action physiologique des afférences tactiles plantaires. Ces résultats peuvent avoir des implications cliniques : Scheiman et Wick (1994) avaient montré que des sujets hétérophoriques souffrent plus fréquemment de lombalgie. Matheron et Kapoula (2011) ont également suggéré que de petites hétérophories verticales puissent être un signe de conflit sensoriel qui pourrait aboutir à des douleurs chroniques non spécifiques. L'atténuation de l'IAP pourrait donc avoir un intérêt préventif.

Abstract

Clinical studies and observations suggest that plantar cutaneous afferents could influence horizontal and vertical phorias. We set up this experiment in order to clarify and quantify this possible influence.

We recruited 48 healthy subjects (25 ± 3,3 years) and assessed their phorias and postural performances with a force platform, in quiet stance, at 40 or 200 cm, in six ground conditions: on firm ground, on foam, with a 3 mm-thick bilateral Medial Arch Support

(MAS), Lateral Arch Support (LAS), Anterior Bar (AB), or Below-Tuberosity Bar (BTB). Previous studies showed different effects of thin plantar inserts according to the degree of reliance on plantar afferents. Therefore, we also assessed the efficiency of our subjects' plantar afferents with the Plantar Quotient method (PQ = Surface of CoP_{foam} / Surface of $CoP_{firm\ ground}$ x100) and divided them into two groups: Normal Plantar Quotient Subjects (NPQS: PQ>100) and Plantar Exteroceptive Inefficient Subjects (PEIS: PQ<100).

The results showed a significant increase in esophoria at far distance with LAS compared to all of the other conditions. This effect is present only among PEIS, suggesting that it is not a physiological situation but the consequence of the non-noxious somatosensory dysfunction called "Plantar Exteroceptive Inefficiency". The latter operates like a noise influencing horizontal phorias adjustment. These findings can be interesting for clinicians and researchers concerned by foot, eye and posture.

Valorisation

Cette étude est actuellement soumise dans la revue Journal of the Peripheral Nervous System.

VI - ETUDE 5 : Les afférences cutanées plantaires influencent la perception de la Verticale Visuelle Subjective en orthostatisme

1. Introduction……...…..231

2. Matériel et méthode……..……..233

3. Résultats…….……...……..238

4. Discussion……..…….....242

ETUDE 5 :

Les afférences cutanées plantaires influencent la perception de la Verticale Visuelle Subjective en orthostatisme

Plantar cutaneous afferents influence the perception of Subjective Visual Vertical in quiet stance

Nous quittons cette fois le cotnrole moteur pour poser une question sur le rôle des afférences plantaires sur la perception de la VVS, toujours en interaction avec la vergence, par le biais de la modulation de son angle en fonction de la distance.

1. Introduction

Les représentations spatiales nécessitent l'intégration des afférences visuelles, vestibulaires et somesthésiques, réalisée dans les aires vestibulaires multimodalitaires (e.g. Lopez et al. 2005), dans le cortex temporo-occipital et pariéto-occipital (Lopez et al. 2011). Ces trois modalités sensorielles permettent d'appréhender l'espace personnel et extra-personnel : la position des objets dans l'espace, la position et le déplacement du corps dans l'espace et la configuration spatiale des segments corporels. Ainsi, le système vestibulaire permet de faire la distinction entre les mouvements propres et les mouvements de l'environnement. Etant donné que la performance motrice implique une interaction entre le corps et l'environnement (Roll et Roll 1987), la disponibilité de cadres de références spatiaux est un prérequis au contrôle de la posture et du mouvement (Amblard et al. 1985, Merfeld et al. 1999).

Trois cadres de références spatiaux interdépendants contribuent à la représentation de la Verticale Visuelle Subjective (VVS) : la référence allocentrée, dans laquelle les objets sont localisés directement grâce à leur configuration spatiale ; la référence gravitaire, qui est indépendante de la position du corps et des objets et correspond à l'orientation du vecteur gravitaire ; et la référence égocentrée, pour laquelle la position des objets est déterminée par

rapport au corps (e.g. Lopez et al. 2005). Les afférences visuelles, vestibulaires et somesthésiques contribuent respectivement à l'élaboration de ces trois références (Ohlmann et Luyat 2001, Clemens et al. 2011).

L'influence des informations visuelles sur l'estimation de la VVS a été largement étudiée, aussi bien en ce qui concerne les indices statiques (Mittelstaedt 1986, Guerraz et al. 1998, Isableu et al. 1997) que dynamiques (Guerraz et al. 1998, Isableu et al. 1998, Lopez et al. 2007). Les afférences vestibulaires jouent également un rôle majeur dans la perception de la verticalité (Clark et Graybiel 1964, Paillard 1991, Mittelstaedt 1998, Bronstein 1999). En ce qui concerne les informations somesthésiques, l'influence de la proprioception musculaire a été étudiée par plusieurs auteurs (Lackner et Levine 1979, Roll et al. 1989, McKenna et al. 2004). Les afférences viscérales jouent également un rôle (Mittelstaedt 1998, Trousselard et al. 2004), tout comme les indices tactiles (Nyborg 1971, Trousselard et al. 2004). Concernant cette dernière entrée, il est connu que la sole plantaire fonctionne comme une « carte dynamométrique » qui quantifie la répartition des pressions plantaires (Kavounoudias et al. 1999). Selon ces auteurs, la distribution des pressions plantaires est un indice précieux qui permet au SNC d'évaluer l'importance de la déviation du corps par rapport à sa référence de verticalité. De plus, Roll et al. (2002) ont montré que des vibrations appliquées à la plante des pieds de sujets maintenus immobiles et privés d'informations visuelles donnent naissance à une sensation illusoire d'inclinaison posturale globale. Ce résultat suggère que les afférences cutanées plantaires contribuent à la représentation spatiale de la posture. Cependant, la littérature existante concernant les effets des afférences tactiles sur la VVS implique uniquement la stimulation de la peau du corps lors d'inclinaisons corporelles importantes (>45°) chez des sujets assis. A notre connaissance, seule une étude de Faralli et al. (2009) s'est intéressée à l'influence des afférences podales sur la perception de la VVS, mais chez des patients présentant une dysfonction vestibulaire et en stimulant les afférences extéroceptives et proprioceptives simultanément. L'influence spécifique des afférences cutanées plantaires sur la perception de la verticale en orthostatisme chez des sujets sains n'a jamais été étudiée jusqu'à maintenant.

Notre hypothèse principale (hyp.1) est que les afférences cutanées plantaires peuvent influencer la perception de la VVS. Pour manipuler ces afférences, nous avons utilisé l'interposition d'une couche de mousse, dont on sait qu'elle diminue leur disponibilité (Yi et Park 2009) et rend les sujets plus instables (Patel et al. 2008, Foisy et Kapoula 2016a). Nous nous attendons donc à ce qu'elle augmente l'erreur d'estimation de la VVS. Nous avons aussi utilisé un Elément Médio-Interne (EMI) bilatéral, dont on sait qu'il améliore la qualité du

contrôle postural (Foisy et al. 2015). Nous supposons qu'une telle stimulation réduise l'erreur dans l'estimation de la VVS. Enfin, nous avons testé un Elément Médio-Externe (EME) unilatéral (droit), qui est supposé induire un déplacement controlatéral (gauche) du CPP (Janin et Dupui 2009). Par conséquent, nous nous attendons à ce qu'il produise un effet E, c'est-à-dire, une erreur dans l'estimation de la VVS contro-latérale à l'inclinaison corporelle (Witkin et Asch 1948, Sandström 1954, Jaggi-Schwarz et al. 2003), c'est-à-dire à droite, du côté de l'insert plantaire.

L'Inefficience des Afférences Plantaires (IAP) est un dysfonctionnement latent des récepteurs plantaires (Janin 2009, Foisy et Kapoula 2016a) qui semble lié à une augmentation de la pression sous certaines zones plantaires (comme la 1ère tête métatarsienne). Celle-ci induit une augmentation de la fréquence de décharge de ces récepteurs (Vedel et Roll 1982, Ribot-Ciscar et al. 1989) constituant un "bruit" responsable d'une difficulté d'intégration des afférences plantaires accrues (Weerakkody et al. 2003). Nous avons montré précédemment que la présence d'IAP empêchait les sujets concernés d'utiliser correctement leurs afférences cutanées plantaires, à la fois pour le controle postural et oculomoteur (Foisy et Kapoula 2016a). L'IAP a également un impact sur l'intégration des afférences visuelles (asynergie visuo-podale - Foisy et Kapoula 2016b) et sur l'alignement binoculaire des axes visuels (Foisy et Kapoula 2016b). Nous faisons donc l'hypothèse supplémentaire (hyp.2) que l'IAP empêche l'influence des afférences tactiles podales sur la perception de la VVS.

2. Matériel et méthode

2.1 Déclaration éthique

L'investigation a adhéré aux principes de la Déclaration d'Helsinki et a été approuvée par le ''Conseil d'Evaluation Éthique pour les Recherches en Santé" (CERES) Université Paris Descartes, N° IRB: 20153300001072. Les sujets ont donné leur consentement écrit après explication du déroulement de l'expérience.

2.2 Sujets

Quarante huit sujets jeunes et sains ont participé à l'étude. Ils ont été recrutés dans des écoles paramédicales, vingt et un hommes et vingt sept femmes, âge moyen 25 ± 3,3 ans,

taille moyenne 170.1 ± 8.6 cm, poids moyen 63.7 ± 10.5 kg. Leurs caractéristiques sont résumées dans la Table 1.

Aucun d'eux n'avait de traitement médicamenteux et tous étaient asymptomatiques. Tous les sujets étaient emmétropes et ne portaient pas de lunettes. Leur acuité visuelle en vision de près a été examinée par le test de Parinaud. Tous les résultats étaient normaux (2 pour 47 sujets, 3 pour un d'entre eux). La fonction binoculaire a été évaluée par le test de stéréoacuité TNO, et toutes les valeurs étaient normales, c'est-à-dire 60'' d'arc ou moins. Nous avons également mesuré le Punctum Proximum de Convergence (PPC), qui était de 5.06 ± 1.82 cm, et l'amplitude d'accommodation avec la méthode 'push-up' (nous avons moyenné 3 mesures pour chacun de ces tests - Duane 1912, Rutstein et al. 1993). Les sujets avaient une moyenne de 9.37 dioptries (± 1.85), ce qui correspond aux normes de Duane (9.5 ± 2 dioptries) (Duane 1912). Le t-test n'a pas montré de différence statistique avec cette valeur théorique (p = .616).

Table 1: caractéristiques des sujets

Sujet #	Groupe	QP	Genre	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	TNO	Parinaud (moyenne)	Accom-modation	PPC
3	SIAP	42	M	27	177	80	30	2	7,23	5,00
43	SIAP	55	M	32	165	65	60	2	9,68	3,00
16	SIAP	61	M	22	181	80	60	2	14,29	6,67
5	SIAP	65	F	26	169	58	15	2	6,74	7,83
4	SIAP	66	F	31	159	56	60	2,5	9,84	6,17
38	SIAP	72	F	25	165	53	60	2	11,32	4,83
30	SIAP	75	F	24	176	70	60	2	13,04	1,00
12	SIAP	77	F	23	171	53	15	2	9,68	4,83
46	SIAP	78	F	21	164	43	30	2	10,53	2,00
15	SIAP	81	M	25	166	73	30	2	11,54	5,33
21	SIAP	82	M	22	179	68	60	2	10,17	5,50
6	SIAP	82	F	25	163	55	60	2	9,52	7,00
35	SIAP	88	F	22	147	53	30	2	8,96	2,00
31	SIAP	92	F	22	165	62	60	2	8,33	1,00
39	SIAP	92	F	22	153	54	60	2	9,09	2,33
42	SIAP	92	F	23	162	55	15	2	10,00	7,17
11	SIAP	94	M	27	180	84	60	2	12,00	6,17
10	SIAP	95	M	33	185	73	60	2	7,79	4,75
19	SIAP	95	M	25	183	73	30	2	9,38	7,67
24	SIAP	96	M	26	175	70	60	2	7,79	4,50
32	SIAP	98	M	24	177	95	30	2	10,71	4,17
M		80		25,1	169,6	65,4	45,00	2,02	9,89	4,71
ET		15		3,4	10,1	12,9	18,37	0,11	1,87	2,12
23	SQPN	101	F	23	170	56	30	2	9,09	6,50
1	SQPN	102	M	20	182	63	30	2	10,72	5,00
14	SQPN	104	M	27	185	73	15	2	13,33	4,83
2	SQPN	109	M	26	176	84	30	2	7,59	7,00
44	SQPN	110	M	24	180	70	60	3	8,82	5,50

34	SQPN	112	M	24	176	69	30	2	8,22	5,00
8	SQPN	114	M	24	172	64	30	2	9,52	4,33
27	SQPN	114	F	31	168	59	30	2	6,67	4,67
7	SQPN	118	F	23	165	55	30	2	5,88	5,33
45	SQPN	119	F	22	163	52	15	2	8,45	3,00
20	SQPN	121	F	21	170	55	30	2	8,33	8,00
33	SQPN	125	F	31	160	50	60	2	6,32	6,33
40	SQPN	143	F	22	170	65	60	2	7,41	2,83
9	SQPN	147	M	26	177	70	30	2	13,04	3,83
47	SQPN	148	F	25	162	58	60	2	10,17	6,33
41	SQPN	159	F	33	169	63	30	2	6,32	5,50
48	SQPN	168	F	27	175	58	60	2	10,00	6,67
26	SQPN	171	M	24	178	75	60	2	8,57	4,00
28	SQPN	171	F	25	157	59	30	2	10,17	2,83
22	SQPN	189	M	26	163	68	30	2	8,70	5,17
29	SQPN	200	F	21	169	61	60	2	9,38	8,17
25	SQPN	210	M	28	175	68	30	2	9,38	6,83
36	SQPN	224	F	21	162	55	60	2	9,38	4,00
17	SQPN	226	F	23	174	60	30	2	9,09	7,50
13	SQPN	242	M	26	178	68	20	2	8,11	4,33
18	SQPN	252	F	21	160	47	60	2	10,17	6,67
37	SQPN	276	F	28	166	60	60	2	9,09	3,67
M		158		24,9	170,4	62,4	39,63	2,04	8,96	5,33
SD		52		3,3	7,4	8,3	16,46	0,20	1,76	1,54
M générale		124		25,0	170,1	63,7	41,98	2,03	9,37	5,06
ET général		56		3,3	8,6	10,5	17,34	0,17	1,85	1,82

Pour chaque sujet : stéréoacuité (TNO) et acuité visuelle de près (Parinaud moyenne des deux yeux), amplitude d'accommodation (en dioptires) et Punctum Proximum de Convergence,(PPC, en cm). Les valeurs normales sont <100 pour le TNO, <3 pour le Parinaud et 9.5 ± 2 pour l'amplitude d'accommodation.

2.3 Dispositif expérimental

2.3.1 Evaluation de la VVS

Les sujets avaient pour instruction de se tenir debout immobiles, pieds nus, sur une plateforme de forces. Leur perception de la VVS a été évaluée à l'aide du « Perspective System® » (Subjective Vertical and Horizontal v2.0, produit par Framiral). Ce système consiste en un laser projeté sur le mur, en face du sujet, dans une pièce obscure afin d'éviter tout repère visuel (Mittelstaedt 1986, Trousselard et al. 2004, Barnett-Cowan et al. 2011). Le laser commençait par un positionnement incliné vers la gauche ou la droite, de 15 ou 30 degrés, de manière aléatoire (Clemens et al. 2011, Trousselard et al. 2004) puis opérait une rotation horaire ou anti-horaire à 2.5°/s. L'examinateur tenait une télécommande et arrêtait le mouvement du laser quand le sujet le lui demandait. Les sujets pouvaient ajuster la position

du laser en demandant à l'examinateur de le tourner à « gauche » ou à « droite » à l'aide de la télécommande, jusqu'à ce que la position corresponde à leur perception de la verticale, ce qu'ils signalaient en disant « OK ». L'examinateur enregistrait la déviation donnée par le Perspective System® avec une précision de 0.01°. Cette procédure était répétée 10 fois pour chaque condition plantaire et une moyenne de ces 10 mesures a été calculée (Cakrt et al. 2011, Barnett-Cowan et al. 2011). Les sujets n'étaient jamais informés des résultats afin d'éviter tout risque d'auto-correction (Jaggi-Schwarz et al. 2003, Trousselard et al. 2004).

Comme nous nous attendions à une augmentation de l'erreur de la VVS avec la mousse et à une diminution avec l'EMI bilatéral, nous avons utilisé les valeurs absolues de la VVS pour tester ces hypothèses. En revanche, comme nous nous attendions à une modification directionnelle (vers la droite) de l'erreur de la VVS avec l'EME unilatéral, les valeurs algébriques de la VVS étaient les plus pertinentes dans cette condition.

2.3.2 Evaluation de la posture

La plateforme de forces (produite par TechnoConcept, Céreste, France, et utilisant les Normes de l'Association Française de Posturologie) évaluait simultanément les performances posturales des sujets. Elle consiste en deux sabots dynamométriques placés côte à côte, formant un angle de 30°, avec les talons séparés de 4cm. Chaque sabot contient 2 jauges de contraintes (une sous les têtes métatarsiennes, une sous le talon). Le logiciel tient compte de la taille et du poids des sujets pour calculer les déplacements du CPP. Le matériel est doté d'un convertisseur analogique – digital de 16 bits, la fréquence d'échantillonnage du CPP était de 40 Hz et la durée d'enregistrement de 180 secondes. Nous avons évalué les paramètres posturaux suivants : position moyenne en X (médio-latérale) du CPP, Surface des excursions du CPP et Longueur des déplacements du CPP (longueur totale du chemin parcouru par le CPP en mm). La Surface représente 90% des positions instantanées du CPP inclues dans l'ellipse de confiance, éliminant les points extrêmes (Ruhe et al. 2013).

Il y avait 4 conditions de stimulation plantaire : [1] sur sol dur (condition contrôle), [2] sur mousse Dépron® (6mm, shore 20A, densité 33 kg/m^3), [3] avec un Elément Médio-Externe (EME) unilatéral droit, [4] avec un Elément Médio-Interne (EMI) bilatéral (Fig.1). Les éléments étaient des inserts plantaires en résine de 3mm d'épaisseur, de dureté shore 60A, pour une densité de 250 kg/m^3. Ces types de plaque de mousse et d'inserts plantaires ont déjà montré leur capacité à induire des effets posturaux (Janin et Dupui 2009, Foisy et al. 2015,

Foisy et Kapoula 2016a). Toutes les conditions ont été testées en vision proche (40 cm) ou lointaine (200 cm), il y avait donc au total 8 conditions expérimentales contrebalancées.

Après un passage de familiarisation, les performances posturales et d'estimation de la VVS de chaque sujet ont été enregistrées pour chaque condition. Afin d'éviter un phénomène d'habituation des mécanorécepteurs plantaires, une période d'une minute de repos assis séparait chaque enregistrement (Pinsault et Vuillerme 2008).

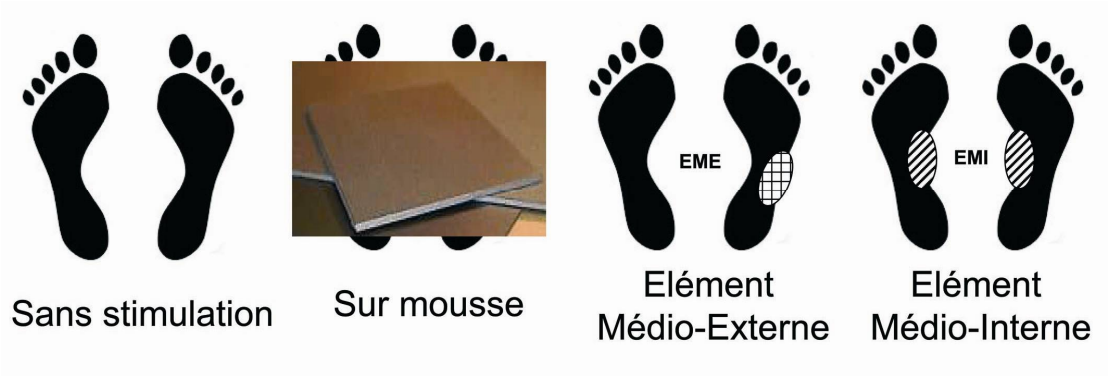


Fig.1: Conditions de stimulation plantaire. De la mousse Dépron® (6 mm d'épaisseur, shore 20A, densité 33 kg/m^3), un Elément Médio-Externe droit (EME), ou Médio-Interne bilatéral (EMI), étaient placés sous les pieds. Tous les inserts plantaires avaient 3 mm d'épaisseur, une dureté shore de 60A, et une densité de 250 kg/m^3.

2.4 Evaluation du Quotient Plantaire

Grâce à ces enregistrements nous avons pu calculer le Quotient Plantaire (Dujols 1991). Le QP consiste en un ratio entre la Surface des excursions du CPP lorsque le sujet se tient sur la mousse et la Surface lorsqu'il se tient sur sol dur : $QP = S_{mousse} / S_{sol\ dur} \times 100$. Ainsi, le QP renseigne sur le poids des afférences cutanées plantaires utilisées dans le contrôle postural (Oie et al. 2002, Isableu et al. 2011) : plus il est élevé, plus le sujet s'appuie sur les informations provenant de ses pieds pour assurer sa stabilisation. En effet, la mousse diminue la disponibilité des afférences plantaires (Yi et Park 2009), ce qui résulte normalement en une moindre stabilité (Chiang et Wu 1997, Patel et al. 2008a, 2008b, Yi et Park 2009) révélée par un QP>100. Au contraire, un QP<100 révèle une Inefficience des Afférences Plantaires (Foisy et Kapoula 2016a&b).

Dans la littérature, des plaques de mousse épaisse (de plusieurs cm) et compliantes sont le plus souvent utilisées, ce qui induit des effets à la fois biomécaniques et sensoriels (Patel et al. 2008a, 2008b, Yi et Park 2009), ce dernier impliquant à la fois l'extéroception plantaire et la proprioception (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1997, Patel et al. 2008a,

2008b). Ici, nous avons utilisé une mousse fin et ferme afin de focaliser l'action sur les afférences cutanées plantaires (suivant Dujols 1991, Leporck et Villeneuve 1996, Foisy et Kapoula 2016). De précédents travaux ont montré que le QP est un outil valable pour estimer les différences interindividuelles dans l'utilisation des informations somesthésiques et détecter l'IAP, définie par un QP<100 (Foisy et Kapoula 2016a,b).

2.5 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée sous Statsoft / Statistica (7.1) à l'aide de tests non paramétriques (tests de Mann-Whitney, ANOVA de Kruskal-Wallis ou de Friedman) étant donné que le test de Shapiro-Wilk a révélé que certaines distributions ne suivaient pas la loi normale et étaient impossibles à normaliser. Des tests *post hoc* ont été faits quand cela s'est avéré nécessaire, à l'aide du test de Wilcoxon, avec un seuil de significativité fixé à $p < .05$. L'importance des différences a été évaluée par les tailles d'effet (d de Cohen).

Nous avons choisi de ne pas appliquer de correction du seuil de significativité car l'utilisation de cette méthode est controversée (Feise 2002, Streiner & Norman 2011). Nous avons suivi les recommandations de Rothman (1990) et Baccini (2010), qui considèrent que ce type d'ajustements augmentent les erreurs de type II, surtout lorsque le nombre de niveaux est supérieur à 4, et risquent d'amener les chercheurs à négliger des résultats potentiellement intéressants.

3. Résultats

3.1 Constitution des groupes

Nous avons divisé notre population en deux groupes : les Sujets avec IAP (SIAP), dont le QP était inférieur 100 (21 sujets), et les Sujets au QP Normal (SQPN), qui avaient un QP>100 (27 sujets).

Les tests de Mann-Whitney ont montré que les 2 groupes ne sont pas significativement différents en ce qui concerne l'âge ($z = 0.12$, $p = .901$), la taille ($z = -0.03$, $p = .975$), le poids ($z = 0.58$, $p = .651$), la stéréo-acuité ($z = 0.90$, $p = .366$), l'acuité visuelle ($z = -0.22$, $p = .827$), l'amplitude d'accommodation ($z = 1.83$, $p = .067$) et le PPC ($z = -0.81$, $p = .418$). Leur seule différence significative était leur QP ($z = -5.89$, $p < .001$), les SIAP ayant un QP plus

bas que les SQPN, en raison d'une Surface plus grande sur sol dur (z = 2.28, *p* = .02, *d* = 0.82) (Fig.2.C).

3.2 Comparaison des conditions

3.2.1 Effets des conditions de stimulation plantaire

Chez les SQPN, l'ANOVA de Friedman a montré un effet principal sur l'erreur absolue de la VVS ($X^2_{(7,27)}$ = 14.88, *p* = .038). Le test de Wilcoxon a montré qu'à 40cm l'erreur absolue était significativement moindre avec l'EME comparé à la mousse (z = 3.63, *p* < .001, *d* = 0.38) et à l'EMI (z = 2.14, *p* = .032, *d* = 0.20) (Fig.2.A). Pour l'erreur algébrique de la VVS, il y avait aussi un effet principal ($X^2_{(7,27)}$ = 17.64, *p* = .014) : à 40cm, la VVS était significativement moins inclinée à gauche avec l'EME comparé à la mousse (z = 2.45, *p* = .014, *d* = 0.19), à l'EMI (z = 2.55, *p* = .011, *d* = 0.26) et une tendance est retrouvée par rapport à la condition contrôle (z = 1.90, *p* = .058, *d* = 0.25) (Fig.2B).

Il n'y avait pas d'effet significatif sur la position médio-latérale (X) du CPP ($X^2_{(7,27)}$ = 3.61, *p* = .823).

Il y avait un effet principal sur la Surface du CPP des SQPN ($X^2_{(7,27)}$ = 20.28, *p* = .005). A 40cm la Surface était significativement plus grande sur mousse comparé à la condition contrôle (z = 4.54, *p* < .001, *d* = 0.91) et EME (z = 2.21, *p* = .027, *d* = 0.32). (Fig.2.C).

Enfin, une ANOVA de Friedman a montré un effet principal sur la Longueur des déplacements du CPP ($X^2_{(7,27)}$ = 27.38, *p* < .001). A 40cm la Longueur des SQPN était significativement plus grande sur mousse comparé au sol dur (z = 3.00, *p* = .003, *d* = 0.36) et parasignificativement par rapport à l'EME (z = 1.87, *p* = .061, *d* = 0.13). A 200cm, la Longueur était significativement plus grande sur mousse comparé au sol dur (z = 2.11, *p* = .034, *d* = 0.19), à l'EME (z = 3.58, *p* < .001, *d* = 0.38) et à l'EMI (z = 3.17, *p* = .002, *d* = 0.31). Elle était plus petite avec l'EME comparé au sol dur (z = 2.04, *p* = .041, *d* = 0.17) (Fig.2.D).

Chez les SIAP, il y avait un effet principal sur l'erreur absolue de la VVS ($X^2_{(7,21)}$ = 29.27, *p* < .001). A 200cm, l'erreur absolue était significativement moindre avec l'EMI comparé à la condition contrôle (z = 2.10, *p* = .035, *d* = 0.41) (Fig.2.A). Contrairement aux

SQPN, il n'y avait pas d'effet sur l'erreur algébrique de la VVS ($X^2_{(7,21)} = 11.47$, $p = .119$) (Fig.2.B).

Il n'y avait pas d'effet significatif non plus sur la position médio-létarale (X) du CPP ($X^2_{(7,21)} = 4.76$, $p = .689$).

Il y avait un effet principal sur la Surface du CPP des SIAP ($X^2_{(7,21)} = 25.74$, $p = .001$). A 40cm la Surface était significativement plus petite sur mousse comparé à la condition contrôle ($z = 4.01$, $p < .001$, $d = 0.34$) contrairement aux SQPN. A 200cm, la Surface était aussi plus petite avec l'EMI comparé à la mousse ($z = 2.35$, $p = .019$, $d = 0.46$). (Fig.2.C).

Enfin, en ce qui concerne la Longueur des déplacements du CPP, il n'y avait pas d'effet non plus ($X^2_{(7,21)} = 6.06$, $p = .532$) (Fig.2.D).

3.2.2 Effets de la distance

Les résultats ont également montré un effet de la distance. Chez les SQPN, l'erreur absolue de la VVS était moindre à 200cm qu'à 40cm sur mousse ($z = 2.57$, $p = .010$, $d = 0.36$). La Surface était significativement plus petite à 200cm qu'à 40cm sur mousse ($z = 2.28$, $p = .022$, $d = 0.45$). La Longueur était significativement plus petite à 200cm qu'à 40cm sur mousse ($z = 2.39$, $p = .017$, $d = 0.24$), avec l'EME ($z = 2.91$, $p = .004$, $d = 0.42$) et l'EMI ($z = 2.14$, $p = .032$, $d = 0.30$).

Chez les SIAP, l'erreur absolue de la VVS était moindre à 200cm qu'à 40cm sur sol dur ($z = 2.38$, $p = .017$, $d = 0.71$), avec l'EME ($z = 2.69$, $p = .007$, $d = 0.90$), et l'EMI ($z = 3.28$, $p = .001$, $d = 0.97$). La Surface était significativement plus petite à 200cm qu'à 40cm sur sol dur ($z = 2.97$, $p = .003$, $d = 0.57$), avec l'EME ($z = 2.07$, $p = .039$, $d = 0.33$), et l'EMI ($z = 2.42$, $p = .016$, $d = 0.56$).

Les résultats sont résumés dans la Fig.2 et la Table 2.

Table 2: VVS et performances posturales

	VVS – valeurs algébriques (degrés)		VVS - valeurs absolues (degrés)		Surface du CPP (mm²)		Longueur du CPP (mm)	
	SQPN	SIAP	SQPN	SIAP	SQPN	SIAP	SQPN	SIAP
Controle								
A 40cm	-0.88 ± 0.23, [-1.35, -0.42]	-0.61 ± 0.25, [-1.13, -0.08]	1.13 ± 0.18, [0.77, 1.50]	1.06 ± 0.16, [0.73, 1.40]	269 ± 23, [222, 315]	434 ± 56, [316, 552]	1771 ± 86, [1594, 1947]	1715 ± 136, [1432, 1997]
A 200cm	-0.65 ± 0.20, [-1.06, -0.24]	-0.36 ± 0.15, [-0.68, -0.04]	0.95 ± 0.14, [0.66, 1.25]	0.63 ± 0.10, [0.43, 0.84]	322 ± 39, [243, 402]	301 ± 44, [209, 393]	1741 ± 92, [1551, 1930]	1537 ± 102, [1324, 1751]
Mousse								
A 40cm	-0.82 ± 0.23, [-1.31, -0.34]	-0.71 ± 0.24, [-1.20, -0.22]	1.20 ± 0.16, [0.88, 1.53]	0.98 ± 0.18, [0.60, 1.35]	398 ± 32, [333, 463]	351 ± 49, [249, 453]	1934 ± 89, [1751, 2117]	1640 ± 122, [1384, 1895]
A 200cm	-0.61 ± 0.19, [-1.00, -0.22]	-0.21 ± 0.16, [-0.54, 0.12]	0.93 ± 0.12, [0.67, 1.18]	0.60 ± 0.09, [0.42, 0.78]	321 ± 34, [251, 392]	354 ± 45, [260, 448]	1827 ± 84, [1654, 2000]	1619 ± 107, [1396, 1842]
EME								
A 40cm	-0.61 ± 0.19, [-1.00, -0.22]	-0.61 ± 0.26, [-1.16, -0.06]	0.91 ± 0.13, [0.63, 1.18]	1.10 ± 0.16, [0.76, 1.44]	337 ± 42, [252, 423]	385 ± 63, [254, 517]	1867 ± 102, [1656, 2078]	1665 ± 136, [1381, 1949]
A 200cm	-0.56 ± 0.21, [-0.98, -0.13]	-0.22 ± 0.15, [-0.54, 0.10]	0.95 ± 0.14, [0.66, 1.24]	0.52 ± 0.11, [0.29, 0.75]	312 ± 38, [233, 390]	297 ± 52, [189, 404]	1667 ± 77, [1508, 1826]	1569 ± 106, [1348, 1790]
EMI								
A 40cm	-0.87 ± 0.20, [-1.27, -0.46]	-0.62 ± 0.24, [-1.12, -0.11]	1.06 ± 0.15, [0.74, 1.38]	1.02 ± 0.16, [0.69, 1.35]	344 ± 42, [258, 431]	379 ± 50, [276, 483]	1837 ± 98, [1635, 2039]	1670 ± 119, [1423, 1918]
A 200cm	-0.66 ± 0.19, [-1.05, -0.26]	-0.19 ± 0.12, [-0.44, 0.06]	0.90 ± 0.15, [0.59, 1.21]	0.47 ± 0.07, [0.32, 0.62]	292 ± 29, [231, 352]	271 ± 33, [202, 340]	1694 ± 82, [1525, 1863]	1532 ± 101, [1322, 1741]

Moyennes, erreurs standard et Intervalles de Confiance (95%) des phories et des paramètres posturaux pour chaque condition testée chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal (SQPN) et chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires (SIAP).

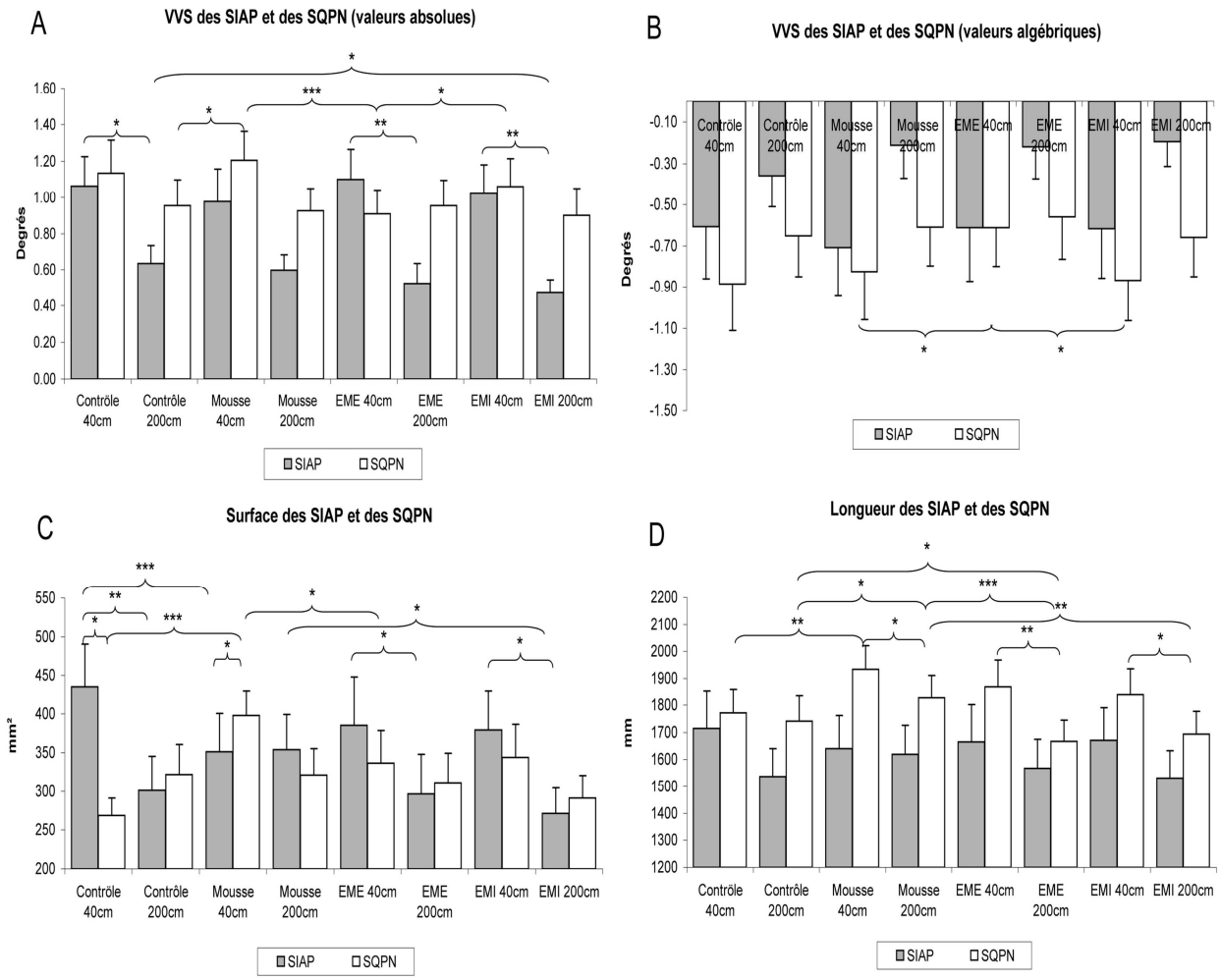


Fig2: Estimation de la VVS et performances posturales chez les SIAP et SQPN. VVS avec valeurs absolues pour les SIAP et SQPN (A). VVS avec valeurs algébriques pour les SIAP et SQPN (B). Moyenne de la Surface (C) et de la Longueur (D) des excursions du Centre des Pressions Plantaires chez les SIAP et chez les SQPN. Les barres d'erreur représentent les erreurs standard. Les astérisques indiquent les différences significatives, avec *$p < .05$; ** $p < .01$, *** $p < .001$.

4. Discussion

4.1 Effets des conditions de sol

Le résultat principal de cette expérience est que les afférences cutanées plantaires influencent sur la perception de la VVS, ce qui confirme notre première hypothèse (hyp.1). De plus, cette influence disparaît chez les sujets SIAP (au moins avec l'EME, supposé augmenter la cause de l'IAP), confirmant notre hypothèse supplémentaire (hyp.2).

4.1.1 Effet sur la VVS

Nos sujets avaient une erreur absolue moyenne de la VVS (sur l'ensemble des conditions) de 0.91 ± 0.71°. L'erreur algébrique était de -0.60 ± 1.00°, ce qui signifie qu'ils faisaient une erreur de 0.60 ± 1.00° vers la gauche. Ces résultats sont conformes à la littérature : Akin et al. (2011) avaient trouvé que chez des sujets jeunes et sains, l'erreur de VVS était inférieure à 2°.

Chez les SQPN, il y a une diminution des valeurs absolues de l'erreur de la VVS avec l'EME (unilatéral droit, comparé à la mousse) à 40cm. Comme la différence de hauteur de 3mm de l'insert est détectée par les mécanorécepteurs plantaires et enrichit le signal extéroceptif (Foisy et al. 2015), ce résultat montre que les afférences cutanées plantaires ont une influence sur la perception de la verticalité. Les valeurs algébriques révèlent que cette stimulation diminue l'erreur vers la gauche. Toutefois, ce dernier résultat ne semble pas être la conséquence d'un effet E étant donné que l'on n'observe pas de déplacement controlatéral du CPP avec cet insert plantaire. Cette absence de résultat postural dans le plan frontal est surprenante car Janin et Dupui (2009) avaient obtenu un déplacement controlatéral du CPP avec un insert de 3mm sous le médio-pied. Cependant, dans leur expérience, les sujets regardaient droit devant dans une pièce normalement éclairée. Dans l'étude présente ils étaient dans le noir complet et avaient pour instruction de se concentrer sur la verticalisation du laser. Ainsi, dans ce paradigme de double tâche, le SNC devait gérer à la fois l'estimation de la VVS et le contrôle postural, sans afférences visuelles. Une telle situation, exigeante, pourrait expliquer le fait que le SNC donne la priorité à l'ajustement de la VVS, et donc, l'absence de régulation posturale dans le plan frontal. Selon Janin et Dupui (2009), l'insert unilatéral de 3 mm (EME) est la seule stimulation qui induise une modification de la répartition des pressions plantaires entre les deux pieds ; il semble donc que cette modification ait été suffisante pour biaiser la référence égocentrée de verticalité du SNC (Kavounoudias et al. 1999), conduisant aux effets observés sur la VVS bien qu'une régulation posturale n'ait pas été mis en évidence avec la plateforme de forces.

Les SIAP montrent toujours une diminution de l'erreur absolue avec l'EMI, effet non retrouvé chez les SQPN. Des travaux précédents ont suggéré que l'IAP soit due à un dysfonctionnement somesthésique non douloureux responsable d'un bruit non conscient qui empêcherait le SNC d'intégrer et d'utiliser correctement les afférences cutanées plantaires, à la fois pour le contrôle de la posture et de la vergence (Janin 2009, Foisy et Kapoula 2016a). Une augmentation de la pression sous la 1ère tête métatarsienne entraînant une augmentation

de la fréquence de décharge des récepteurs plantaires serait responsable de cette dysfonction (Janin 2009 d'après Vedel et Roll 1982, Ribot-Ciscar et al. 1989). Sachant qu'une stimulation médiale provoque une supination des pieds (Andersen et al. 2007, Aminian et al. 2013), un EMI aura tendance à diminuer l'excès de pression sous la 1ère tête métatarsienne causant l'IAP. Il semble donc que l'action de l'EMI sur la VVS résulte de cette diminution de l'IAP. Ce raisonnement est soutenu par le fait qu'au contraire, une stimulation latérale induit une pronation des pieds (Andersen et al. 2007, Foisy et al. 2015), et donc une augmentation des effets de l'IAP ; or, avec l'EME, les SIAP ne présentent plus de diminution de leur erreur d'appréciation de la VVS (absolue ou algébrique), contrairement aux SQPN.

4.1.2 Effets sur le contrôle postural

Les résultats concernant la posture avec les inserts plantaires (EMI et EME) ont montré une amélioration de la qualité du contrôle postural parmi les SQPN, comme en témoigne la diminution de la Surface et de la Longueur comparé à la condition mousse. Ces résultats sont en accord avec de précédents travaux de notre équipe (Foisy et al. 2015, Foisy et Kapoula 2016a), bien que les effets posturaux de l'EMI soient moins prononcés dans cette expérience. De la même manière, cela peut être dû à la double tâche demandée ici, ainsi qu'à la durée plus longue d'enregistrement du contrôle postural (180s), alors que dans les expériences citées, les sujets devaient simplement regarder droit devant eux ou réaliser des mouvements de vergence, pendant des durées plus courtes (51 secondes).

Les effets d'amélioration de la stabilité observés avec les inserts plantaires fins chez les SQPN disparaissent presque entièrement chez les SIAP. Ils ne montrent plus de modification de leur Longueur ; le seul effet persistant est une amélioration de la stabilité révélée par une diminution de la Surface avec l'EMI comparé à la mousse à 200cm. De plus, en accord avec nos précédents travaux (Foisy et Kapoula 2016a&b), les deux groupes se comportent de manière différente sur la mousse : elle rend les SQPN plus instables (augmentation de la Surface et Longueur comparé au sol dur), alors qu'elle rend les SIAP plus stables, comme le révèle la diminution de leur Surface. La mousse améliore la répartition des pressions plantaires (Chiang et Wu 1997) et diminue les signaux plantaires (Yi et Park 2009). De manière logique, cette diminution des afférences cutanées plantaires normales des SQPN provoque une augmentation des oscillations posturales chez ces sujets, tandis que la diminution des signaux excessifs et déformés des SIAP les rend plus stables.

Ces résultats sont cohérents avec nos précédents travaux (Foisy et Kapoula 2016a&b) : ils renforcent l'hypothèse que, même en l'absence de douleur consciente, l'IAP déformerait les signaux plantaires, empêchant les sujets affectés d'utiliser ces afférences de façon optimale pour le contrôle postural, mais aussi pour l'estimation de la verticalité.

De manière intéressante, l'interposition de mousse a produit les effets escomptés sur la stabilisation, mais pas d'effet significatif sur la VVS. Il est connu que l'interposition de mousse diminue la disponibilité des informations plantaires (Yi et Park 2009, Patel et al. 2008, Foisy et Kapoula 2016a), et les performances posturales en termes de stabilité. Cela est confirmé ici par l'augmentation de la Longueur parcourue par le CPP comparé aux 3 autres conditions chez les SQPN. Ces résultats sont cohérents avec ceux de Faralli et al. (2009) qui n'avaient pas mis en évidence d'effet sur la VVS lors de la perturbation de l'entrée podale chez des sujets sains (groupe contrôle) suite à l'interposition d'un coussin entre les pieds et le sol. Toutefois, ces auteurs n'avaient pas préciser les caractéristiques exactes du coussin (épaisseur, dureté shore, densité), ce qui ne permet pas de déterminer si son action est davantage extéroceptive ou proprioceptive (Patel et al. 2008, Foisy et Kapoula 2016a).

Ainsi, les résultats sur la posture et la VVS avec les différentes stimulations (EMI, EME, mousse) semblent indépendants. Cela suggère que l'influence des afférences plantaires sur les aires vestibulaires multimodalitaires impliquées dans l'estimation de la VVS (e.g. Lopez et al. 2005, 2011) soit plutôt directe qu'indirecte, c'esst à dire ne semble pas secondaire aux changements posturaux. Ces résultats sont en accord avec nos conclusions précédentes concernant la vergence et la posture (Foisy et al. 2015). Il faut souligner le fait que nous avons enregistré les déplacements du CPP uniquement, mais il a été montré que les mesures des plateformes de forces reflètent les mêmes propriétés de mouvement que les déplacements des segments corporels en orthostatisme (en particulier pour les hanches, les épaules et la tête - Fransson et al. 2007b).

4.2 Effet de la distance

Tout d'abord, il est important de noter que les effets de l'EME sur la VVS n'apparaissent que de près (40cm), c'est-à-dire lorsque les signaux proprioceptifs extra oculaires sont les plus disponibles en raison de l'augmentation de l'angle de vergence (Le et Kapoula 2007). Donc, comme les afférences cutanées plantaires ne jouent un rôle dans la perception de la VVS que dans cette condition (tout au moins en physiologie, en laissant de

côté les effets de l'EMI sur la situation dysfonctionnelle de l'IAP), il semble que ces informations doivent être comparées aux afférences proprioceptives oculaires pour produire leur effet. Ces résultats suggèrent donc que la proprioception oculomotrice et les afférences cutanées plantaires participent de manière conjointe à l'élaboration de la référence égocentrée et fonctionnent de manière synergique pour estimer la verticalité, comme elles le font pour le contrôle postural (Foisy et Kapoula 2016b).

Deuxièmement, en ce qui concerne le contrôle postural, la manipulation des afférences tactiles produit ses effets essentiellement de loin (200cm). Cela peut être expliqué par le fait que l'augmentation de la distance provoque une diminution du poids des informations visuelles et oculomotrices en faveur des afférences somesthésiques (Le et Kapoula 2007).

Enfin, la stabilité n'est pas significativement améliorée de près et est même de meilleure qualité (i.e. Surface et Longueur plus petites) de loin avec les inserts plantaires (EMI et EME). Ces résultats sont surprenants car ils s'opposent aux résultats précédents de notre équipe (Kapoula et Le 2006, Foisy et Kapoula 2016b) qui avaient montré une amélioration de l'équilibre de près. Les données suggèrent donc que l'effet de la distance sur la posture dépend de la tâche : dans ce paradigme de double tâche dans lequel les sujets doivent à la fois maintenir l'équilibre et estimer la VVS, le contrôle postural semble davantage basé sur les afférences somesthésiques podales. Les raisons possibles de cet effet inversé de la distance pourraient donc être (i) la durée de l'enregistrement, mais plus probablement (ii) la tâche elle-même. En effet, de loin, la ligne verticale était visible entièrement (de haut en bas), ce qui, associé à un angle de vergence stable (les axes visuels étant presque parallèles), faciliterait le contrôle postural contrairement à la vision à de près. Dans cette dernière condition, seulement les parties centrale et supérieures de la ligne étaient visibles, d'où la stabilité de l'angle de vergence naturellement moindre. Cette interprétation est corroborée par les erreurs de VVS moins importantes de loin que de près. Ainsi, estimer la VVS tout en gardant le corps stable serait plus facile en vision de loin avec la ligne verticale vue en entier.

Conclusion

Cette étude permet d'apporter de premières preuves de l'influence directe des afférences cutanées plantaires sur la perception de la VVS et suggère qu'elles participent à l'élaboration de la référence égocentrée avec la proprioception oculaire. De plus, cette influence est présente essentiellement chez les sujets qui ne sont pas affectés par l'IAP.

Ces résultats peuvent avoir des implications cliniques. Il a été montré que des sujets scoliotiques (Cakrt et al. 2011) ou souffrant de lésions cérébrales (Perennou et al. 1998) ont une perception de la VVS plus altérée que les sujets sains. Des semelles comprenant des inserts plantaires pourraient peut être constituer un moyen simple et peu onéreux d'aider ces patients à améliorer leur qualité d'estimation de la VVS. D'autres recherches sont nécessaires pour confirmer cette hypothèse.

Abstract

The estimation of Subjective Visual Vertical (SVV) involves the allocentric, gravitational and egocentric references, which are built by visual, vestibular and somatosensory afferents. Our goals were (1) to assess the influence of plantar cutaneous afferents on the perception of SVV, and (2) to see if there is a difference according to the efficiency of plantar cutaneous afferents.

We recruited 48 young and healthy subjects and assessed their SVV and postural performances in quiet stance with a force platform, at 40 or 200cm, in four ground conditions: on firm ground, on foam, with a bilateral Medial Arch Support (MAS), or with a Lateral Arch Support (LAS) beneath the right foot. We also assessed the efficiency of our subjects' plantar afferents with the Plantar Quotient method (PQ = Surface area of CoP_{foam} / Surface area of $CoP_{firm\ ground}$ x100) and divided them in two groups: Normal Plantar Quotient Subjects (NPQS), who showed a PQ>100, and Plantar Exteroceptive Inefficient Subjects (PEIS), characterized by a PQ<100.

The results showed significant decreases in the leftward SVV error at near distance with LAS among the NPQS and in the absolute SVV error at far distance with MAS among the PEIS. We conclude that feet cutaneous afferents are able to bias the egocentric vertical reference of the CNS and hence influence the perception of SVV. This influence almost disappears among PEIS, probably because of a distortion of the plantar signal. These results can be interesting for clinicians and researchers concerned by foot, eye and posture.

Valorisation

Cette étude est actuellement soumise dans la revue Neuroscience Research.

DISCUSSION GENERALE

DISCUSSION GENERALE

I - Synthèse……..……..…..250

II - Limites…….....……..261

III - Perspectives……..……..……...…..266

DISCUSSION GENERALE

Des observations cliniques ont suggéré une possible influence de stimulations mécaniques plantaires fines (inserts de quelques millimètres d'épaisseur) sur le contrôle postural et sur certains paramètres du contrôle oculomoteur. Notre objectif était de mettre en évidence ces éventuels effets.

Cette discussion générale fait la synthèse des résultats obtenus dans les cinq expériences qui ont été élaborées pour répondre aux questions que nous avons posées. Les limites de notre travail et ses perspectives seront présentées ensuite.

I – SYNTHESE

L'effet de la manipulation des afférences cutanées plantaires sur la posture et les mouvements des yeux a été évalué pour répondre aux questions suivantes :

1/ Les afférences cutanées plantaires modifient-elles le contrôle postural et les paramètres de vergence et des saccades de sujets jeunes et sains en orthostatisme ?

2/ Le degré d'utilisation des afférences plantaires peut-elle expliquer la variabilité inter-individuelle des effets posturaux et oculomoteurs suite à leur manipulation?

3/ Quels sont les rapports entre l'utilisation des afférences plantaires et visuelles chez des sujets jeunes et sains avec ou sans Inefficience des Afférences Plantaires ? Les effets posturaux de l'Inefficience des Afférences Plantaires sont-ils les mêmes en vision de près et de loin ? Quels sont les effets de mousses légèrement différentes et de Barres Antérieures sur le Quotient Plantaire, le Quotient de Romberg et les performances posturales ?

4/ Les afférences cutanées plantaires influent-elles sur les phories, en vision de près et de loin, et en fonction de la présence ou de l'absence d'Inefficience des Afférences Plantaires ?

5/ Les afférences cutanées plantaires exercent-elles une influence sur la perception de la Verticale Visuelle Subjective en vision de près et de loin, et en présence ou en absence d'Inefficience des Afférences Plantaires ?

1. Les afférences plantaires influencent le contrôle postural et oculomoteur

La première étude a permis de démontrer que chez de jeunes adultes sains, la manipulation des afférences cutanées plantaires par des reliefs spécifiques fins (3mm d'épaisseur) améliore le contrôle postural, confirmant la suggestion de Janin et Toussaint (2005). Les paramètres stabilométriques classiques en témoignent (diminution de la Surface et de la Variance de la Vitesse) ; les nouveaux paramètres (analyse par ondelettes et analyse fractale des déplacements du CPP) le confirment et permettent de différencier l'effet des Eléments Médio-Interne (EMI) et Externe (EME).

L'Elément Médio-Interne a un effet plus bénéfique sur la qualité du contrôle postural, et l'analyse fractale suggère que cet effet résulte d'un contrôle plus actif, lié à la stimulation des muscles supinateurs. En effet, la supination provoque un appui plus marqué sur les rayons externes du pied (« pied calcanéen »), connu pour être sa partie la plus stable (Angin et al. 2013) mais nécessitant la participation active des muscles inverseurs pour lutter contre la tendance naturelle à l'éversion (Tropp 2002). L'effet est inverse pour l'Elément Médio-Externe, responsable d'un calage passif en pronation.

Les deux stimulations ont également un effet de recul de la position antéro-postérieure moyenne du CPP. L'effet est également plus important avec l'Elément Médio-Interne qu'avec l'Elément Médio-Externe, ce qui peut s'expliquer par l'association mécanique de la supination du pied – induite par une stimulation interne (Andersen 2007, Aminian et al. 2013) – à une postériorisation globale de la posture (Wright et al. 2012). Ces résultats sont pertinents pour les cliniciens : il est connu que l'antériorisation de la posture soit corrélée à de nombreux symptômes (Andersson et al. 1977, Kuriyama et Ito 2005, Hirata et al. 2012).

Les effets des stimulations plantaires peuvent être expliqués par l'enrichissement des afférences cutanées en raison des différences de hauteur de 3mm créée par les reliefs de résine et détectées par les mécanorécepteurs (Kennedy et Inglis 2002). Il est intéressant de noter que ces résultats sont obtenus avec des stimulations qui pourraient sembler très fines, et malgré le mouvement des yeux qui enrichit le signal de la proprioception oculomotrice (Kapoula et al. 2013). Cette situation écologique ne semble donc pas diminuer l'importance de l'extéroception plantaire dans l'activité de stabilisation.

La stimulation des afférences cutanées plantaires par les éléments testés a également un effet sur le contrôle oculomoteur, mais uniquement sur la vergence (pas sur les saccades).

Suite aux expériences de Roll et Roll (1987, 1988) suggérant une synergie fonctionnelle entre les muscles inverseurs des pieds et les muscles homolatéraux de la convergence, et inversement pour les muscles éverseurs et ceux de la divergence, nous nous attendions à ce que l'Elément Médio-Interne augmente l'amplitude de la convergence et que l'Elément Médio-Externe augmente celle de la divergence. Les résultats ont bien montré un effet sur la vergence, mais plus complexe que supposé. Cet effet concerne la répartition des phases : l'Elément Médio-Interne augmente l'amplitude phasique de divergence et diminue sa partie tonique. Cette stimulation semble donc réduire l'influence de la rétroaction visuelle dans le contrôle de la divergence. L'Elément Médio-Externe a un effet inverse sur la convergence, résultant en une augmentation de son amplitude tonique, donc en une augmentation de l'influence de la rétroaction visuelle dans le contrôle de la convergence.

Nous avons supposé que l'influence des afférences plantaires sur le contrôle postural et oculomoteur puisse s'expliquer par deux mécanismes. La première hypothèse était un mécanisme indirect, dans lequel les changements observés dans les amplitudes de vergence seraient secondaires aux effets sur la posture, via la modification de l'ambiance proprioceptive de la musculature rachidienne, et en particulier cervicale (Erkelens 1989, Han et Lennerstrandt 1998). Or, la recherche de corrélation dans l'évolution des paramètres posturaux et oculomoteurs s'est révélée infructueuse. De plus, ce mécanisme indirect ne permettrait pas d'expliquer l'effet spécifique des stimulations en fonction de la zone plantaire stimulée, et uniquement sur la vergence. L'autre hypothèse, qui nous semble plus probable, est celle d'une influence directe des afférences cutanées plantaires sur le contrôle postural et oculomoteur par des voies spécifiques et indépendantes. Les afférences convergeraient vers des zones communes du Système Nerveux Central qui permettraient des échanges d'informations entre les entrées plantaire et visuelle. Le colliculus supérieur et le cervelet pourraient être impliqués comme l'avaient suggéré d'autres auteurs (Hollands et al. 1995, 1996, 2001, 2004).

2. Les sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires sont moins sensibles à la manipulation des afférences cutanées plantaires

Cette deuxième étude a montré que la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires (IAP) permet d'expliquer la variabilité des résultats observés dans l'étude précédente (Etude 1), tant sur le plan postural que pour les mouvements des yeux. En effet,

bien que l'ensemble de la population soit composée de sujets jeunes et sains (i.e. asymptomatiques et sans maladie), les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires (SIAP) ne présentent aucune amélioration de leur contrôle postural, ni aucune modification du contrôle de la vergence avec les inserts plantaires fins testés (i.e. Elément Médio-Interne et Elément Médio-Externe), alors que les réponses des Sujets au Quotient Plantaire Normal (SPQN) sont semblables à celles de l'ensemble de la population. Il semble donc que la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires empêche ces sujets d'utiliser correctement leurs afférences plantaires et de bénéficier de leur enrichissement par les inserts plantaires. De plus, lorsqu'ils fixent une cible visuelle à 90cm, sur sol dur, les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires font preuve d'un contrôle postural de moins bonne qualité que les Sujets au Quotient Plantaire Normal.

La finesse de la mousse utilisée permettant de cibler son action sur l'extéroception plantaire (Dujols 1991, Leporck et Villeneuve 1996), ces résultats suggèrent donc l'existence d'un fonctionnement différent des récepteurs cutanés plantaires au sein d'une même population de sujets jeunes et sains. Une minorité importante d'entre eux (plus du tiers) présentent une moindre utilisation de leur extéroception plantaire. Compte tenu de l'importance de ces afférences en physiologie (voir Première Partie, chapitre II), l'augmentation de l'instabilité suite à la diminution de la disponibilité de ces afférences par interposition de mousse (Yi et Park 2009) semble normale. Chez des sujets sains, l'obtention d'un résultat inverse (i.e. meilleure stabilité sur mousse que sur sol dur) associé à une quasi absence des effets des stimulations plantaires semble donc pouvoir être considéré comme un dysfonctionnement des récepteurs, et non une simple variation de la physiologie.

Il est semble que l'Inefficience des Afférences Plantaires, mesurée ici de manière objective, soit en rapport avec la notion clinique d'« Epine Irritative d'Appui Plantaire » (Leporck et Villeneuve 1996), dont la définition reste imprécise et les bases neurales inconnues. Empiriquement, ces auteurs avaient proposé que certaines zones plantaires (notamment la 1ère tête métatarsienne) puissent être à l'origine d'informations assimilables à des nociceptions sans qu'il y ait forcément de douleur consciente. Ils proposaient qu'elles puissent être mises en évidence par l'amélioration d'un test clinique sur mousse (l'Epreuve Posturo-Dynamique qui évalue la mobilité rachidienne – Villeneuve 1995, Journot et Villeneuve 1996) ou de la stabilité sur mousse en posturographie. Nos résultats sur la stabilité (les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires sont plus stables sur mousse que sur sol dur, et inversement pour les Sujets au Quotient Plantaire Normal) corroborent ceux de Janin (2015), qui avait utilisé la méthode de diagnostic clinique des Epines Irritatives d'Appui

Plantaire. Ensemble, ces résultats apportent une première confirmation à la proposition initiale de Leporck et Villeneuve (1996), et suggèrent un lien entre les notions d'Epine Irritative d'Appui Plantaire et d'Inefficience des Afférences Plantaires.

Si le support neural de l'Inefficience des Afférences Plantaires reste inconnu, le fait que seul un effet sur la position antéro-postérieure moyenne du CPP (Y) persiste chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires (avec l'EMI uniquement) suggère toutefois que ce dysfonctionnement affecte davantage les mécanorécepteurs à adaptation rapide (FA) que les récepteurs à adaptation lente (SA - Jeka et al. 2004, Burgess et Perl 1973, Esteky et Schwark 1994) ou les kératinocytes. En effet, comme évoqué en Première Partie (chapitre II.1.2 Kératinocytes), les cellules épidermiques de Merkel seraient impliquées dans le codage des stimuli statiques (Maksimovic et al. 2014). Un autre argument suggérant la participation des FA dans le phénomène de l'IAP est l'étude microneurographique de Strzalkowski et al. (2015). Ces auteurs ont en effet montré le lien entre le seuil de détection tactile et le seuil de décharge de ces récepteurs. Ils ont conclu que de petits changements dans leur fréquence de décharge devaient donc avoir un impact aussi bien sur la perception tactile que sur le contrôle postural. De plus, comme indiqué en Première Partie (chapitre II.1.3 Nocicepteurs), des études récentes montrent qu'une distinction nette entre fibres tactiles et nociceptives est difficile, et plaident pour une vision plus intégrative de la perception tactile (Abraira & Ginty 2013). En particulier, les « nocicepteurs myélinisés », connectés à des fibres Aβ pourraient être en cause dans le phénomène d'Inefficience des Afférences Plantaires. Ces récepteurs sont en effet sensibles à des stimuli mécaniques non douloureux et capables de véhiculer aussi bien les informations de pression que des afférences nociceptives.

La notion d'Inefficience des Afférences Plantaires permettrait d'expliquer les résultats de cette étude, mais pourrait également s'appliquer à d'autres travaux portant sur la variabilité inter-individuelle de l'utilisation des afférences plantaires. Par exemple, Isableu et Vuillerme (2006) ont montré que l'altération de la somesthésie par interposition de mousse déstabilise davantage les sujets qui se révèlent les plus stables sur sol dur (voir Première Partie, chapitre III.3), ce qui correspond au comportement des Sujets au Quotient Plantaire Normal par opposition aux Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires. Isableu et al. (2011) ont remarqué que seule la moitié des sujets fait preuve d'une amélioration du contrôle postural lors de l'enrichissement des afférences somesthésiques par inclinaison antérieure. On peut supposer que les sujets qui ne montraient pas d'amélioration de leur stabilité étaient des Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires, chez qui l'inclinaison posturale antérieure

accentuait la pression sur les récepteurs à l'origine des messages perturbant l'intégration des afférences somesthésiques.

Enfin, compte tenu du caractère objectif, simple et non invasif de la méthode de diagnostic de l'Inefficience des Afférences Plantaires par le Quotient Plantaire, ces résultats peuvent être très utiles à la fois pour les chercheurs et pour les cliniciens intéressés par le pied et la posture.

3. Synergie dans l'utilisation des afférences plantaires et visuelles : uniquement en vision de près et en l'absence d'IAP

Cette étude a apporté une première objectivation d'une asynergie visuo-podale, confirmant les observations de Dujols (1991). En effet, elle a révélé que les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires présentent un Quotient de Romberg significativement plus faible que les Sujets au Quotient Plantaire Normal dans toutes les conditions de stimulation plantaire, hormis sur la mousse Dépron®. La présence d'Inefficience des Afférences Plantaires empêche donc les sujets affectés d'utiliser correctement leurs afférences visuelles pour le contrôle de leur posture. Il est intéressant de noter que ces effets ne sont observés qu'en vision de près : à 40cm uniquement, ce qui suggère une interaction dans l'utilisation des afférences plantaires (dysfonctionnelles ici) et des afférences oculomotrices, augmentées par l'ange de vergence important en vision proche (Le et Kapoula 2007).

Les résultats quant à la différence de qualité de contrôle postural entre les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires et Sujets au Quotient Plantaire Normal confirment et complètent également ceux de l'Etude 2. Nous avions montré précédemment que les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires étaient plus instables que les Sujets au Quotient Plantaire Normal sur sol dur lorsqu'ils fixent une cible visuelle à 90cm. Ici, il apparaît que cette différence s'observe également à 40cm, mais pas à 200, alors que l'angle de vergence est faible, et donc les afférences oculomotrices moins disponibles.

De plus, l'occlusion des yeux et l'augmentation de la distance de la cible visuelle influencent aussi le Quotient Plantaire : elles en induisent une augmentation chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires uniquement. Chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal, c'est l'inverse : leur Quotient Plantaire diminue dans ces conditions. Il semble donc qu'il existe une interaction physiologique dans l'utilisation des afférences visuelles et plantaires pour assurer le contrôle postural en vision de près uniquement (i.e. en convergence

oculaire). Cette synergie fonctionnelle est absente en vision de loin (200cm, i.e. en divergence), ainsi que chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires. Ces résultats corroborent ceux de l'Etude 1 en plaidant également pour une interaction sensorielle multimodalitaire des afférences tactiles plantaires et visuo-oculomotrices dans des zones communes du Système Nerveux Central. Nous proposons cette notion nouvelle de synergie ou d'asynergie visuo-podale, qui nous semble mieux expliquer nos résultats que les concepts de conflit sensoriel (Conflit Visuo-Podal – Dujols 1991), ou de repondération sensorielle (Ernst et Bulthoff 2004, Dokka et al. 2010). En effet nous n'observons pas de compensation à la défaillance d'une source d'afférences, mais au contraire un fonctionnement synergique en physiologie, ou asynergique en cas d'Inefficience des Afférences Plantaires : une seule source d'information dysfonctionnelle empêche l'utilisation correcte des deux. Cette synergie n'est présente qu'en convergence oculaire, ce qui suggère qu'elle implique les afférences plantaires et la proprioception oculomotrice (voir Première Partie, chapitre I.2.2.2 La proprioception oculomotrice). Ces résultats prolongent donc les premières études démontrant l'importance de l'angle de vergence, et donc de la proprioception des muscles extra-oculaires, en synergie avec les informations provenant de la plante des pieds, du moins pour certains sujets. Dans cette étude la vergence n'a pas été mesurée mais elle ouvre la voie à de nouvelles études combinant les mesures des Quotients Plantaire et de Romberg et des mesures fines de la dynamique de la vergence afin d'approfondir les connaissances sur ces synergies.

Ces différents résultats montrent aussi que les effets de l'Inefficience des Afférences Plantaires sont dépendants du contexte visuel ; leur réversibilité suggère qu'ils résultent d'une difficulté d'utilisation synergique des afférences plantaires et visuo-oculomotrices et non d'une lésion organique. Cela plaide encore une fois pour une intégration commune des informations visuelles, oculomotrices et plantaires dans certaines zones du Système Nerveux Central (voir Première Partie, chapitre III. 4. Zones d'intégration multisensorielles).

Enfin, les résultats ont montré que des mousses présentant des caractéristiques dont des différences pourraient sembler négligeables ont des effets significativement différents : le Dépron® révèle mieux les effets de l'Inefficience des Afférences Plantaires que le Dynachoc®. Les Barres Antérieures permettent quant à elles d'améliorer le contrôle postural, mais pas de supprimer l'asynergie visuo-podale.

4. La manipulation des afférences cutanées plantaires augmente l'esophorie uniquement en vision de loin et en présence d'IAP

Cette 4ème expérience a permis d'objectiver l'influence des afférences cutanées plantaires sur les phories : elle concerne uniquement les phories horizontales, en vision de loin.

Comme les résultats de l'Etude 1 avaient montré qu'un Elément Médio-Interne bilatéral agissait sur la divergence, et inversement pour un Elément Médio-Externe, nous nous attendions à ce que l'Elément Médio-Interne augmente l'exophorie et que l'Elément Médio-Externe augmente l'esophorie. Nous avons bien retrouvé une augmentation de l'esophorie avec l'Elément Médio-Externe, ce qui est cohérent avec les résultats de l'Etude 1, mais pas d'effet de l'Elément Médio-Interne. La spécificité des effets (sur les phories horizontales uniquement et avec l'Elément Médio-Externe uniquement) conforte les résultats précédents (Etude 1), et suggère, comme précédemment, un effet direct des afférences plantaires sur les phories, et non secondaire aux modifications posturales.

En revanche, compte tenu des résultats des autres expériences (Etudes 2, 3 et 5) ayant tous montré que la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires diminuait considérablement les effets des stimulations plantaires fines, nous supposions qu'il en serait de même pour l'influence des afférences plantaires sur les phories. Or les résultats de cette 4ème étude ont démontré que seuls les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires présentent une augmentation de l'esophorie, et uniquement avec l'Elément Médio-Externe bilatéral. Sachant que cette stimulation a un effet pronateur (Andersen 2007, Foisy et al. 2015) dont la conséquence est d'augmenter la cause supposée de l'Inefficience des Afférences Plantaires (excès de pression sur la 1ère tête métatarsienne – voir Etude 2), il semble donc que l'influence des afférences plantaires observée sur les phories ne relève pas d'une situation physiologique, mais soit la conséquence de l'Inefficience des Afférences Plantaires. Cela expliquerait également l'absence d'effet de l'Elément Médio-Interne, puisqu'il s'agit d'une stimulation supinatrice, donc ayant tendance à diminuer la cause de l'Inefficience des Afférences Plantaires.

Les résultats sur la posture renforcent ceux obtenus dans les autres études (Etudes 1 et 5), c'est à dire une amélioration du contrôle postural avec l'Elément Médio-Interne et l'Elément Médio-Externe. Les effets obtenus sur la position antéropostérieure moyenne du CPP sont plus surprenants. En effet, les Barres Sous-Tubérositaires n'induisent pas d'avancée

du CPP, et les Barres Antérieures n'induisent pas de recul mais au contraire une antériorisation. Ces résultats, contraires à ceux obtenus par Kavounoudias et al. (1998, 2001) par vibrations sont probablement dus à la hauteur choisie pour les inserts plantaires (3mm).

5. Les afférences cutanées plantaires influencent la perception de la VVS uniquement en vision de près et en l'absence d'IAP

La 5ème étude a confirmé notre hypothèse quant à l'existence d'une influence des afférences cutanées plantaires sur la perception de la Verticale Visuelle Subjective. En effet, l'enrichissement de ces afférences avec les deux types d'inserts plantaires (Elément Médio-Interne bilatéral ou Elément Médio-Externe unilatéral droit) permet de diminuer l'erreur d'estimation de la Verticale Visuelle Subjective (en valeur absolue). En ce qui concerne l'Elément Médio-Externe, l'analyse des valeurs algébriques montre que l'effet de cette stimulation est de décaler la perception de la Verticale Visuelle Subjective vers la droite (i.e. diminuer l'erreur vers la gauche), conformément à notre hypothèse. En revanche, les résultats stabilométriques n'ayant pas montré de latéralisation gauche de la position moyenne du CPP, contrairement à ce que nous attendions, le résultat sur la Verticale Visuelle Subjective ne semble donc pas imputable à un effet Müller (effet E). Comme le suggéraient Kavounoudias et al. (1998, 1999) et Roll et al. (2002), il semble cependant que le Système Nerveux Central utilise l'information de répartition des pressions plantaires pour estimer la verticalité, le résultat obtenu avec l'Elément Médio-Externe étant le seul à être directionnel, et il s'agit de la seule condition expérimentale unilatérale, donc modifiant la répartition des pressions entre les deux pieds, comme l'ont démontré Janin et Dupui (2009).

Les résultats sur la posture ont confirmé ceux des autres études de cette thèse : le contrôle postural s'améliore en termes de stabilité avec l'Elément Médio-Interne bilatéral (Etudes 1 et 4) et se dégrade avec la mousse (Etudes 2, 3 et 4). Ces effets posturaux sont toutefois moins marqués que dans les autres études (et absents pour la latéralisation avec l'Elément Médio-Interne droit), ce qui pourrait s'expliquer par la double tâche demandée ici : l'instruction donnée aux sujets étant d'ajuster au mieux la Verticale Visuelle Subjective, le Système Nerveux Central a du prioriser cette tâche aux dépends de la régulation posturale.

Les résultats sur la Verticale Visuelle Subjective et la posture semblent indépendants, ce qui corrobore nos résultats précédents sur la vergence et la posture (Etude 1), et soutient donc une influence directe des afférences plantaires sur les aires vestibulaires

multimodalitaires impliquées dans l'estimation de la Verticale Visuelle Subjective (e.g. Lopez et al. 2005, 2011).

Enfin, la comparaison des effets entre les sous-groupes révèle que l'effet de l'Elément Médio-Externe disparaît chez les sujets Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires alors qu'il persiste chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal, et inversement pour l'Elément Médio-Interne. Or, comme indiqué précédemment (Etude 2), l'Elément Médio-Externe favorise la pronation, et donc l'augmentation de la cause présumée de l'Inefficience des Afférences Plantaires, et inversement pour l'Elément Médio-Interne. La comparaison des résultats des deux groupes sur la posture indique des effets du même ordre. Cela conforte donc les conclusions de nos autres travaux (Etudes 2, 3 et 4) en montrant que la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires empêche des sujets affectés d'intégrer correctement leurs afférences plantaires pour leur contrôle postural, pour l'intégration de leurs afférences visuelles, mais également pour la perception de la verticalité.

6. L'effet de proximité sur le contrôle postural est présent quelle que soit la condition de stimulation plantaire mais s'inverse lors de l'estimation de la VVS

Les résultats des différentes études de cette thèse confirment et précisent l'influence connue de la distance, et donc de la vergence, sur le contrôle postural (voir Première Partie, chapitre I. 2.2 Afférences oculaires). En effet, des études précédentes avaient mis en évidence une amélioration de la stabilité en vision proche, qui s'explique par des raisons géométriques d'augmentation de l'importance du flux visuel (Paulus et al. 1984, Brandt et al. 1986), mais également par un angle de vergence plus grand de près, et donc un signal proprioceptif des muscles extra-oculaires plus riche (Kapoula et Le 2006, Le et Kapoula 2007).

L'Etude 3 a montré que seuls les Sujets au Quotient Plantaire Normal sont plus stables de près (à 40cm) que de loin (à 200cm) sur sol dur, alors que sur mousse, les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires sont également concernés. Cela s'explique par la présence d'asynergie visuo-podale chez les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires, ce qui les empêche d'utiliser correctement leurs afférences visuelles de près, et donc de gagner en stabilité à cette distance. C'est également la raison pour laquelle la diminution du Quotient de Romberg avec la distance n'a lieu que chez les Sujets au Quotient Plantaire Normal. Ces résultats renforcent et complètent ceux de Le et Kapoula (2007) qui avaient mis

en évidence cette diminution du Quotient de Romberg dans la population générale, sans faire de distinction en fonction de la présence ou non d'Inefficience des Afférences Plantaires.

L'Etude 4 conforte également l'effet de proximité avec une amélioration de la stabilité qui s'observe pour n'importe quelle condition de stimulation plantaire.

Enfin, l'Etude 5 apporte un résultat nouveau en montrant que lors d'une tâche d'estimation de la Verticale Visuelle Subjective, le contrôle postural est de meilleure qualité de loin dans les conditions ou l'extéroception plantaire est stimulée par les inserts plantaires fins. Comme discuté précédemment, cela est probablement dû à la tâche particulière qui, de loin, permet une vision plus complète de la verticale, et assure un angle de vergence plus stable ainsi qu'une intégration plus facile des afférences plantaires.

II – LIMITES

La principale limite de l'Etude 1 est l'absence de fixation de la tête de nos sujets lors des enregistrements, qui, associé à l'absence d'évaluation des mouvements des différents segments corporels, ne permet pas d'établir avec certitude si les effets oculomoteurs observés correspondent uniquement à des mouvements des yeux, ou bien à des mouvements du regard (i.e. yeux + tête). Cependant, cette deuxième hypothèse nous semble moins probable que la première pour les raisons évoquées dans la discussion du 1er article : les instructions données aux sujets (se tenir debout immobile) associées à une absence de déplacement significatif du CPP dans le plan frontal, et minime en valeur dans le plan sagittal. En ce qui concerne la posture, il faut souligner que les mouvements enregistrés sont ceux du Centre des Pressions Plantaires et non ceux des segments corporels. Toutefois, chez des sujets sains en stratégie de cheville, selon une étude de Fransson et al. (2007b), les données issues des enregistrements stabilométriques de sujets jeunes et sains correspondent aux mouvements réels des segments corporels sus-jacents, y compris la tête. De plus, des modifications des paramètres oculomoteurs secondaires aux changements posturaux (mouvements éventuels de la tête) nous semblent peu probables car ces derniers ne permettraient pas d'expliquer la spécificité des effets des stimulations sur les mouvements de vergence uniquement, ni leurs différences en fonction de la localisation de la stimulation plantaire et de la présence ou non d'Inefficience des Afférences Plantaires (Etude 2). Enfin, comme indiqué précédemment, nous n'avons pas identifié de corrélation entre les variations posturales et oculomotrices.

Pour l'Etude 2 on peut reprocher une faiblesse méthodologique dans l'utilisation de la plateforme de forces pour la mise en évidence de l'Inefficience des Afférences Plantaires : nous n'avons réalisé qu'un enregistrement stabilométrique de 51.2 secondes sur dur et sur mousse pour calculer le Quotient Plantaire. Or Pinsault et Vuillerme (2008) recommandent 3 enregistrements de 30 secondes pour assurer une excellente répétabilité des mesures. Cependant, selon ces mêmes auteurs, 30 secondes d'enregistrement est un minimum pour obtenir une fiabilité satisfaisante. De plus, nous avons corrigé cette imperfection dans les études suivantes (Etudes 3 et 5) en appliquant les recommandations de Pinsault et Vuillerme, et les résultats obtenus corroborent ceux de l'Etude 2.

Pour les Etudes 2 à 5, on peut également reprocher au Quotient Plantaire d'être un test comportemental global qui ne permet pas de mettre en évidence directement une modification du fonctionnement de l'extéroception plantaire, mais simplement les conséquences de la manipulation d'une entrée du système postural. Une telle objectivation aurait nécessité des moyens techniques dont nous ne disposions pas et qui auraient été trop invasifs dans le cadre de notre travail. De plus, partant de la littérature existante sur l'évaluation du degré d'utilisation des afférences plantaires (Dujols 1991, Nouhet et Villeneuve 1996, Di Berardino et al. 2009, Fujimoto et al. 2009, 2012, Preszner-Domjan et al. 2012, Okumura et al. 2015), la méthode du Quotient Plantaire présente l'avantage d'être objective et bien référencée. Nous avons donc préféré utiliser cette méthode, partant sur l'hypothèse de variation du degré d'utilisation des afférences plantaires, plutôt que de la notion d'Epine Irritative d'Appui Plantaire, qui reste pour l'instant basée sur l'empirisme clinique et n'a pas encore fait l'objet de publications internationales indexées. Leporck et Villeneuve (1996) et Nouet et Villeneuve (1996) proposaient également l'utilisation du Quotient Plantaire pour mettre en évidence les Epines Irritatives d'Appui Plantaire. Mais la méthode communément employée (notamment par Janin 2015) repose sur l'observation par le clinicien des variations d'un test clinique de mobilité rachidienne (l'Epreuve Posturo-Dynamique – Villeneuve 1995, Journot et Villeneuve 1996) lors de l'interposition de mousse. Or les résultats de ce test dépendent de l'appréciation du clinicien, et si quelques études cliniques suggèrent une bonne reproductibilité inter- et surtout intra-praticiens (Lemaire et al. 2002, Dubuis et Millien 2002, Weber et al. 2002), sa validité n'a pas encore été établie. En plus d'être objective, la méthode du Quotient Plantaire est également beaucoup plus fine que la méthode clinique car son échelle varie d'environ 30 pour les Quotients Plantaires les plus bas, à plus de 300 pour les plus hauts. Que l'on utilise le seuil de 100 pour définir la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires ou non, le Quotient Plantaire permet de donner une appréciation progressive de l'efficience extéroceptive plantaire. L'Epreuve Posturo-Dynamique quant à elle, propose une variation allant de 0 à 8 dysfonctions, ce qui, en cas de faible différence du résultat entre le test réalisé sur sol dur et celui réalisé sur mousse (amélioration de la mobilité par diminution d'une ou 2 dysfonctions seulement), augmente le risque d'erreur de diagnostic.

La population des études 3 à 5 était la même, or il est notable que les sujets affectés par l'Inefficience des Afférences Plantaires ne sont pas toujours les mêmes. Deux explications pourraient éclairer cette observation. Cela pourrait résulter d'un biais de mesure : le Quotient Plantaire ne serait pas un outil de mesure fiable de la qualité d'utilisation des afférences

plantaires. Cela semble peu probable étant donné que, pour ces trois expériences, nous avions respecté les recommandations de Pinsault et Vuillerme (2008) pour maximiser la reproductibilité des enregistrements stabilométriques. De plus, la proportion des sujets IAP reste sensiblement la même d'une étude à l'autre (en moyenne 41 ± 3% sur les études 2 à 5), et il n'y a pas de différence significative entre les Quotients Plantaires des 3 expériences impliquant la même population (i.e. les études 3, 4 et 5) ($X^2_{(2,48)} = 0.42$, $p = .979$). Enfin, l'utilisation de la méthode du Quotient Plantaire a abouti à un ensemble de résultats cohérents (Etudes 2 à 5) permettant de mettre en évidence des différences inter-individuelles qui passeraient inaperçues en considérant uniquement l'ensemble de la population (notamment en raison de différences en sens inverse des sous groupes, comme pour la variation du Quotient Plantaire Yeux Fermés ou à 200cm – Etude 3). En effet, sur l'ensemble de la population, pour chacune des études, il n'y a pas de différence significative ($p > 0.05$) entre les Surfaces d'oscillation du CPP sur sol dur et sur mousse Dépron® (et que ce soit en vision de près ou de loin pour les études 3, 4 et 5).

L'autre explication, en accord avec les conclusions de l'Etude 3, serait que l'Inefficience des Afférences Plantaires ne constitue pas un état stationnaire relevant de lésions organiques, mais résulte plutôt d'un processus dysfonctionnel dynamique avec des variations au cours du temps pour un même individu. Les flux sensoriels issus des différentes entrées du système postural fluctuent à chaque intant en fonction des activités posturo-cinétiques (Blanchard et al. 2013). Il semble donc cohérent que la répartition des pressions plantaires, et donc la qualité des messages émis par les récepteurs de la sole plantaire, change régulièrement au gré des oscillations posturales. C'est également ce que l'expérience clinique suggère : on observe aussi bien des hyper-pressions que des hypo-pressions sous la 1ère tête métatarsienne des patients qui présentent un Quotient Plantaire inférieur à 100, avec souvent des modifications d'une consultation à l'autre. L'instabilité qui caractérise les pieds valgus (Angin et al. 2013), avec des alternances de phases d'excès de pronation et d'excès de supination, pourrait expliquer ces résultats.

On peut aussi légitimement se demander si l'action de la mousse implique uniquement l'extéroception plantaire ou si elle met en jeu la proprioception des muscles intrinsèques et/ou extrinsèques du pied. Une action ciblée sur l'extéroception plantaire est très probable en raison de sa finesse (6mm pour le Dépron®, 3 pour le Dynachoc® dans l'Etude 3), mais reste hypothétique. En effet, nous n'avions pas les moyens de mesurer de manière objective si les afférences cutanées étaient recrutées seules ou si la proprioception était engagée. Toutefois,

les expériences de Chiang et Wu (Chiang et Wu 1997, Wu et Chiang 1996, 1997) utilisant une mousse plus épaisse que la notre (2.5cm d'épaisseur) ont objectivé par électromyographie que ses effets concernaient des boucles longues à départ cutané (voir Première Partie, chapitre II. 2.1.4 Interposition de mousse). De plus, l'hypothèse de mise en jeu de la modalité proprioceptive supposerait que la mousse engendre une instabilité suffisante pour étirer les fuseaux neuro-musculaires. Or, comme indiqué plus haut, les résultats sur l'ensemble de la population n'ont pas permis de mettre en évidence une instabilité (augmentation de la Surface) entre les conditions Dépron® et sol dur (Etudes 2, 3, 4, 5 : $p > 0.05$). Une action spécifique sur la sensibilité tactile plantaire nous semble donc beaucoup plus probable.

De la même manière, il n'y a pas d'objectivation directe d'une action uniquement extéroceptive d'inserts plantaires de 3mm d'épaisseur. Cependant, compte tenu de l'épaisseur de la peau plantaire (3 à 4mm – Marieb 1999, dont 0.8 à 1.3mm pour l'épiderme – Strzalkowski et al. 2015a) et de l'aponévrose plantaire (2 à 5mm – Abul et al. 2015), il semble raisonnable de considérer que la déformation engendrée par un relief de 3mm soit absorbée par le tissu cutané et sous-cutané et ne soit pas suffisante pour étirer les muscles intrinsèques ou extrinsèques du pied, et donc engager la proprioception. Cependant, comme discuté précédemment (Première Partie, chapitre II.1.1. Mécanorécepteurs), les modalités extéroceptive et proprioceptive sont fonctionnellement étroitement liées. L'intérêt de connaître avec certitude les afférences concernées semble donc limité, du moins au plan clinique.

Une autre limite, concernant toutes les études, est la méthode de mise en place des inserts plantaires. Nous pensons que notre méthode de marquage avec la Bétadine® (détaillée dans l'Etude 1) a permis un positionnement précis des inserts, tout en étant rapide et peu invasive, mais elle présente toutefois un double inconvénient. Premièrement, cette méthode manuelle implique de commencer par un pied, puis l'autre. Par conséquent, l'une des deux stimulations sera appliquée une à deux secondes avant l'autre et produira ses effets plus tôt et pendant plus longtemps. Il est donc possible que cela induise des effets posturaux. Pour remédier à ce problème nous avions alterné l'ordre dans lequel nous placions les stimulations (pied gauche ou droit en 1er) et moyenné les résultats des enregistrements. L'autre inconvénient, plus regrettable, est que cela empêche d'enregistrer les tous premiers instants qui font suite à la stimulation des afférences plantaires. Il aurait fallu pour cela un système sur-mesure de plateforme avec une commande informatisée à distance de surélévation des zones plantaires voulues, mais nous ne disposions pas d'un tel matériel. Cela nous aurait

également permis de synchroniser le début des enregistrements posturaux et des mouvements des yeux (Etude 1) ou de l'estimation de la Verticale Visuelle Subjective (Etude 5), synchronisation qui fait défaut dans ce travail et nous a également empêché d'étudier le décours temporel des effets des stimulations plantaires.

Enfin, dans l'Etude 5, nous avions choisi comme stimulation unilatérale l'Elément Médio-Externe car des résultats secondaires (non publiés) de la 1ère étude suggéraient une action latéralisante plus importante de l'Elément Médio-Externe que de l'Elément Médio-Interne. Or les résultats ont montré que l'effet E ne semble pas impliqué puisqu'on obtient une modification sur l'erreur de la Verticale Visuelle Subjective, mais pas d'effet sur la position moyenne en X du CPP. L'Elément Médio-Externe étant une stimulation pronatrice, donc pouvant potentiellement augmenter la cause de l'Inefficience des Afférences Plantaires, nous aurions peut-être pu obtenir des résultats plus importants en X avec un Elément Médio-Interne unilatéral, comme l'avaient montré Janin et Dupui (2009) sur une population de gymnastes. Il est également possible que l'Elément Médio-Externe ait eu un effet latéralisant sur une partie seulement de la durée de l'expérimentation, d'où une absence de résultat significatif sur l'ensemble. Une analyse du décours temporel des effets des stimulations plantaires serait donc souhaitable, que ce soit sur la position moyenne du CPP, sur le contrôle postural et sur l'estimation de la Verticale Visuelle Subjective.

Au plan théorique, les études réalisées au cours de cette thèse apportent donc de premiers éléments en faveur d'une influence directe des afférences plantaires sur le contrôle oculomoteur. La vergence et la proprioception des muslces extra-oculaires semblent particulièrement impliqués dans les interactions visuo-podales abordées ici. Cette utilisation synergique des afférences extéroceptives plantaires, visuelles et de la proprioception oculaire amène aussi une première confirmation à la proposition du groupe de Roll (Roll et Roll 1987a et b, 1988, Gilhodes et al. 1996, Kavounoudias et al. 1999a) selon laquelle des informations congruentes provenant des récepteurs somesthésiques de l'ensemble du corps (des pieds aux yeux) sont nécessaires au contrôle postural, et participent au transport rétinien.

Ces premiers résultats corroborent également de précédents travaux (notamment Hollands et al. 1995, 1996, 2001, 2004, et voir Première Partie, chapitre III.1) suggérant une synergie fonctionnelle entre les muscles extrinsèques plantaires et oculomoteurs. Ils invitent donc à développer une approche intégrative de l'oculomotricité, tenant compte de l'ensemble de la posture et en particulier des informations provenant de la plante des pieds.

III – PERSPECTIVES

Les perspectives découlent directement des limites évoquées précédemment. Ce travail de thèse a apporté de premières preuves que la manipulation de l'extéroception plantaire à l'aide d'inserts plantaires fins engendre des effets posturaux et oculomoteurs. On doit à Bourdiol (1980) l'idée d'utiliser des inserts plantaires fins pour stimuler des zones plantaires spécifiques et induire des modifications posturales. Cette théorie a été reprise et son usage clinique largement développé par la suite par Villeneuve (1996) ; mais avant cette thèse, elle n'avait jamais fait l'objet de démonstrations objectives et de publications internationales. En résumé, nos différentes expériences ont établi que de telles stimulations permettaient d'améliorer le contrôle postural orthostatique de jeunes sujets sains en fixation à 40 et 200cm (Etudes 3 et 4), lors de mouvements oculaires (saccades et vergence – Etude 1) et lors de l'estimation de la Verticale Visuelle Subjective, pendant 3 minutes, principalement de loin (200cm – Etude 5).

Les perspectives cliniques sont nombreuses eu égard aux corrélations établies entre les déséquilibres posturaux et de nombreux symptômes non spécifiques (i.e. sans rapport avec une pathologie rhumatismale ou neurologique avérée) : cervicalgies (e.g. Ruhe et al. 2011a), lombalgies (Lapossy et al. 1995, Alexander et LaPier 1998, Ruhe et al. 2011b, Mok et al. 2004, Hagen et al. 2006, Missaoui et al. 2008, Matheron & Kapoula 2011), gonalgies (Hirata et al. 2012, 2013), céphalées de tension (Giacomini et al. 2004), fibromylagie (McCabe et al. 2007, Ferrari 2012), vertiges (Severac et al. 1993), voire dyslexie de développement (Kapoula et Bucci 2007, Pozzo et al. 2006). L'utilisation de stimulations plantaires fines pourrait donc être un moyen simple, peu onéreux, non invasif et peu contraignant d'améliorer le contrôle postural si leurs effets se voyaient confirmés sur le long terme. Associé au diagnostic précoce et à la neutralisation de l'Inefficience des Afférences Plantaires, cette technique pourrait avoir un intérêt préventif majeur, sous réserve toutefois de démontrer des conséquences néfastes de l'Inefficience des Afférences Plantaires sur le long terme, ce qui reste à faire. Sur le plan curatif, cela invite également à développer des recherches pour évaluer l'effet de stimulations plantaires fines sur différents symptômes ou pathologies, ce qui avait déjà été suggéré par Villeneuve et al. (2011) en ce qui concerne la Lombalgie Chronique Non Spécifique. De même, il serait intéressant d'approfondir les résultats de l'Etude 5 par une évaluation de la

Verticale Visuelle Subjective et des symptômes chez des sujets scoliotiques avec ou sans stimulations plantaires.

En effet, dans le cadre de ce champ de recherche novateur, nous avons commencé par décrire la physiologie observée chez des sujets jeunes et sains. En plus des comportements physiologiques mis en évidence, nous avons objectivé des effets liés à la situation dysfonctionnelle de l'Inefficience des Afférences Plantaires. Ces résultats mériteraient d'être complétés par des études portant sur d'autres populations, atteintes de pathologies ou symptômes relevant de dysfonctions (Douleurs Chroniques Non Spécifiques) ainsi que chez des patients atteints de troubles oculomoteurs (hétérophories, strabisme, etc.). Si l'effet immédiat et potentiellement préventif des stimulations plantaires fines a été établi, leur action sur le long terme reste à préciser. Leur effet en fonction de l'âge des sujets devrait également être étudié, l'âge influençant l'importance de la pronation du pied (Redmond et al. 2008), et donc certainement, la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires. La pronation étant plus importante chez les enfants et les personnes âgées, on peut donc s'attendre à ce que ces populations soient davantage affectées par l'Inefficience des Afférences Plantaires. Elles seraient donc potentiellement moins sensibles aux stimulations plantaires et pourraient faire preuve de moins bonnes capacités posturales et/ou oculomotrices que des sujets du même âge avec un Quotient Plantaire normal. En outre, il est connu que la qualité de l'extéroception plantaire (particulièrement les FA) diminue avec l'âge (Wells et al. 2003, Perry 2006), ce qui pourrait également résulter en de moindres effets des stimulations plantaires dans cette population. Toutefois, une récente étude clinique multicentrique a donné des résultats encourageants : elle a montré que des semelles posturales personnalisées permettaient d'améliorer significativement la stratégie d'équilibration ainsi que différents paramètres de mobilité et d'équilibre chez sujets âgées de plus de 65 ans comparé à un groupe non traité (Foisy et al. 2016).

Il faut également souligner le fait que, dans le contexte expérimental de notre travail, tous les sujets avaient les mêmes inserts plantaires (les conditions expérimentales choisies). Il est probable que le choix de stimulations personnalisées à chaque sujet après un examen postural complet, comme c'est le cas en clinique (Villeneuve et Villeneuve-Parpay 1991, Foisy 2015), permette d'obtenir des effets plus importants sur le contrôle postural et/ou oculomoteur. C'est ce que suggère la comparaison de plusieurs études : Hertel et al. (2001) et Percy et Menz (2001) n'ont pas observé d'amélioration du contrôle postural avec des semelles non personnalisées dans une population souffrant de séquelles d'entorses de cheville, alors

que Guskiewicz et al. (1996) et Orteza et al. (1992) avaient enregistré une amélioration de la stabilité et une diminution de la douleur dans une population similaire avec une correction personnalisée.

Plusieurs aspects méthodologiques pourraient être améliorés à l'avenir afin de confirmer et d'approfondir ces premières observations. Analyser les effets de la manipulation des afférences cutanées plantaires de différentes zones sur les différents segments corporels, l'activité musculaire et les mouvements des yeux à l'aide d'un système EMG couplé à une analyse opto-électronique du mouvement et a un oculomètre synchronisés permettrait de mettre en évidence les synergies musculaires en jeu. Cela rendrait également possible la différenciation objective des mouvements des yeux et de la tête ainsi que l'analyse du décours temporel des effets des stimulations plantaires. De telles expériences pourraient ainsi clarifier et compléter les résultats de l'Etude 1 qui ne mettent pas clairement en évidence les synergies musculaires décrites par Roll et Roll (1987, 1988).

Pour l'instant, nous nous sommes concentrés sur l'étude du contrôle postural et oculomoteur en orthostatisme, et il serait intéressant de compléter ces premiers résultats par des travaux impliquant d'autres paradigmes écologiques : autres mouvements des yeux (poursuites notamment), marche, etc. Yi et Park (2009) avaient montré que les indices somatosensoriels jouent un rôle plus important lors de réactions à une perturbation posturale ; on peut donc s'attendre à observer davantage d'effets des stimulations plantaires fines et/ou de l'Inefficience des Afférences Plantaires lors de la marche ou de modifications brusques de la base de support (translation / rotation…). En ce qui concerne la marche, certaines études suggèrent que des inserts plantaires fins puissent avoir des effets sur le contrôle locomoteur. Stacoff et al. (2007) ont mis en évidence une réduction de l'éversion chez des sujets sains avec pieds valgus lors du port de semelles posturales. Neto et al. (2014), avaient montré une augmentation de la vitesse et de la cadence de marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale avec de telles semelles. Au sujet du contrôle oculomoteur, les résultats de Crowdy et al. (2000, 2002) n'avaient pas permis d'objectiver une influence des centres de contrôle locomoteurs sur les centres oculomoteurs, alors que l'inverse était vrai. Cependant, leurs études portaient sur des mouvements de saccades oculaires chez des patients déficients cérébelleux, et la stimulation des centres de contrôle locomoteurs se faisait par des entraînements à la marche. Ces résultats, confrontés aux nôtres, appellent donc des études de la marche portant sur d'autres types de mouvements oculaires (vergence notamment), chez

des sujets sains, avec une stimulation spécifique de l'extéroception plantaire et la prise en compte de la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires.

Concernant l'Inefficience des Afférences Plantaires, les Etudes 2 à 5 de cette thèse donnent des résultats concordants qui invitent à considérer l'Inefficience des Afférences Plantaires comme un processus assimilable à une nociception non consciente empêchant la situation normale d'utilisation synergique des afférences plantaires et visuo-oculomotrices. En effet, pour résumer, la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires est corrélée à une instabilité posturale lorsque les sujets fixent une cible à 40cm et à 90cm, sur sol dur uniquement, alors que sur mousse, les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires sont plus stables que les Sujets au Quotient Plantaire Normal (Etudes 2 et 3). Les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires sont également moins sensibles aux stimulations plantaires mécaniques fines : il n'y a plus d'effet retrouvé sur le contrôle postural ni oculomoteur (Etudes 2, 4 et 5), et beaucoup moins sur la position du CPP (Etudes 2 et 4). Ces sujets présentent un Quotient de Romberg statistiquement plus bas de près (40cm) que les Sujets au Quotient Plantaire Normal, et ainsi sont victimes d'une asynergie visuo-podale, i.e. un découplage de l'utilisation synergique des afférences extéroceptives plantaires et visuelles pour le contrôle de la posture (Etude 3). Les Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires présentent également une augmentation de l'esophorie de loin avec l'Elément Médio-Externe bilatéral contrairement aux Sujets au Quotient Plantaire Normal (Etude 4). Enfin, la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires empêche les sujets atteints de bénéficier de la diminution de l'erreur vers la gauche de la Verticale Visuelle Subjective (de près) avec la stimulation médio-plantaire externe droite (Etude 5). Cependant, comme indiqué au chapitre Limites, la méthode du Quotient Plantaire reste un test comportemental global qui peut recouvrir des phénomènes physiopathologiques divers. En particulier, cette méthode ne permet pas de connaître de manière certaine les récepteurs impliqués. L'ensemble de ces résultats invite donc à conduire d'autres études visant à objectiver les processus neurologiques en jeu en présence d'Inefficience des Afférences Plantaires : types de récepteurs, voies et zones d'intégration en jeu.

La physiopathologie de l'Inefficience des Afférences Plantaires (décrite dans l'Etude 2) permet d'expliquer les résultats observés dans les Etudes 2 à 5, mais reste hypothétique, déduite à partir d'autres travaux. Dans sa thèse, Janin (2009b) avait proposé que l'Inefficience des Afférences Plantaires puisse être corrélée à une augmentation de la pronation du pied, estimée par un test clinique – le Foot Posture Index (Redmond et al. 2006). Il est connu

qu'une telle augmentation de la pronation résulte en une modification des pressions plantaires d'avant-pied, avec une augmentation des contraintes sur les rayons internes (Sánchez-Rodríguez et al. 2012). Cependant, cela n'a jamais été recherché directement en association avec la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires. Une telle recherche, associant l'évaluation objective de la posture du pied (analyse vidéo), de la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires (méthode du Quotient Plantaire), des pressions plantaires (baropodométrie électronique) et des éventuelles modifications neurologiques (EMG, VCN, microneurographie, IRMf) serait appréciable pour compléter ces lacunes. En particulier, cela permettrait de tester l'hypothèse évoquée au chapitre Limites, selon laquelle l'Inefficience des Afférences Plantaires relève d'un processus dynamique, avec une répartition des pressions plantaires et une décharge des récepteurs plantaires qui varient au cours du temps.

Enfin, d'un point de vue clinique, si la méthode du Quotient Plantaire a l'avantage d'être objective, peu invasive et rapide à mettre en œuvre, elle présente l'inconvénient de nécessiter une plateforme de forces, dont l'usage est malheureusement encore rare chez les cliniciens. Il serait donc souhaitable de mener des études de validation de tests cliniques afin de savoir si certains d'entre eux (Epreuve Posturo-Dynamique par exemple) donnent des résultats diagnostics comparables à la méthode du Quotient Plantaire. C'est ce que suggère une étude récente de Janin (2015), qui a utilisé la méthode clinique de diagnostic des Epines Irritatives d'Appui Plantaire et aboutit à des conclusions similaires aux nôtres en ce qui concerne l'influence de l'Inefficience des Afférences Plantaires sur le contrôle postural (Etude 2).

Au plan thérapeutique, la mousse principalement utilisée dans les études de cette thèse est le Dépron®, qui, s'il peut facilement être utilisé d'un point de vue diagnostic, a l'inconvénient de ne pas être un matériau adapté à la fabrication de semelles posturales, contrairement au Dynachoc®. D'autres études évaluant l'effet de différents types de mousses utilisables en podologie seraient donc nécessaires pour optimiser les choix orthétiques. Dans la même logique, dans un cadre expérimental ou diagnostic, la recherche d'Inefficience des Afférences Plantaires se fait par interposition d'une couche de mousse sous l'ensemble des deux pieds des sujets. D'un point de vue thérapeutique pratique, il serait préférable de pouvoir inclure des zones de mousse à des endroits ciblés des semelles, correspondant aux zones à l'origine des signaux perturbateurs. A l'heure actuelle, la plupart des cliniciens considèrent que la présence d'une douleur ressentie à la palpation de certaines zones plantaires – en l'absence de douleur spontanée – permet de localiser ces zones (Leporck et Villeneuve 1996).

Cependant, aucune étude n'a mis en évidence de corrélation entre ces zones douloureuses (le plus souvent les têtes métatarsiennes, notamment la 1ère) et la présence d'Epines Irritatives d'Appui Plantaire / d'Inefficience des Afférences Plantaires (Nouhet 1997), ou de modifications de pressions plantaires ; il faudrait donc préciser ce point essentiel pour la clinique.

De même, dans une étude (clinique non randomisée), Janin (2002) avait conclu que l'utilisation d'inserts rétrocapitaux (i.e. situés en arrière des têtes métatarsiennes) de 3mm d'épaisseur permettait une diminution plus importante des pics de pressions de l'avant-pied que l'utilisation d'une mousse sous capitale. Ces résultats, obtenus chez de jeunes sujets athlétiques, sont surprenants car ils sont en contradiction avec les nôtres : nous avons montré que la Barre Antérieure (de 3mm) ne permettait pas de supprimer l'asynergie visuo-podale contrairement à la mousse (Etude 3), et induisait une avancée du CPP (Etude 4). Par conséquent, bien que nous ne l'ayons pas mesurée, elle induit sans doute une augmentation des pressions d'avant-pied. Ce dernier résultat (avancée du CPP en Y) est également contraire aux conclusions de Janin (2003), qui dans une autre étude clinique (randomisée cette fois, mais utilisant des tests cliniques dynamiques - subjectifs) avait conclu que des Barres Antérieures de 3mm avaient une action postériorisante sur la posture. D'autres études seraient donc utiles pour clarifier l'effet de Barres Antérieures de différentes hauteurs sur les pressions plantaires, la position du CPP et des différents segments corporels. Ce point présente une importance clinique considérable étant donné le caractère pathogène bien établi de l'antériorisation de la posture. Andersson et al. (1977) avaient montré qu'elle s'associait à une augmentation de la pression intradiscale, et Okada (1970) avait mis en évidence sa corrélation avec une augmentation de l'activité musculaire des érecteurs du rachis et des triceps suraux. Cette dernière est corrélée à la présence de lombalgie (Kuriyama et Ito 2005).

Une étude de Fallon et Morgan (2005) a démontré que la détection tactile chez l'être humain met en jeu un phénomène de résonance stochastique ajustable, c'est-à-dire dans lequel l'importance du bruit ajouté à une entrée doit être adapté à une fréquence appropriée de stimuli (i.e. des oscillations en rapport avec la tâche) pour améliorer la sensibilité du système à ces fréquences particulières d'oscillations. Celui-ci produit alors des réponses optimisées pour une gamme étroite de fréquences oscillatoires. Les résultats de l'étude suggèrent qu'en raison du caractère ajustable de la résonance stochastique des récepteurs cutanés (ou des circuits en jeu), l'effet de stimulations infra-liminaires (le bruit) dépend de la situation rencontrée. Les auteurs avaient utilisé comme bruit des stimuli mécaniques de type vibratoire, mais on peut supposer que des phénomènes semblables soient à l'œuvre pour des stimulations

mécaniques par inserts plantaires. Il est donc possible qu'en fonction de la tâche demandée, des effets différents soient obtenus pour des inserts de même épaisseur. En effet, il est connu que le type de tâche d'une part (fréquence du mouvement, difficulté, niveau d'attention requis) et l'activité motrice en elle-même d'autre part (via la production de copies d'efférences) modulent l'utilisation des afférences, notamment somesthésiques (voir Saradjian 2015 pour revue). Par exemple, l'étude de Chapman et Meftah (2005) a montré que les mouvements actifs de flexion-extension au niveau du membre supérieur induisent une augmentation du seuil de détection d'un stimulus tactile. Cela pourrait donc expliquer les résultats opposés sur l'action d'antériorisation ou de postériorisation de la posture obtenus dans l'Etude 4 en orthostatisme et dans l'étude de Janin (2003) lorsque le sujet devait se pencher en avant.

Suivant les conclusions de Fallon et Morgan (2005), il est également possible qu'en orthostatisme les effets d'inserts plantaires de mêmes hauteurs soient différents en fonction de la fréquence des oscillations de chaque individu. L'important semble donc d'utiliser un bruit qui corresponde au seuil des récepteurs et non au seuil de perception conscient (les deux n'étant pas corrélés en ce qui concerne les SA – Strzalkowski et al. 2015b). Sur le plan clinique, cela impliquerait donc de proposer des hauteurs d'inserts plantaires antérieurs, postérieurs, internes et/ou externes adaptées à chaque patient en fonction de la fréquence de ses oscillations antéro-postérieures et médio-latérales, et en fonction des situations qu'il rencontre le plus souvent. De même, en cas d'Inefficience des Afférences Plantaires, si la physiopathologie proposée par Janin (2009) est exacte, c'est-à-dire s'il y a un phénomène d'allodynie au niveau des récepteurs cutanés impliqués, on peut s'attendre à ce que les réponses des Sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires ou des Sujets au Quotient Plantaire Normal soient différentes en fonction de l'épaisseur des inserts plantaires. En d'autres termes, les différences de réponses entre les deux groupes que nous avons objectivées pour des inserts de 3mm d'épaisseur seraient peut être d'une autre nature pour des épaisseurs différentes. Des études seraient nécessaires pour tester ces hypothèses.

CONCLUSION

En conclusion, ce travail de thèse permet de mieux appréhender la physiologie de la sensibilité plantaire et son rôle dans le contrôle postural et oculomoteur. Les cinq expériences qu'elle comporte concordent pour montrer que des inserts plantaires fins ont un effet significatif sur le contrôle postural qui diffère en fonction de la zone plantaire stimulée. Des modifications antéro-postérieures ont également été observées, ainsi qu'un effet sur la qualité de l'intégration des afférences visuelles et un effet de la proximité sur la qualité de la stabilité. En ce qui concerne l'oculomotricité, ces recherches ont montré pour la première fois une influence de l'extéroception plantaire sur certains paramètres oculomoteurs : modification de l'amplitude des phases de vergence, des phories et de la perception de la verticale.

Ces expériences objectivent également une situation d'Inefficience des Afférences Plantaires (IAP), qui semble en rapport avec un dysfonctionnement des récepteurs plantaires et avec la notion clinique d'Epine Irritative d'Appui Plantaire. Même non symptomatique, l'IAP induit une diminution de la qualité du contrôle postural et nuit à l'intégration des afférences plantaires des sujets porteurs. Ces études confirment l'interaction physiologique des afférences plantaires et visuelles uniquement en l'absence d'IAP et en vision de près, suggérant un rôle clé de la vergence. L'IAP pourrait également rendre compte de la variabilité inter-individuelle lors d'autres expériences sur des sujets debout.

Ces résultats doivent attirer l'attention des cliniciens sur les conséquences de la stimulation de la peau plantaire, même avec des reliefs dont l'épaisseur pourrait sembler négligeable, et les inciter à les choisir avec attention. Les thérapeutes qui utilisent des semelles devraient commencer par rechercher la présence d'Inefficience des Afférences Plantaires et être prudents dans le choix de la localisation des inserts qu'ils appliquent. Il est souhaitable de préférer les stimulations internes, qui tendent à diminuer les effets de l'Inefficience des Afférences Plantaires et améliorent davantage le contrôle postural que les stimulations externes. Il semble également préférable d'éviter les Barres Antérieures de 3mm, qui antériorisent la posture et laissent perdurer l'asynergie visuo-podale.

S'ils souhaitent évaluer leurs patients dans un contexte plus écologique et plus exigeant, les thérapeutes concernés par les mouvements des yeux devraient également les examiner debout et tenir compte de l'influence de l'ensemble de la posture et de l'Inefficience des Afférences Plantaires sur les capacités de vergence. Ces résultats invitent donc chercheurs et cliniciens à développer une vision systémique, intégrative, globale du fonctionnement humain, et à coordonner la prise en charge des patients entre les différents thérapeutes.

BIBLIOGRAPHIE

Abraham, N. G., Srinivasan, K., & Thomas, J. (2015). Normative data for near point of convergence, accommodation, and phoria. *Oman journal of ophthalmology*, *8*(1), 14‑8.

Abraira, V. E., & Ginty, D. D. (2013). The sensory neurons of touch. *Neuron*, *79*(4), 618‑39.

Abul, K., Ozer, D., Sakizlioglu, S. S., Buyuk, A. F., & Kaygusuz, M. A. (2015). Detection of normal plantar fascia thickness in adults via the ultrasonographic method. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *105*(1), 8‑13.

Adamcova, N., & Hlavacka, F. (2007). Modification of human postural responses to soleus muscle vibration by rotation of visual scene. *Gait & posture*, *25*(1), 99‑105.

Aimonetti, J.-M., Hospod, V., Roll, J.-P., & Ribot-Ciscar, E. (2007). Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. *The Journal of physiology*, *580*(Pt. 2), 649‑58.

Aimonetti, J.-M., Roll, J.-P., Hospod, V., & Ribot-Ciscar, E. (2012). Ankle joint movements are encoded by both cutaneous and muscle afferents in humans. *Experimental brain research*, *221*(2), 167‑76.

Akin, F. W., Murnane, O. D., Pearson, A., Byrd, S., & Kelly, K. J. (2011). Normative data for the subjective visual vertical test during centrifugation. *Journal of the American Academy of Audiology*, *22*(7), 460‑8.

Alahmari, K. A., Marchetti, G. F., Sparto, P. J., Furman, J. M., & Whitney, S. L. (2014). Estimating postural control with the balance rehabilitation unit: measurement consistency, accuracy, validity, and comparison with dynamic posturography. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *95*(1), 65‑73.

Alessandrini, M., Lanciani, R., Bruno, E., Napolitano, B., & Di Girolamo, S. (2006). Posturography frequency analysis of sound-evoked body sway in normal subjects. *European archives of oto-rhino-laryngology : 263*(3), 248‑52.

Ali, A. S., Rowen, K. A., & Iles, J. F. (2003). Vestibular actions on back and lower limb muscles during postural tasks in man. *The Journal of physiology*, *546*(Pt 2), 615‑24.

Allum, J. H. J., Zamani, F., Adkin, A. L., & Ernst, A. (2002). Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest ankle-sway-referenced support surface. *Gait & posture*, *16*(3), 264‑70.

Amblar, B., & Carblanc, C. (1978). Rôle des informations fovéales et périphériques dans le maintien de l’équilibre postural chez l’homme. Agressologie, .

Amblard, B., Assaiante, C., Fabre, J. C., Mouchnino, L., & Massion, J. (1997). Voluntary head stabilization in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed

in weightlessness. *Experimental brain research*, *114*(2), 214‑25.

Amblard, B., Crémieux, J., Marchand, A. R., & Carblanc, A. (1985). Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Experimental brain research*, *61*(1), 21‑37.

Aminian, G., Safaeepour, Z., Farhoodi, M., Pezeshk, A. F., Saeedi, H., & Majddoleslam, B. (2013). The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthetics and orthotics international*, *37*(3), 227‑32.

Amos, F.J., Rutstein, R.P. (1987). Vertical deviation. In: Amos FJ, ed. Diagnosis and management in vision care. Amsterdam, New-York: Oxford: Butterworths. Pp 515–583.

Anand, V., Buckley, J. G., Scally, A., & Elliott, D. B. (2003). Postural stability changes in the elderly with cataract simulation and refractive blur. *Investigative ophthalmology & visual science*, *44*(11), 4670‑5.

Anand, V., Buckley, J., Scally, A., & Elliott, D. B. (2002). The effect of refractive blur on postural stability. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, *22*(6), 528‑34.

Anastasopoulos, D., Naushahi, J., Sklavos, S., & Bronstein, A. M. (2015). Fast gaze reorientations by combined movements of the eye, head, trunk and lower extremities. *Experimental brain research*, *233*(5), 1639‑50.

Anastasopoulos, D., Ziavra, N., Hollands, M., & Bronstein, A. (2009). Gaze displacement and inter-segmental coordination during large whole body voluntary rotations. *Experimental brain research*, *193*(3), 323‑36.

Andersen, O. K. (2007). Studies of the organization of the human nociceptive withdrawal reflex. Focus on sensory convergence and stimulation site dependency. *Acta physiologica (Oxford, England)*, *189 Suppl 654*, 1‑35.

Andersen, O. K., Sonnenborg, F. A., & Arendt-Nielsen, L. (1999). Modular organization of human leg withdrawal reflexes elicited by electrical stimulation of the foot sole. *Muscle & nerve*, *22*(11), 1520‑30.

Andersen, O. K., Sonnenborg, F. A., & Arendt-Nielsen, L. (2001). Reflex receptive fields for human withdrawal reflexes elicited by non-painful and painful electrical stimulation of the foot sole. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *112*(4), 641‑9.

Andersson, G. B., Ortengren, R., & Nachemson, A. (1977). Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clinical orthopaedics and related research*, (129), 156‑64.

Angın, S., Ilçin, N., Yeşilyaprak, S. S., & Simşek, I. E. (2013). Prediction of postural sway velocity by foot posture index, foot size and plantar pressure values in unilateral stance.

Eklem hastaliklari ve cerrahisi = Joint diseases & related surgery, *24*(3), 144‑8.

Aniss, A. M., Diener, H. C., Hore, J., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1990). Reflex activation of muscle spindles in human pretibial muscles during standing. *Journal of neurophysiology*, *64*(2), 671‑9.

Aniss, A. M., Diener, H. C., Hore, J., Gandevia, S. C., & Burke, D. (1990). Behavior of human muscle receptors when reliant on proprioceptive feedback during standing. *Journal of neurophysiology*, *64*(2), 661‑70.

Annino, G., Palazzo, F., Lebone, P., Caronti, A., Lombardo, M., Campoli, F., … Iellamo, F. (2015). The efficacy of plantar stimulation on human balance control. *Somatosensory & motor research*, *32*(3), 200‑5.

Arabzadeh, E., Clifford, C. W. G., & Harris, J. A. (2008). Vision merges with touch in a purely tactile discrimination. *Psychological science*, *19*(7), 635‑41.

Arangio, G. A., Chopra, V., Voloshin, A., & Salathe, E. P. (2007). A biomechanical analysis of the effect of lateral column lengthening calcaneal osteotomy on the flat foot. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *22*(4), 472‑7.

Ardic, F. N., Latt, L. D., & Redfern, M. S. (2000). Paraspinal muscle response to electrical vestibular stimulation. *Acta oto-laryngologica*, *120*(1), 39‑46.

Asai, H., Fujiwara, K., Toyama, H., Yamashina, T., Nara, I., Tachino, K., & T. (s. d.). The influence of foot soles cooling on standing postural control. *In Brandt of posture and gait Stuttgart Georg Thieme Verlag*, *1990* , 198‑201.

Atkins, J. E., Fiser, J., & Jacobs, R. A. (2001). Experience-dependent visual cue integration based on consistencies between visual and haptic percepts. *Vision research*, *41*(4), 449‑61.

Aubert, H. (1861). Über eine scheinbare bedeutende Drehung von Objekten bei Neigung des Kopfses nach rechts oder links. *Virchows Arch Pathol Anat Physiol*, *20* , 381‑393.

Baccini, A. (2010). Le Modèle Linéaire Gaussien Général, application aux plans factoriels, aux modèles mixtes et aux modèles pour données répétées. *Institut de Mathématiques de Toulouse – UMR CNRS 5219, Université Paul Sabatier.* pp.137

Bach-y-Rita, P., Kaczmarek, K. A., Tyler, M. E., & Garcia-Lara, J. (1998). Form perception with a 49-point electrotactile stimulus array on the tongue: a technical note. *Journal of rehabilitation research and development*, *35*(4), 427‑30.

Baken, B. C. M., Nieuwenhuijzen, P. H. J. A., Bastiaanse, C. M., Dietz, V., & Duysens, J. (2006). Cutaneous reflexes evoked during human walking are reduced when self-induced. *The Journal of physiology*, *570*(Pt 1), 113‑24.

Barlow, D., & Freedman, W. (1980). Cervico-ocular reflex in the normal adult. *Acta oto-laryngologica*, *89*(5‑6), 487‑96.

Barnes, G. R., & Forbat, L. N. (1979). Cervical and vestibular afferent control of oculomotor response in man. *Acta oto-laryngologica*, *88*(1‑2), 79‑87.

Barnes, G. R. (1993). Visual-vestibular interaction in the control of head and eye movement: the role of visual feedback and predictive mechanisms [review]. *Prog Neurobiol 41:*435–472

Barnett-Cowan, M., Fleming, R. W., Singh, M., & Bülthoff, H. H. (2011). Perceived object stability depends on multisensory estimates of gravity. *PloS one*, *6*(4), e19289.

Barnett-Cowan, M., & Harris, L. R. (2009). Perceived timing of vestibular stimulation relative to touch, light and sound. *Experimental brain research*, *198*(2‑3), 221‑31.

Baron, J. (1955). Muscles moteurs oculaires, attitude et comportement des vertébrés. Thèse de sciences, Paris.

Baron, J., & Fowler, E. (1952). Prismatic lenses for vertigo and some experimental background of the role of the extrinsic ocular muscles in desequilibrium. *Trans Am Acad Ophtal Otolaryngol*, 916‑26.

Baron, J., Raison, S., Lepoivre, N., & Munier, R. (1953). Vertigo of dental origin. *Rev Otoneuroophtal*, 1‑4.

Basbaum, A. I., Bautista, D. M., Scherrer, G., & Julius, D. (2009). Cellular and molecular mechanisms of pain. *Cell*, *139*(2), 267‑84.

Bell, C. (1837). The hand. Its mechanism and vital environment. *London, V. Pickering, 4th ed.*, pp 234-5.

Bense, S., Stephan, T., Yousry, T. A., Brandt, T., & Dieterich, M. (2001). Multisensory cortical signal increases and decreases during vestibular galvanic stimulation (fMRI). *Journal of neurophysiology*, *85*(2), 886‑99.

Bergenheim, M., Ribot-Ciscar, E., & Roll, J. P. (2000). Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: I. Muscle spindle feedback during spatially oriented movements. *Experimental brain research*, *134*(3), 301‑10.

Bernard-Demanze, L., Dumitrescu, M., Jimeno, P., Borel, L., & Lacour, M. (2009). Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. *Current aging science*, *2*(2), 139‑49.

Bernard-Demanze, L., Vuillerme, N., Berger, L., & Rougier, P. (2006). Magnitude and duration of the effects of plantar sole massages on the upright stance control mechanisms of healthy individuals. *International SportMed Journal Vol7 No pp, 2* , 154‑169.

Bernard-Demanze, L., Vuillerme, N., Ferry, M., & Berger, L. (2009). Can tactile plantar stimulation improve postural control of persons with superficial plantar sensory deficit? *Aging clinical and experimental research*, *21*(1), 62‑8.

Berthoz, A. (1987). [Gaze and posture. Influence of the direction of gaze in the control of

posture]. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquées aux effets de l'agression*, *28*(9), 893‑5.

Berthoz, A. (2013). Le sens du mouvement. *Odile Jacob Paris*, pp348.

Berthoz, B., Pozzo, T. (1988). Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. *In: Amblard B, Berthoz A, Clarac F (eds) Posture and gait: development, adaptation and modulation. Elsevier, Amsterdam*, pp 189–198

Bessou, C., Giugia, J. B., Franks, C. J., Holden-Dye, L., & Ségalat, L. (1998). Mutations in the Caenorhabditis elegans dystrophin-like gene dys-1 lead to hyperactivity and suggest a link with cholinergic transmission. *Neurogenetics*, *2*(1), 61‑72.

Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *18*(7), 655‑61.

Blanchard, C., Roll, R., Roll, J.-P., & Kavounoudias, A. (2011). Combined contribution of tactile and proprioceptive feedback to hand movement perception. *Brain research*, *1382*, 219‑29.

Blanchard, C., Roll, R., Roll, J.-P., & Kavounoudias, A. (2013). Differential contributions of vision, touch and muscle proprioception to the coding of hand movements. *PloS one*, *8*(4), e62475.

Błaszczyk, J. W., & Klonowski, W. (2001). Postural stability and fractal dynamics. *Acta neurobiologiae experimentalis*, *61*(2), 105‑12.

Bles, W., Kapteyn, T. S., Brandt, T., & Arnold, F. (1980). The mechanism of physiological height vertigo. II. Posturography. *Acta oto-laryngologica*, *89*(5‑6), 534‑40.

Bloedel, J., Courville, J., & Bethesda, M. (1981). Cerebellar afferent systems. *In : V.B. Brooks (Ed) Handbook of physiology Sect 1 : The nervous system Vol 2: Motor control. Bethesda M.D: American Physiological Society*. pp. 735-829.

Blohm, G., Khan, A. Z., Ren, L., Schreiber, K. M., & Crawford, J. D. (2008). Depth estimation from retinal disparity requires eye and head orientation signals. *Journal of vision*, *8*(16), 3.1-23.

Bonnier, L. (2004). Rapports cranio-mandibulaires. *In : Gagey P.M, Weber B. – Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout. Masson, Liège*. p. 138.

Bottini, G., Karnath, H. O., Vallar, G., Sterzi, R., Frith, C. D., Frackowiak, R. S., & Paulesu, E. (2001). Cerebral representations for egocentric space: Functional-anatomical evidence from caloric vestibular stimulation and neck vibration. *Brain : a journal of neurology*, *124*(Pt 6), 1182‑96.

Bouisset, S. (2006). Capacité posturo-cinétique, stabilisation posturale et performance motrice. De Marey à nos jours : un siècle de recherches sur la posture et le mouvement. *In : P. Rougier, M. Lacour ed. Marseille : Solal,* pp. 37-42.

Bourane, S., Grossmann, K. S., Britz, O., Dalet, A., Del Barrio, M. G., Stam, F. J., … Goulding, M. (2015). Identification of a spinal circuit for light touch and fine motor control. *Cell*, *160*(3), 503‑15.

Bourdiol, R., Capelus, F., Tan, H., & Hatoum, P. (1980). Nguyen Pied et statique. *Paris Maisonneuve*.

Bove, M., Courtine, G., & Schieppati, M. (2002). Neck muscle vibration and spatial orientation during stepping in place in humans. *Journal of neurophysiology*, *88*(5), 2232‑41.

Bove, M., Diverio, M., Pozzo, T., & Schieppati, M. (2001). Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *91*(2), 581‑8.

Brandt, T. (1999). Eye movements, oculomotor disorders, and postural balance. *In: Brandt T, editor. Vertigo: its multisensory syndromes. 2nd ed., Springer*. pp. 428–9.

Brandt, T., Bartenstein, P., Janek, A., & Dieterich, M. (1998). Reciprocal inhibitory visual-vestibular interaction. Visual motion stimulation deactivates the parieto-insular vestibular cortex. *Brain : a journal of neurology*, *121 (Pt 9)*, 1749‑58.

Brandt, T., Büchele, W., & Arnold, F. (1977). Arthrokinetic nystagmus and ego-motion sensation. *Experimental brain research*, *30*(2‑3), 331‑8.

Brandt, T., Paulus, W., Straube, A. (1986). Vision and posture. *In: Bles W, Brandt T, eds. Disorders of posture. Amsterdam, New-York: Oxford: Elsevier Science Publishers BV.* pp 157–175.

Brang D, Ramachandran V.S. - Survival of the synesthesia gene: why do people hear colors and taste words? PLoS Biology November 2011, 9, e1001205:1-6.

Bremmer, F., Schlack, A., Shah, N. J., Zafiris, O., Kubischik, M., Hoffmann, K., … Fink, G. R. (2001). Polymodal motion processing in posterior parietal and premotor cortex: a human fMRI study strongly implies equivalencies between humans and monkeys. *Neuron*, *29*(1), 287‑96.

Bronstein, A. M. (1999). The interaction of otolith and proprioceptive information in the perception of verticality. The effects of labyrinthine and CNS disease. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *871*, 324‑33.

Bronstein, A. M., & Hood, J. D. (1986). The cervico-ocular reflex in normal subjects and patients with absent vestibular function. *Brain research*, *373*(1‑2), 399‑408.

Bronstein, A. M., Mossman, S., & Luxon, L. M. (1991). The neck-eye reflex in patients with reduced vestibular and optokinetic function. *Brain : a journal of neurology*, *114 (Pt 1A)*, 1‑11.

Bronstein, A.M. (1992). Plastic changes in the Human Cervico-Ocular Reflex. *Annals of the New York Academy of Sciences.* 656:708–715

Buldt, A. K., Murley, G. S., Butterworth, P., Levinger, P., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2013). The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*, *38*(3), 363‑72.

Burgess, P., Perl, E., & Iggo, A. (1973). Cutaneous mechanoreceptors and nociceptors. *In Handbook of Sensory Physiology edited by Berlin SpringerVerlag.* pp., 29‑78.

Burgess, P. R., Wei, J. Y., Clark, F. J., & Simon, J. (1982). Signalling of kinaesthetic information by peripheral sensory receptors. *Annual Review of Neuroscience, 6(6):* 171-187.

Burke, D., Dickson, H. G., & Skuse, N. F. (1991). Task-dependent changes in the responses to low-threshold cutaneous afferent volleys in the human lower limb. *The Journal of physiology*, *432*, 445‑58.

Burke, D., Gandevia, S. C., & Macefield, G. (1988). Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscle of the human hand. *The Journal of physiology*, *402*, 347‑61.

Burke, D., Hagbarth, K. E., Löfstedt, L., & Wallin, B. G. (1976). The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *The Journal of physiology*, *261*(3), 673‑93.

Burleigh, A., & Horak, F. (1996). Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. *Journal of neurophysiology*, *75*(4), 1619‑28.

Büttner, U., Fuchs, A. F., Markert-Schwab, G., & Buckmaster, P. (1991). Fastigial nucleus activity in the alert monkey during slow eye and head movements. *Journal of neurophysiology*, *65*(6), 1360‑71.

Büttner, U., Henn, V. (1976). Thalamic unit activity in the alert monkey during natural vestibular stimulation. *Brain Res 103*: 127-132

Büttner-Ennever, J.A. (2006). Neuroanatomy of the Oculomotor System. *In: J.A. Büttner-Ennever (Ed.), Progess in Brain Research:, vol. 151, Elsevier Science Publishing Company,* pp. 1–574.

Buttner-Ennever, J.A., Buttner, U. (1992). Neuroanatomy of the ocular motor pathways. *Clin Neurol;1*:263–87.

Büttner-Ennever, J.A. (2006). Progess in brain research: neuroanatomy of the oculomotor system. *In: Büttner-Ennever JA, editor; vol. 151. Elsevier Science Publishing Company.* pp. 1–574.

Cakrt, O., Slabý, K., Viktorinová, L., Kolář, P., & Jeřábek, J. (2011). Subjective visual

vertical in patients with idiopatic scoliosis. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, *21*(3), 161‑5.

Calvino, B. (2006). [Neural basis of pain]. *Psychologie & neuropsychiatrie du vieillissement*, *4*(1), 7‑20.

Calvino, B., & Traitement Volume. (2010). Les kératinocytes : des cellules non neuronales impliquées dans la douleur. *Original Research Article Douleurs EvaluationDiagnostic 3 June Pages*, *11* , 120‑130.

Cao, A Ashton-Miller J, Schultz, & Alexander. (1998). Effects of age, available response time and gender on ability to stop suddenly when walking. *Gait & posture*, *8*(2), 103‑109.

Carver, S., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2006). Modeling the dynamics of sensory reweighting. *Biological cybernetics*, *95*(2), 123‑34.

Carver, S., Kiemel, T., van der Kooij, H., & Jeka, J. J. (2005). Comparing internal models of the dynamics of the visual environment. *Biological cybernetics*, *92*(3), 147‑63.

Cebrian, J. L., Antona, B., Barrio, A., Gonzalez, E., Gutierrez, A., & Sanchez, I. (2014). Repeatability of the modified Thorington card used to measure far heterophoria. *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry*, *91*(7), 786‑92.

Chapman, C. E., & Beauchamp, E. (2006). Differential controls over tactile detection in humans by motor commands and peripheral reafference. *Journal of neurophysiology*, *96*(3), 1664‑75.

Chapman, C. E., & Meftah, E.M. (2005). Independent controls of attentional influences in primary and secondary somatosensory cortex. *J Neurophysiol*, *94*(6):4094—107

Chiang, J., & Wu, G. (1997). The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait Posture*, 239‑245.

Christensen, L. O., Morita, H., Petersen, N., & Nielsen, J. (1999). Evidence suggesting that a transcortical reflex pathway contributes to cutaneous reflexes in the tibialis anterior muscle during walking in man. *Experimental brain research*, *124*(1), 59‑68.

Christovão, T. C. L., Neto, H. P., Grecco, L. A. C., Ferreira, L. A. B., Franco de Moura, R. C., Eliege de Souza, M., … Oliveira, C. S. (2013). Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. *Journal of physical therapy science*, *25*(10), 1353‑6.

Churchland, A,K. (2011). Normalizing relations between the senses. *Nat Neurosci.* 14(6):672-3. doi: 10.1038/nn.2850.

Clark, B., & Graybiel, A. (1964). Perception of the postural vertical following prolonged bodily tilt in normals and subjects with labyrinthine defects. *Acta Otolaryngol*, *58* , 143‑148.

Clark, F. J., Horch, K. W., Bach, S. M., & Larson, G. F. (1979). Contributions of cutaneous

and joint receptors to static knee-position sense in man. *Journal of neurophysiology*, *42*(3), 877‑88.

Clarke, A. H., Ditterich, J., Drüen, K., Schönfeld, U., & Steineke, C. (2002). Using high frame rate CMOS sensors for three-dimensional eye tracking. *Behavior research methods, instruments, & computers : a journal of the Psychonomic Society, Inc*, *34*(4), 549‑60.

Clemens, I. A. H., De Vrijer, M., Selen, L. P. J., Van Gisbergen, J. A. M., & Medendorp, W. P. (2011). Multisensory processing in spatial orientation: an inverse probabilistic approach. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, *31*(14), 5365‑77.

Clement, G., Jacquin, T., Berthoz, A., & Igarashi, B. (1983). Habituation of postural readjustments induced bymotion of visual scenes. *In: Igarashi B, editor.Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium. Proceedings of the 7th Int. Symp. Int. Soc. Posturography*. pp. 99–104.

Cohen, J., & Hillsdale, N. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. *2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.*

Cole, K. J., Brand, R. A., & Daley, B. J. (1995). The sensitivity of joint afferents to knee translation. *The Iowa orthopaedic journal*, *15*, 168‑73.

Collewijn, H., Erkelens, C. J., & Steinman, R. M. (1997). Trajectories of the human binocular fixation point during conjugate and non-conjugate gaze-shifts. *Vision research*, *37*(8), 1049‑69.

Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1995). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental brain research*, *103*(1), 151‑63.

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 engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, *22*(2), 76‑83.

Collins, W. E., Sullivan, J. S., Morris, C. L., Galland, G. G., Richardson, B. B., & Roberts, J. M. (1997). The Malayan IV strain of Plasmodium falciparum in Aotus monkeys. *The American journal of tropical medicine and hygiene*, *56*(1), 49‑56.

Committeri, G., Galati, G., Paradis, A.-L., Pizzamiglio, L., Berthoz, A., & LeBihan, D. (2004). Reference frames for spatial cognition: different brain areas are involved in viewer-, object-, and landmark-centered judgments about object location. *Journal of cognitive neuroscience*, *16*(9), 1517‑35.

Cooper, S., & Daniel, P. (1949). Muscle spindles in human extrinsic eye muscles. *Brain Mar*, *72*, 1‑24.

Cooper, S., & Daniel, P. (1963). Muscle spindles in man: their morphology in the lumbricals and the deep muscles of the neck. *Brain*, *86*, 563‑86.

Cooper, S., Daniel, P., & Whitteridge, D. (1955). Muscle spindles and other sensory endings in the extrinsic eye muscles; the physiology and anatomy of these receptors and of their connexions with the brain-stem. *Brain*, *78*(4), 564‑83.

Corbeil, P., Blouin, J.-S., & Teasdale, N. (2004). Effects of intensity and locus of painful stimulation on postural stability. *Pain*, *108*(1‑2), 43‑50.

Corbin, D. M., Hart, J. M., McKeon, P. O., Palmieri-Smith, R., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2007). The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. *Journal of sport rehabilitation*, *16*(4), 363‑72.

Cordo, P., Inglis, J. T., Verschueren, S., Collins, J. J., Merfeld, D. M., Rosenblum, S., … Moss, F. (1996). Noise in human muscle spindles. *Nature*, *383*(6603), 769‑70.

Corriveau, H., Prince, F., Hébert, R., Raîche, M., Tessier, D., Maheux, P., & Ardilouze, J. L. (2000). Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes care*, *23*(8), 1187‑91.

Courtemanche, R., Teasdale, N., Boucher, P., Fleury, M., Lajoie, Y., & Bard, C. (1996). Gait problems in diabetic neuropathic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *77*(9), 849‑55.

Crémieux, J., Mesure, S. (1994). Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man. *Percept Mot Skills 78*:67–74

Crowdy, K. A., Hollands, M. A., Ferguson, I. T., & Marple-Horvat, D. E. (2000). Evidence for interactive locomotor and oculomotor deficits in cerebellar patients during visually guided stepping. *Experimental brain research*, *135*(4), 437‑54.

Crowdy, K. A., Kaur-Mann, D., Cooper, H. L., Mansfield, A. G., Offord, J. L., & Marple-Horvat, D. E. (2002). Rehearsal by eye movement improves visuomotor performance in cerebellar patients. *Experimental brain research*, *146*(2), 244‑7.

Cybulska-Klosowicz, A., Meftah, E.-M., Raby, M., Lemieux, M.-L., & Chapman, C. E. (2011). A critical speed for gating of tactile detection during voluntary movement. *Experimental brain research*, *210*(2), 291‑301.

Danilov, Y. P., Tyler, M. E., Skinner, K. L., Hogle, R. A., & Bach-y-Rita, P. (2007). Efficacy of electrotactile vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, *17*(2‑3), 119‑30.

Davey, N. J., & Ellaway, P. H. (1989). Facilitation of individual gamma-motoneurones by the discharge of single slowly adapting type 1 mechanoreceptors in cats. *The Journal of physiology*, *411*, 97‑114.

Delwaide, P. J., Toulouse, P., & Crenna, P. (1981). Hypothetical role of long-loop reflex pathways. *Applied neurophysiology*, *44*(1‑3), 171‑6.

Desenne, P., Schoenstein, C., & Villeneuve, P. (1996). Etude préliminaire sur la modification du bilan orthoptique par stimulation plantaire. *In Pied, équilibre & posture (Villeneuve P, ed). Paris : Frison-Roche*. pp 205-208

Deshpande, N., & Patla, A. E. (2005). Postural responses and spatial orientation to neck proprioceptive and vestibular inputs during locomotion in young and older adults. *Experimental brain research*, *167*(3), 468‑74.

Deviterne, D., Gauchard, G. C., Jamet, M., Vançon, G., & Perrin, P. P. (2005). Added cognitive load through rotary auditory stimulation can improve the quality of postural control in the elderly. *Brain research bulletin*, *64*(6), 487‑92.

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.

Di Berardino, F., Federica, D. B., Filipponi, E., Eliana, F., Barozzi, S., Stefania, B., … Antonio, C. (2009). The use of rubber foam pads and « sensory ratios » to reduce variability in static posturography assessment. *Gait & posture*, *29*(1), 158‑60.

Diener, H. C., & Dichgans, J. (1988). On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Progress in brain research*, *76*, 253‑62.

Diener, H. C., Dichgans, J., Bootz, F., & Bacher, M. (1984b). Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement. *Experimental brain research*, *56*(1), 126‑34.

Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B., Bacher, M., & Langenbach, P. (1989). Disturbances of motor preparation in basal ganglia and cerebellar disorders. *Progress in brain research*, *80*, 481‑8; discussion 479.

Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B., & Mau, H. (1984a). The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain research*, *296*(1), 103‑9.

Dokka, K., Kenyon, R. V., Keshner, E. A., & Kording, K. P. (2010). Self versus environment motion in postural control. *PLoS computational biology*, *6*(2), e1000680.

Donaldson, I. M. (2000). The functions of the proprioceptors of the eye muscles. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, *355*(1404), 1685‑754.

Donatelli, M., Hoffmann, E., Colletti, I., Andolina, G., Russo, V., Bucalo, M. L., … Morici, M. L. (1996). Circulating endothelin-1 levels in type 2 diabetic patients with ischaemic heart disease. *Acta diabetologica*, *33*(3), 246‑8.

Doyle, T. L., Newton, R. U., & Burnett, A. F. (2005). Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *86*(10), 2034‑40.

Dozza, M., Horak, F. B., & Chiari, L. (2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Experimental brain research*, *178*(1), 37‑48.

Duane, A., & J. (1912). Normal values of the amplitude of accommodation at all ages. *Med Assoc*, *59* , 1010‑1013.

Dubuis, C., Millien, B. (2002). Degré de concordance dans l'estimation, par deux podologues des tests posturodynamiques et morphostatiques. *In Pied équilibre et traitements posturaux. Ph Villeneuve, B. Weber, Masson*, pp. 123-127.

Ducic, I., Short, K. W., & Dellon, A. L. (2004). Relationship between loss of pedal sensibility, balance, and falls in patients with peripheral neuropathy. *Annals of plastic surgery*, *52*(6), 535‑40.

Duerinck, S., Hagman, F., Jonkers, I., Van Roy, P., & Vaes, P. (2014). Forefoot deformation during stance: does the forefoot collapse during loading? *Gait & posture*, *39*(1), 40‑7.

Dujols, A. (1991). [The plantar quotiens and visual-podal conflict]. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression*, *32*(3 Spec No), 192‑4.

Dumistrescu, M., & Lacour, M. (2006). Nouveaux critères quantitatifs d'analyse du contrôle postural. *In: Pérennou D, Lacour M, editors. Efficience et déficiences du contrôle postural.* pp. 65–75.

Duysens, J., Trippel, M., Horstmann, G. A., & Dietz, V. (1990). Gating and reversal of reflexes in ankle muscles during human walking. *Experimental brain research*, *82*(2), 351‑8.

Ehrenfried, T., Guerraz, M., Thilo, K. V., Yardley, L., & Gresty, M. A. (2003). Posture and mental task performance when viewing a moving visual field. *Brain research. Cognitive brain research*, *17*(1), 140‑53.

Ellaway, P. H., Davey, N. J., & Ljubisavljevic, M. (1997). Organization of the sural cutaneous input regulating the discharge of triceps surae gamma-motoneurones in the cat. *Experimental physiology*, *82*(1), 121‑38.

Engbert, R. (2006). Microsaccades: A microcosm for research on oculomotor control, attention, and visual perception. *Progress in brain research*, *154*, 177‑92.

Erkelens, C. J. (2011). A dual visual-local feedback model of the vergence eye movement system. *Journal of Vision;11(10):* 1–14

Erkelens, C. J., Van der Steen, J., Steinman, R. M., & Collewijn, H. (1989). Ocular vergence under natural conditions. I. Continuous changes of target distance along the median plane. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, *236*(1285),

417‑40.

Ernst, M. O., & Banks, M. S. (2002). Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion. *Nature*, *415*(6870), 429‑33.

Ernst, M. O., Banks, M. S., & Bülthoff, H. H. (2000). Touch can change visual slant perception. *Nature neuroscience*, *3*(1), 69‑73.

Ernst, M. O., & Bülthoff, H. H. (2004). Merging the senses into a robust percept. *Trends in cognitive sciences*, *8*(4), 162‑9.

Esteky, H., & Schwark, H. D. (1994). Responses of rapidly adapting neurons in cat primary somatosensory cortex to constant-velocity mechanical stimulation. *Journal of neurophysiology*, *72*(5), 2269‑79.

Fallon, J. B., Bent, L. R., McNulty, P. A., & Macefield, V. G. (2005). Evidence for strong synaptic coupling between single tactile afferents from the sole of the foot and motoneurons supplying leg muscles. *Journal of neurophysiology*, *94*(6), 3795‑804.

Fallon, J. B., & Morgan, D. L. (2005). Fully tuneable stochastic resonance in cutaneous receptors. *Journal of neurophysiology*, *94*(2), 928‑33.

Faralli, M., Longari, F., Ricci, G., Ibba, M. C., & Frenguelli, A. (2009). Influence of extero- and proprioceptive afferents of the plantar surface in determining subjective visual vertical in patients with unilateral vestibular dysfunction. *Acta otorhinolaryngologica Italica : organo ufficiale della Societa italiana di otorinolaringologia e chirurgia cervico-facciale*, *29*(5), 245‑50.

Feise, R. J. (2002). Do multiple outcome measures require p-value adjustment? *BMC medical research methodology*, *2*, 8.

Ferrari, R. (2012). A cohort-controlled trial of the addition of customized foot orthotics to standard care in fibromyalgia. *Clinical rheumatology*, *31*(7), 1041‑5.

Fiolkowski, P., Bishop, M., Brunt, D., & Williams, B. (2005). Plantar feedback contributes to the regulation of leg stiffness. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *20*(9), 952‑8.

Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., & Woo, R. (2002). Does postural instability affect the initiation of human gait? *Neuroscience letters*, *323*(3), 167‑70.

Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of physiology*, *478 (Pt 1)*, 173‑86.

Foisy, A., Promotion 1ère session Connaissance & Evolution. (2016). La stratégie d'équilibration du sujet âgé peut-elle être modifiée par des semelles posturales ? Etude multicentrique-Poster. *Le Podologue Janvier p29.*

Foisy, A., Gaertner, C., Matheron, E., & Kapoula, Z. (2015). Controlling Posture and

Vergence Eye Movements in Quiet Stance: Effects of Thin Plantar Inserts. *PloS one*, *10*(12), e0143693.

Foisy, A., Gaertner, C., Matheron, E., & Kapoula, Z. (2016). Contrôle postural et oculomoteur en orthostatisme effet de stimulations plantaires fines. *In Posturologie Clinique Nouveautés et Synthèses Livre en hommage à Bernard Weber. Titre provisoire. Paris, Masson*.

Foisy, A., Gaertner, C., Matheron, E., & Kapoula, Z. (2016). Des stimulations plantaires fines améliorent le contrôle postural en orthostatique lorsque les yeux sont en mouvement-Poster. *Le Podologue, janvier.* p27.

Foisy, A., & Kapoula, Z. (2016a). How plantar exteroceptive efficiency modulates postural and oculomotor control: inter-individual variability. *Front Hum Neurosci* 10:228.

Foisy, A., & Kapoula, Z. (2016b). Plantar Exteroceptive Inefficiency, visual-podal asynergy, postural control and best means of remediation. *Submitted article*.

Foisy, A., & Kapoula, Z. (2016c). Plantar cutaneous afferents influence the perception of Subjective Visual Vertical in quiet stance. *Submitted article*.

Foisy, A., & Kapoula, Z. (2016). Effet des Epines Irritatives d'Appui Plantaires sur le contrôle postural de sujets jeunes et sains-Poster. *Le Podologue, Janvier* , p28.

Foisy, A., Matheron, E., & Kapoula, Z. (2016). Plantar inserts can induce esophoria in subjects with Plantar Exteroceptive Inefficiency. *Submitted article*.

Foisy, A. (2015). L'examen clinique en podologie posturale. *La Revue du Podologue. Sept-Oct.* Doi:10.1016/j.revpod.2015.08.004

Forbes, P. A., Siegmund, G. P., Schouten, A. C., & Blouin, J.-S. (2014). Task, muscle and frequency dependent vestibular control of posture. *Frontiers in integrative neuroscience, 8*, 94.

Forth, K. E., & Layne, C. S. (2007). Background muscle activity enhances the neuromuscular response to mechanical foot stimulation. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists, 86*(1), 50‑6.

Forth, K. E., & Layne, C. S. (2008). Neuromuscular responses to mechanical foot stimulation: the influence of loading and postural context. *Aviation, space, and environmental medicine, 79*(9), 844‑51.

Foxe, J. J., McCourt, M. E., & Javitt, D. C. (2003). Right hemisphere control of visuospatial attention: line-bisection judgments evaluated with high-density electrical mapping and source analysis. *NeuroImage, 19*(3), 710‑26.

Fransson, P. A., Gomez, S., Patel, M., & Johansson, L. (2007). Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *European journal of applied physiology, 101*(1), 81‑9.

Fransson, P.-A., Hjerpe, M., & Johansson, R. (2007). Adaptation of multi-segmented body movements during vibratory proprioceptive and galvanic vestibular stimulation. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, *17*(1), 47‑62.

Frith, C. D., Blakemore, S. J., & Wolpert, D. M. (2000). Abnormalities in the awareness and control of action. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, *355*(1404), 1771‑88.

Frost, L. R., Bijman, M., Strzalkowski, N. D. J., Bent, L. R., & Brown, S. H. M. (2015). Deficits in foot skin sensation are related to alterations in balance control in chronic low back patients experiencing clinical signs of lumbar nerve root impingement. *Gait & posture*, *41*(4), 923‑8.

Fujimoto, C., Murofushi, T., Chihara, Y., Ushio, M., Sugasawa, K., Yamaguchi, T., … Iwasaki, S. (2009). Assessment of diagnostic accuracy of foam posturography for peripheral vestibular disorders: analysis of parameters related to visual and somatosensory dependence. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *120*(7), 1408‑14.

Fujimoto, C., Murofushi, T., Sugasawa, K., Chihara, Y., Ushio, M., Yamasoba, T., & Iwasaki, S. (2012). Assessment of postural stability using foam posturography at the chronic stage after acute unilateral peripheral vestibular dysfunction. *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, *33*(3), 432‑6.

Fukuda, T. (1959). The stepping test. *Two phases of the labyrinthine reflex Acta Otolaryngol Stockh 50, 2* , 95‑108.

Gaertner, C. (2014). Développement des saccades verticales et de la posture en interaction avec la vergence chez des enfants sains de 6 à 17 ans et chez des enfants avec strabisme. *Thèse de doctorat en Neurosciences cognitives Universit Pierre et Marie Curie.*

Gaertner, C., Creux, C., Espinasse-Berrod, M.-A., Orssaud, C., Dufier, J.-L., & Kapoula, Z. (2013). Postural control in nonamblyopic children with early-onset strabismus. *Investigative ophthalmology & visual science*, *54*(1), 529‑36.

Gagey, P.M., Bizzo, G., Debruille, O., Lacroix D. (1985). The one Hertz phenomenom. *In: Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium. Igarashi M., Black F.O., Karger, Basel*, pp. 89-92.

Gagey, P., Bizzo, G., Bonnier, L., Gentaz, R., Guillaume, P., Marucchi, C., & Villeneuve, P. (1990). Huit leçons de posturologie, *Association Française de Posturologie, Paris.*

Gagey, P., Gentaz, R., & Bodot, C. (1987). Le bilan postural. *Agessologie*, *29*(9), 925‑929.

Gagey, P. M., Baron, J. B., Lespargot, J., & Poli, J. P. (1973). [Variations of postural tonic activity and the activity of oculocephalogyric muscles in cathedrostatism]. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression*, *14 Spec B*(0), 87‑95.

Gagey, P.M, Baron, J.B. (1983). Influence des mouvements oculaires volontaires sur le test de piétinement. *Agressologie, 24 :* 117-118.

Gagey, P.M., Weber, B. (2004). Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout. *Masson (eds), Liège*. Pp. 199.

Galati, G., Committeri, G., Sanes, J. N., & Pizzamiglio, L. (2001). Spatial coding of visual and somatic sensory information in body-centred coordinates. *The European journal of neuroscience, 14*(4), 737‑46.

Galati, G., Lobel, E., Vallar, G., Berthoz, A., Pizzamiglio, L., & Le Bihan, D. (2000). The neural basis of egocentric and allocentric coding of space in humans: a functional magnetic resonance study. *Experimental brain research, 133*(2), 156‑64.

Galica, A. M., Kang, H. G., Priplata, A. A., D'Andrea, S. E., Starobinets, O. V., Sorond, F. A., … Lipsitz, L. A. (2009). Subsensory vibrations to the feet reduce gait variability in elderly fallers. *Gait & posture, 30*(3), 383‑7.

Gamlin, P. D., & Yoon, K. (2000). An area for vergence eye movement in primate frontal cortex. *Nature, 407*(6807), 1003‑7.

Gandevia, S. C., & Phegan, C. M. (1999). Perceptual distortions of the human body image produced by local anaesthesia, pain and cutaneous stimulation. *The Journal of physiology, 514 (Pt 2)*, 609‑16.

Ganen, S., Lachkar, Y., & Votan, P. (1992). Ophtalmologie clinique. *Arnette Paris.*

Garrigues, B., Weber, B., & Villeneuve, P. (2007). Anomalies de la localisation spatiale visuelle chez l'enfant dyslexique. Etude préliminaire. *In: Weber B, Villeneuve P, editors Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives, Paris: Masson.* pp.70-75.

Ghazanfar, A. A., & Schroeder, C. E. (2006). Is neocortex essentially multisensory? *Trends in cognitive sciences, 10*(6), 278‑85.

Giacomini, P. G., Alessandrini, M., Evangelista, M., Napolitano, B., Lanciani, R., & Camaioni, D. (2004). Impaired postural control in patients affected by tension-type headache. *European journal of pain (London, England), 8*(6), 579‑83.

Gilhodes, J.C., Kavounoudias, A., Roll, R., Roll, J.P. (1996). Orientation et régulation de la posture chez l'Homme : deux fonctions de la proprioception musculaire ? *In : Pied, équilibre et posture, Villeneuve P. (Ed), Frison Roche, Paris.* Pp. 3-13.

Glasauer, S., Schneider, E., Jahn, K., Strupp, M., & Brandt, T. (2005). How the eyes move the body. *Neurology, 65*(8), 1291‑3.

Glickstein, M., May, J. G., & Mercier, B. E. (1985). Corticopontine projection in the macaque: the distribution of labelled cortical cells after large injections of horseradish peroxidase in the pontine nuclei. *The Journal of comparative neurology, 235*(3), 343‑59.

Goss, D., Moyer, B., Teske, M., & J. (2008). A comparision of dissociated phoria test findings with Von graefe phorometry and modified Thorington testing. *Optom*, *19* , 145‑9.

Gosselin, G., & Fagan, M. (2015). Foam pads properties and their effects on posturography in participants of different weight. *Chiropractic & manual therapies*, *23*(1), 2.

Grasso, R., Prévost, P., Ivanenko, Y. P., & Berthoz, A. (1998). Eye-head coordination for the steering of locomotion in humans: an anticipatory synergy. *Neuroscience letters*, *253*(2), 115‑8.

Graven-Nielsen, T., Mense, S., & Arendt-Nielsen, L. (2004). Painful and non-painful pressure sensations from human skeletal muscle. *Experimental brain research*, *159*(3), 273‑83.

Green, A. M., & Angelaki, D. E. (2010). Internal models and neural computation in the vestibular system. *Experimental brain research*, *200*(3‑4), 197‑222.

Gresty, M.A. (1992). Disorders of head-eye coordination. *In: Buttner U, Brandt Th (eds) Ocular motor disorders of the brain-stem. Bailliere Tindall, London,* pp 317–344

Gu, C., & Griffin, M. J. (2012). Vibrotactile perception thresholds at the sole of the foot: effects of contact force and probe indentation. *Medical engineering & physics*, *34*(4), 447‑52.

Guerraz, M., Poquin, D., & Ohlmann, T. (1998). The role of head-centric spatial reference with a static and kinetic visual disturbance. *Perception & psychophysics*, *60*(2), 287‑95.

Haemaelaeinen, H., Kekoni, J., & Rautio, J. (1992). Effect of unilateral sensory impairment of the sole of the foot on postural control in man: implications for the role of mechanoreception in postural control. *Hum Mov Sci*, *11* , 549‑61.

Hagen, E. M., Svensen, E., Eriksen, H. R., Ihlebaek, C. M., & Ursin, H. (2006). Comorbid subjective health complaints in low back pain. *Spine*, *31*(13), 1491‑5.

Han, Y., & Lennerstrand, G. (1995). Eye movements in normal subjects induced by vibratory activation of neck muscle proprioceptors. *Acta ophthalmologica Scandinavica*, *73*(5), 414‑6.

Han, Y., & Lennerstrand, G. (1998). Effects of neck muscle proprioceptive activation on the dynamics of monocularly driven horizontal vergence movements. *Acta ophthalmologica Scandinavica*, *76*(3), 283‑8.

Han, Y., & Lennerstrand, G. (1999). Eye position changes induced by neck muscle vibration in strabismic subjects. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*, *237*(1), 21‑8.

Hansson, E. E., Beckman, A., & Håkansson, A. (2010). Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *Acta oto-laryngologica*, *130*(12), 1358‑63.

Harris, A.J. (1999). Cortical origin of pathological pain. *Lancet. 23;354(9188):*1464-1466.

Harwood, R. H. (2001). Visual problems and falls. *Age and ageing*, *30 Suppl 4*, 13‑8.

Hatton, A. L., Dixon, J., Rome, K., & Martin, D. (2011). Standing on textured surfaces: effects on standing balance in healthy older adults. *Age and ageing*, *40*(3), 363‑8.

Heckenmueller, E. (1965). Stabilization of the retinal image: a review of method, effects and theory. *Psychol Bull Mar*, *63* , 157‑69.

Hellmann, D., Giannakopoulos, N. N., Blaser, R., Eberhard, L., & Schindler, H. J. (2011). The effect of various jaw motor tasks on body sway. *Journal of oral rehabilitation*, *38*(10), 729‑36.

Hennig, E. M., & Sterzing, T. (2009). Sensitivity mapping of the human foot: thresholds at 30 skin locations. *Foot & ankle international*, *30*(10), 986‑91.

Henriksson, N., Olsson, L., Johansson, G., & Ostlund, H. (1966). Electric analysis of the Romberg test. *Acta Otolaryngol Stockh Sup*, *224* , 272‑279.

Hillis, J. M., Ernst, M. O., Banks, M. S., & Landy, M. S. (2002). Combining sensory information: mandatory fusion within, but not between, senses. *Science (New York, N.Y.)*, *298*(5598), 1627‑30.

Hirata, R. P., Arendt-Nielsen, L., Shiozawa, S., & Graven-Nielsen, T. (2012). Experimental knee pain impairs postural stability during quiet stance but not after perturbations. *European journal of applied physiology*, *112*(7), 2511‑21.

Hirata, R. P., Jørgensen, T. S., Rosager, S., Arendt-Nielsen, L., Bliddal, H., Henriksen, M., & Graven-Nielsen, T. (2013). Altered visual and feet proprioceptive feedbacks during quiet standing increase postural sway in patients with severe knee osteoarthritis. *PloS one*, *8*(8), e71253.

Hollands, M. A., & Marple-Horvat, D. E. (1996). Visually guided stepping under conditions of step cycle-related denial of visual information. *Experimental brain research*, *109*(2), 343‑56.

Hollands, M. A., & Marple-Horvat, D. E. (2001). Coordination of eye and leg movements during visually guided stepping. *Journal of motor behavior*, *33*(2), 205‑16.

Hollands, M. A., Marple-Horvat, D. E., Henkes, S., & Rowan, A. K. (1995). Human Eye Movements During Visually Guided Stepping. *Journal of motor behavior*, *27*(2), 155‑163.

Hollands, M. A., Patla, A. E., & Vickers, J. N. (2002). « Look where you're going! »: gaze behaviour associated with maintaining and changing the direction of locomotion. *Experimental brain research*, *143*(2), 221‑30.

Hollands, M. A., Ziavra, N. V., & Bronstein, A. M. (2004). A new paradigm to investigate the roles of head and eye movements in the coordination of whole-body movements. *Experimental brain research*, *154*(2), 261‑6.

Horak, F. B., Buchanan, J., Creath, R., & Jeka, J. (2002). Vestibulospinal control of posture. *Advances in experimental medicine and biology, 508*, 139‑45.

Horak, F. B., & Hlavacka, F. (2001). Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *Journal of neurophysiology, 86*(2), 575‑85.

Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology, 55*(6), 1369‑81.

Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental brain research, 82*(1), 167‑77.

Horak, F., MacPherson, J., & Peterson, B. (1996). Postural orientation and equilibrium. *In: RowelI RB, Shepherd JT, editors. Handbook of physiology. Exercise: regulation and integration of multiple systems. NewYork: Oxford University Press.* pp.255–92.

Inman, V., & Mann, R. (1978). Biomechanics of the foot and ankle. *In: Mann RA (ed), DuVries' Surgery of the Foot (4th Ed), St. Louis: C. V. Mosby Company*.

Isa, T., & Sasaki, S. (2002). Brainstem control of head movements during orienting; organization of the premotor circuits. *Progress in neurobiology, 66*(4), 205‑41.

Isableu, B., Fourre, B., Vuillerme, N., Giraudet, G., & Amorim, M.-A. (2011). Differential integration of visual and kinaesthetic signals to upright stance. *Experimental brain research, 212*(1), 33‑46.

Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., & Amblard, B. (1997). Selection of spatial frame of reference and postural control variability. *Experimental brain research, 114*(3), 584‑9.

Isableu, B., Ohlmann, T., Crémieux, J., & Amblard, B. (2003). Differential approach to strategies of segmental stabilisation in postural control. *Experimental brain research, 150*(2), 208‑21.

Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., & Amblard, B. (1998). How dynamic visual field dependence-independence interacts with the visual contribution to postural control. *Hum Mov Sci, 17* , 367‑391.

Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Vuillerme, N., Amblard, B., & Gresty, M. A. (2010). Individual differences in the ability to identify, select and use appropriate frames of reference for perceptuo-motor control. *Neuroscience, 169*(3), 1199‑215.

Isableu, B., & Vuillerme, N. (2006). Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Experimental brain research, 174*(4), 763‑8.

Isotalo, E., Kapoula, Z., Feret, P.-H., Gauchon, K., Zamfirescu, F., & Gagey, P.-M. (2004). Monocular versus binocular vision in postural control. *Auris, nasus, larynx, 31*(1), 11‑7.

Ivanenko, Y. P., Grasso, R., & Lacquaniti, F. (1999). Effect of gaze on postural responses to neck proprioceptive and vestibular stimulation in humans. *The Journal of physiology, 519 Pt 1*, 301‑14.

Jacobs, R. A., & Fine, I. (1999). Experience-dependent integration of texture and motion cues to depth. *Vision research, 39*(24), 4062‑75.

Jaggi-Schwarz, K., Ortega, M., & Hess, B. J. M. (2003). Reciprocal error behavior in estimated body position and subjective visual vertical. *Experimental brain research, 150*(1), 122‑5.

Jahn, K., Kalla, R., Karg, S., Strupp, M., & Brandt, T. (2006). Eccentric eye and head positions in darkness induce deviation from the intended path. *Experimental brain research, 174*(1), 152‑7.

Jais, L., Lacour, M., Gagey, P., Weber, B., & Sauramps, M. (1997). Approche clinique et thérapeutique du rôle de la langue dans certaines asymétries posturales. *In : Lacour M., Gagey PM., Weber B., éds Posture et environnement. Montpellier : Sauramps Médical.*, pp.103.

Jais, L., Weber, B., Lacour, M., & Sauramps, M. (2000). La position de la langue modifie-t-elle certains critères stabilométriques ? *In : Lacour M. : Posture et équilibre. Aspects développementaux méthodologiques perceptifs et cliniques. Montpellier : Sauramps Médical.* 200p.

Jami, L. (1992). Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiological reviews, 72*(3), 623‑66.

Janin, M (2009). Sensibilité et motricité podales : leur influence sur le contrôle des activités posturo-cinétiques de sujets sains et pathologiques. *Thèse de Doctorat. Comportement, Langage, Éducation, Socialisation, Cognition. Toulouse III.*

Janin, M. (2002). Marche athlétique : modification des pressions plantaires par des éléments d'orthèse. Cinésiologie ; ., *203* , 13‑4.

Janin, M. (2013). Influence des stimulations plantaires sur l'analyse posturo-cinétique de sujets en stratégie de hanche. *XXmes Journes de Posturologie Clinique Paris.*

Janin, M. (2015). Nociceptive capacity of plantar irritating stimulus reduction influences postural control in children, teenagers, and adults. *MTPRehabJournal 011 doi1017784mtprehabjournal13298, 13* , 97‑115.

Janin, M., & Dupui, P. (2009). The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neuroscience letters, 461*(3), 245‑8.

Janin, M., & Toussaint, L. (2005). Change in center of pressure with stimulations via anterior orthotic devices. *Gait and Posture 879, 21* .

Janin, M., Dupui, P. (2007). Epine irritative d'appui plantaire: posturographie et somesthésie plantaire. *In contrôle postural et représentation spatiale. L Borel et M Lacour.* pp. 295-303.

Janin, M. (2010). Variation of tactile cues reduce nociceptive capacity of plantar irritating stimulus impact on walking gait. *XX World Congress of Podiatry, Amsterdam, Pays Bas.*

Janin, M. (2003). Modification des critères posturaux par des éléments rétro capitaux, dits barres antérieures, d'épaisseurs varies. *In : B. Weber, P. Villeneuve (Eds.), Pied, Equilibre, Traitements Posturaux. Masson Paris.* pp.146-150.

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

Jiang, W., Lamarre, Y., & Chapman, C. E. (1990). Modulation of cutaneous cortical evoked potentials during isometric and isotonic contractions in the monkey. *Brain research*, *536*(1‑2), 69‑78.

Johansson, H., Sjölander, P., Sojka, P., & Wadell, I. (1989). Effects of electrical and natural stimulation of skin afferents on the gamma-spindle system of the triceps surae muscle. *Neuroscience research*, *6*(6), 537‑55.

Johnson, K. O., Yoshioka, T., & Vega-Bermudez, F. (2000). Tactile functions of mechanoreceptive afferents innervating the hand. *Journal of clinical neurophysiology : official publication of the American Electroencephalographic Society*, *17*(6), 539‑58.

Journot, C., & Villeneuve, P. (1996). Un nouvel examen posturologique : le posturo-dynamique. *In Coordination Ph Villeneuve Pied Equilibre Posture Frison Roche Paris* pp. 139‑146.

Kamina, P., Martinet, C., & Tome, T. (2006). Anatomie clinique : Tome 2, Tête, cou, dos. *Maloine*, pp. 405.

Kapandji, I. (1970). *The Physiology of the Joints (2nd Ed), New York: Churchill Livingstone Inc.*

Kapoula, Z., & Bucci, M. P. (2007). Postural control in dyslexic and non-dyslexic children. *Journal of neurology*, *254*(9), 1174‑83.

Kapoula, Z., Gaertner, C., & Matheron, E. (2012). Spherical lenses and prisms lead to postural instability in both dyslexic and non dyslexic adolescents. *PloS one*, *7*(11), e46739.

Kapoula, Z., Gaertner, C., Yang, Q., Denise, P., & Toupet, M. (2013). Vergence and Standing Balance in Subjects with Idiopathic Bilateral Loss of Vestibular Function. *PloS one*, *8*(6), e66652.

Kapoula, Z., & Lê, T.-T. (2006). Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental brain research*, *173*(3), 438‑45.

Kapoula, Z., Matheron, E., Demule, E., Fauvel, C., & Bucci, M.-P. (2011). Postural control during the Stroop test in dyslexic and non dyslexic teenagers. *PloS one*, *6*(4), e19272.

Kapoula, Z., Yang, Q., Lê, T.-T., Vernet, M., Berbey, N., Orssaud, C., … Bonfils, P. (2011). Medio-lateral postural instability in subjects with tinnitus. *Frontiers in neurology*, *2*, 35.

Kapoula, Z., Adenis, M-S., Lê, T-T., Yang, Q., Lipede, G. (2011a). Pictorial depth increases body sway. *American Psychological Association*, 1931-3896/11/$12.00 DOI: 10.1037/a0022087

Kasai, T., & Zee, D. S. (1978). Eye-head coordination in labyrinthine-defective human beings. *Brain research*, *144*(1), 123‑41.

Kavounoudias, A., Gilhodes, J. C., Roll, R., & Roll, J. P. (1999). From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Experimental brain research*, *124*(1), 80‑8.

Kavounoudias, A., Roll, J. P., Anton, J. L., Nazarian, B., Roth, M., & Roll, R. (2008). Proprio-tactile integration for kinesthetic perception: an fMRI study. *Neuropsychologia*, *46*(2), 567‑75.

Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a « dynamometric map » for human balance control. *Neuroreport*, *9*(14), 3247‑52.

Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1999). Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neuroscience letters*, *266*(3), 181‑4.

Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of physiology*, *532*(Pt 3), 869‑78.

Kelly, L. A., Kuitunen, S., Racinais, S., & Cresswell, A. G. (2012). Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *27*(1), 46‑51.

Kennedy, P. M., & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of physiology*, *538*(Pt 3), 995‑1002.

Khamis, S., & Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & posture*, *25*(1), 127‑34.

Kheradmand, A., Lasker, A., & Zee, D. S. (2015). Transcranial magnetic stimulation (TMS) of the supramarginal gyrus: a window to perception of upright. *Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991)*, *25*(3), 765‑71.

Kiemel, T., Oie, K. S., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway. *Biological cybernetics*, *87*(4), 262‑77.

Kikukawa, H. (1985). [Clinical aspects of psychosomatic disorders: psychosomatic approach to obstetrics and gynecology]. *[Hokkaido igaku zasshi] The Hokkaido journal of medical*

science, *60*(4), 472‑4.

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. *Experimental brain research*, *162*(4), 474‑89.

Kluzik, J., Peterka, R. J., & Horak, F. B. (2007). Adaptation of postural orientation to changes in surface inclination. *Experimental brain research*, *178*(1), 1‑17.

Kono, R., Hasebe, S., Ohtsuki, H., Kashihara, K., & Shiro, Y. (2002). Impaired vertical phoria adaptation in patients with cerebellar dysfunction. *Investigative ophthalmology & visual science*, *43*(3), 673‑8.

Kording, K., & Wolpert, D. (2004). a) Bayesian integration in sensorimotor learning. *Nature*, *427* , 244‑247.

Kording, K., Wolpert, D., & Sci, U. (2004). b) The loss function of sensorimotor learning. *Proc Natl Acad*, *101* , 9839‑9842.

Kugelberg, E., Eklund, K., & Grimby, L. (1960). An electromyographic study of the nociceptive reflexes of the lower limb. *Mechanism of the plantar responses Brain Sep*, *83* , 394‑410.

Kuriyama, N., & Ito, H. (2005). Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. *Journal of Nippon Medical School = Nippon Ika Daigaku zasshi*, *72*(3), 165‑73.

Lackner, J. R., & Levine, M. S. (1979). Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration of postural muscles: vibratory myesthetic illusions. *Aviation, space, and environmental medicine*, *50*(4), 346‑54.

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. *Experimental brain research*, *115*(2), 300‑10.

Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*, *38*(6), 411‑21.

Lafond, D., Corriveau, H., & Prince, F. (2004). Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes care*, *27*(1), 173‑8.

Lafond, D., Mouchnino, L., & Prince, F. (2004). Tactile stimulation of insoles and balance control in elderly people. *Lancet (London, England)*, *363*(9402), 84; author reply 85-6.

Lamoulie, M. (1980). Cartographie de la sensibilité discriminatoire de la plante du pied chez l'adulte sain. *Ann Kinesith*, *7* , 9‑24.

Lápossy, E., Maleitzke, R., Hrycaj, P., Mennet, W., & Müller, W. (1995). The frequency of

transition of chronic low back pain to fibromyalgia. *Scandinavian journal of rheumatology, 24*(1), 29‑33.

Lappe, Bremmer, & van den Berg AV. (1999). Perception of self-motion from visual flow. *Trends in cognitive sciences, 3*(9), 329‑336.

Le, T.T., Kapoula. Z. (2006). Distance impairs postural stability only under binocular viewing. *Vision Res* 46: 3586–3593.

Le, T., & Kapoula, Z. (2007). Role of ocular convergence in the Romberg quotient. *Gait Posture, 27* , 493‑500.

Le Pera, D., Graven-Nielsen, T., Valeriani, M., Oliviero, A., Di Lazzaro, V., Tonali, P. A., & Arendt-Nielsen, L. (2001). Inhibition of motor system excitability at cortical and spinal level by tonic muscle pain. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, 112*(9), 1633‑41.

Lee, D.N., Lishmann, J.R. (1976). Vision - The most efficient source of propriocetive information for balance control. *Agressologie, 18, A*: 83-94

Leigh, R., & Zee, D. (2006). The saccadic system. *In Leigh RJ, Zee DS, editors. The neurology of eye movements. Oxford University Press.* pp. 111-401.

Lemaire, J., Morin, D., Joyal, C., Masse, S., Weber, P., Pied Masson, & Equilibre Traitements. (2002). Fidélité, sensibilité et validation clinique des tests posturaux, posturostatiques et posturodynamiques. *In : B. Weber, P. Villeneuve (Eds.), Pied, Equilibre, Traitements Posturaux. Masson Paris.* Pp. 117-122.

Lennerstrand, G., Han, Y., & Velay, J. L. (1996). Properties of eye movements induced by activation of neck muscle proprioceptors. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie, 234*(11), 703‑9.

Lennerstrand, G., Tian, S., & Han, Y. (1997). Effects of eye muscle proprioceptive activation on eye position in normal and exotropic subjects. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie, 235*(2), 63‑9.

Leporck, A., & Villeneuve, P. (1996). *Les épines irritatives d'appui plantaire, objectivation clinique et stabilométrique.* In : Pied, équilibre et posture, Villeneuve P. (Ed), Frison Roche, Paris, pp. 131-138.

Lestienne, F., Soechting, J., & Berthoz, A. (1977). Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Experimental brain research, 28*(3‑4), 363‑84.

Levangie, P., & Norkin, C. (2001). Joint structure and function: a comprehensive analysis Philadelphia: F.A. Davis Company.

Lipsitz, L. A., Lough, M., Niemi, J., Travison, T., Howlett, H., & Manor, B. (2015). A shoe

insole delivering subsensory vibratory noise improves balance and gait in healthy elderly people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *96*(3), 432‑9.

Liu, W., Lipsitz, L. A., Montero-Odasso, M., Bean, J., Kerrigan, D. C., & Collins, J. J. (2002). Noise-enhanced vibrotactile sensitivity in older adults, patients with stroke, and patients with diabetic neuropathy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *83*(2), 171‑6.

Lopez, C., Mercier, M. R., Halje, P., & Blanke, O. (2011). Spatiotemporal dynamics of visual vertical judgments: early and late brain mechanisms as revealed by high-density electrical neuroimaging. *Neuroscience*, *181*, 134‑49.

Lopez, M. N., Lazar, M. D., & Imperio, S. M. (2005). A qualitative analysis of inaccurate responses on the Hooper Visual Organization Test. *Perceptual and motor skills*, *100*(3 Pt 1), 695‑702.

Lowrey, C. R., Strzalkowski, N. D. J., & Bent, L. R. (2010). Skin sensory information from the dorsum of the foot and ankle is necessary for kinesthesia at the ankle joint. *Neuroscience letters*, *485*(1), 6‑10.

Lowrey, C. R., Strzalkowski, N. D. J., & Bent, L. R. (2013). Cooling reduces the cutaneous afferent firing response to vibratory stimuli in glabrous skin of the human foot sole. *Journal of neurophysiology*, *109*(3), 839‑50.

Lundberg, A. (1979). Multisensory control of spinal reflex pathways. *In: R. Granit & O. Pomeiano (eds) Reflex Control of Posture and Movement, Progress in Brain Research.* pp.11–28. Elsevier, Amsterdam.

Lunghi, C., & Alais, D. (2015). Congruent tactile stimulation reduces the strength of visual suppression during binocular rivalry. *Scientific reports*, *5*, 9413.

Lunghi, C., & Alais, D. (2013). Touch Interacts with Vision during Binocular Rivalry with a Tight Orientation Tuning. *PLoS One 8 e, 58754.*

Lunghi, C., Binda, P., & Morrone, M. C. (2010). Touch disambiguates rivalrous perception at early stages of visual analysis. *Current biology : CB*, *20*(4), R143-4.

Lyon, D. W., Goss, D. A., Horner, D., Downey, J. P., & Rainey, B. (2005). Normative data for modified Thorington phorias and prism bar vergences from the Benton-IU study. *Optometry (St. Louis, Mo.)*, *76*(10), 593‑9.

Macefield, G., Gandevia, S. C., & Burke, D. (1990). Perceptual responses to microstimulation of single afferents innervating joints, muscles and skin of the human hand. *The Journal of physiology*, *429*, 113‑29.

Macefield, V. G. (2005). Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clinical and experimental pharmacology & physiology*, *32*(1‑2), 135‑44.

Magnus, R. (s. d.). Some results of studies in the physiology of posture. *Lancet 211, 1926* , 585‑588.

Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Pyykkö, I. (1990a). Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta oto-laryngologica, 110*(3‑4), 182‑8.

Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., Pyykkö, I. (1990b). The importance of somatosensory information from the feet in postural control in man. *In: Disorder of posture and gait 1990. Brandt Th., Paulus W., Bles W., Georg Thieme, Stuttgart,* pp. 190-1993.

Maki, B. E., Perry, S. D., Norrie, R. G., & McIlroy, W. E. (1999). Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences, 54*(6), M281-7.

Maksimovic, S., Nakatani, M., Baba, Y., Nelson, A. M., Marshall, K. L., Wellnitz, S. A., … Lumpkin, E. A. (2014). Epidermal Merkel cells are mechanosensory cells that tune mammalian touch receptors. *Nature, 509*(7502), 617‑21.

Manabe, Y., Honda, E., Shiro, Y., Sakai, K., Kohira, I., Kashihara, K., … Abe, K. (2001). Fractal dimension analysis of static stabilometry in Parkinson's disease and spinocerebellar ataxia. *Neurological research, 23*(4), 397‑404.

Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., & Marin, O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *Journal of gerontology, 44*(4), M118-27.

Manfredini, D., Castroflorio, T., Perinetti, G., & Guarda-Nardini, L. (2012). Dental occlusion, body posture and temporomandibular disorders: where we are now and where we are heading for. *Journal of oral rehabilitation, 39*(6), 463‑71.

Marendaz, C. (1989). Selection of reference frames and the « vicariance » of perceptual systems. *Perception, 18*(6), 739‑51.

Marieb, E. (s. d.). Anatomie et physiologie humaine. *4me dition DeBoeck Universit Paris p143, 1999* .

Marino, P., Beltrame, F., Benini, A., Dal Forno, P., LoSchiavo, I., Marini, A., & Menegatti, G. (1999). [Diastolic heart failure: excess or diminution of compliance?]. *Cardiologia (Rome, Italy), 44 Suppl 1*(Pt 1), 59‑60.

Marple-Horvat, D. E., & Criado, J. M. (1999). Rhythmic neuronal activity in the lateral cerebellum of the cat during visually guided stepping. *The Journal of physiology, 518 (Pt 2),* 595‑603.

Marple-Horvat, D. E., Criado, J. M., & Armstrong, D. M. (1998). Neuronal activity in the lateral cerebellum of the cat related to visual stimuli at rest, visually guided step modification, and saccadic eye movements. *The Journal of physiology, 506 (Pt 2),* 489‑514.

Marple-Horvat, D. E., & Crowdy, K. A. (2005). Direct visualisation of gaze and hypometric saccades in cerebellar patients during visually guided stepping. *Gait & posture*, *21*(1), 39‑47.

Martinerie, J., Gagey, P., Woollacott, M., & Horak, F. (1992). Chaotic analysis of the stabilometric signal. *In Posture and gait control mechanisms University of Oregon Books Portland I 407, 404* .

Martins-Lalanne, C., Briecke, G., Leclerc, D., & Delterre, S. (2013). Les barres antérieures influencent elles le maddox postural chez l'enfant normolecteur et chez l'enfant dyslexique ? Mémoire DU PATA. *Universit de Bourgogne*.

Marucchi, C., & Gagey, P. M. (1987). [Postural blindness]. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression*, *28*(9), 947‑8.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology*, *38*(1), 35‑56.

Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, *4*(6), 877‑87.

Massion, J. (1997). Cerveau et motricité. *PUF*.

Matheron, E. (2000). Hétérophories verticales et normalisation myotonique. *Kinésithrapie Scientifique mars*, *398* , 6‑10.

Matheron, E. (2009). Incidence des phories verticales sur le contrôle postural en vision binoculaire. *Thèse de doctorat de l'Université Paris Descartes.*

Matheron, E., Barlaud, P., Athis, P., Lacour, M., & Weber, B. (2005). Evaluation des hétérophories verticales en vision de loin chez des sujets arthralgiques et/ou rachialgiques dits chroniques et incidence de leur normalisation par kinésithérapie proprioceptive spécifique. *In Lacour M., Weber B. eds, Posture et équilibre. Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Marseille, Solal.* pp.213-20.

Matheron, E., & Kapoula, Z. (2008). Vertical phoria and postural control in upright stance in healthy young subjects. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *119*(10), 2314‑20.

Matheron, E., & Kapoula, Z. (2011). Vertical heterophoria and postural control in nonspecific chronic low back pain. *PloS one*, *6*(3), e18110.

Matheron, E., Lê, T.-T., Yang, Q., & Kapoula, Z. (2007). Effects of a two-diopter vertical prism on posture. *Neuroscience letters*, *423*(3), 236‑40.

Matheron, E., Yang, Q., Lê, T.-T., & Kapoula, Z. (2008). Effects of ocular dominance on the vertical vergence induced by a 2-diopter vertical prism during standing. *Neuroscience letters*, *444*(2), 176‑80.

Matheron, E. (2007). Test de Maddox (stries verticales) et syndrome de déficience posturale de da Cunha (SDP). *In: Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Weber B, Villeneuve P, eds), Paris: Masson*, pp 76-81.

Matthews, P. B., & Stein, R. B. (1969). The sensitivity of muscle spindle afferents to small sinusoidal changes of length. *The Journal of physiology*, *200*(3), 723‑43.

Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B., & Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neuroscience letters*, *302*(1), 45‑8.

May, P., & Ennever, J. (2006). *The mammalian superior colliculus: laminar structure and connections.*

McCabe, C. S., Cohen, H., & Blake, D. R. (2007). Somaesthetic disturbances in fibromyalgia are exaggerated by sensory motor conflict: implications for chronicity of the disease? *Rheumatology (Oxford, England)*, *46*(10), 1587‑92.

McCabe, C. S., Haigh, R. C., Halligan, P. W., & Blake, D. R. (2005). Simulating sensory-motor incongruence in healthy volunteers: implications for a cortical model of pain. *Rheumatology (Oxford, England)*, *44*(4), 509‑16.

McCluskey, M. K., & Cullen, K. E. (2007). Eye, head, and body coordination during large gaze shifts in rhesus monkeys: movement kinematics and the influence of posture. *Journal of neurophysiology*, *97*(4), 2976‑91.

McDonnell, M. D., & Ward, L. M. (2011). The benefits of noise in neural systems: bridging theory and experiment. *Nature reviews. Neuroscience*, *12*(7), 415‑26.

McGlone, F., & Reilly, D. (2010). The cutaneous sensory system. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, *34*(2), 148‑59.

McKenna, G. J., Peng, G. C. Y., & Zee, D. S. (2004). Neck muscle vibration alters visually perceived roll in normals. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO*, *5*(1), 25‑31.

McKeon, P. O., & Hertel, J. (2007). Plantar hypoesthesia alters time-to-boundary measures of postural control. *Somatosensory & motor research*, *24*(4), 171‑7.

McKeon, P. O., Stein, A. J., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2012). Altered plantar-receptor stimulation impairs postural control in those with chronic ankle instability. *Journal of sport rehabilitation*, *21*(1), 1‑6.

McNulty, P. A., & Macefield, V. G. (2001). Modulation of ongoing EMG by different classes of low-threshold mechanoreceptors in the human hand. *The Journal of physiology*, *537*(Pt 3), 1021‑32.

Menz, H. B., & Lord, S. R. (2001). Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *91*(5), 222‑9.

Menz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. (2006). Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, *61*(8), 866‑70.

Merabet, L.B., Hamilton, R., Schlaug, G., Swisher, J.D., Kiriakopoulos, E.T., Pitskel, N.B., Kauffman, T., Pascual-Leone, A. (2008). Rapid and reversible recruitment of early visual cortex for touch. *PLoS One*. 27;3(8):e3046. doi: 10.1371/journal.pone.0003046.

Merfeld, D. M., Zupan, L., & Peterka, R. J. (1999). Humans use internal models to estimate gravity and linear acceleration. *Nature*, *398*(6728), 615‑8.

Mergner, T., & Becker, W. (2003). A modeling approach to the human spatial orientation system. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *1004*, 303‑15.

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 research. Brain research reviews*, *28*(1‑2), 118‑35.

Mergner, T., Schweigart, G., Botti, F., & Lehmann, A. (1998). Eye movements evoked by proprioceptive stimulation along the body axis in humans. *Experimental brain research*, *120*(4), 450‑60.

Meyer, P. F., Oddsson, L. I. E., & De Luca, C. J. (2004). Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Experimental brain research*, *157*(4), 526‑36.

Michelotti, A., Buonocore, G., Manzo, P., Pellegrino, G., & Farella, M. (2011). Dental occlusion and posture: an overview. *Progress in orthodontics*, *12*(1), 53‑8.

Mildren, R. L., & Bent, L. R. (2016). Vibrotactile stimulation of fast-adapting cutaneous afferents from the foot modulates proprioception at the ankle joint. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *120*(8), 855‑64.

Mildren, R. L., Strzalkowski, N. D. J., & Bent, L. R. (2016). Foot sole skin vibration perceptual thresholds are elevated in a standing posture compared to sitting. *Gait & posture*, *43*, 87‑92.

Misery, L. (2000). La peau neuronale ou les nerfs à fleur de peau. *Collection Vivre et Comprendre Eds Ellipses Marketing*. Pp. 99.

Missaoui, B., Portero, P., Bendaya, S., Hanktie, O., & Thoumie, P. (2008). Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*, *38*(6), 447‑57.

Mittelstaedt, H. (1986). The subjective vertical as a function of visual and extraretinal cues. *Acta psychologica*, *63*(1‑3), 63‑85.

Mittelstaedt, H. (1992). Somatic versus vestibular gravity reception in man. *Annals of the*

New York Academy of Sciences, *656*, 124‑39.

Mittelstaedt, H. (1998). Origin and processing of postural information. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, *22*(4), 473‑8.

Mohapatra, S., Kukkar, K. K., & Aruin, A. S. (2014). Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *24*(1), 144‑52.

Mok, N. W., Brauer, S. G., & Hodges, P. W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*, *29*(6), E107-12.

Morris, J. M. (1977). Biomechanics of the foot and ankle. *Clinical orthopaedics and related research*, (122), 10‑7.

Moss, F., Pierson, D., O'Gorman, D. (1994). Stochastic resonance: tutorial and update. *Int J Bifurc Chaos;*4:1383-97.

Moss, F., Ward, L. M., & Sannita, W. G. (2004). Stochastic resonance and sensory information processing: a tutorial and review of application. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *115*(2), 267‑81.

Muise, S. B., Lam, C. K., & Bent, L. R. (2012). Reduced input from foot sole skin through cooling differentially modulates the short latency and medium latency vestibular reflex responses to galvanic vestibular stimulation. *Experimental brain research*, *218*(1), 63‑71.

Müller, G.E. (1916). Über das Aubertsche Phänomen. *Z Psychol Physiol Sinnesorg 49:* 109-246.

Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2014). Cortical contributions to control of posture during unrestricted and restricted stance. *Journal of neurophysiology*, *111*(9), 1920‑6.

Murray, M. M., Thelen, A., Thut, G., Romei, V., Martuzzi, R., & Matusz, P. J. (2016). The multisensory function of the human primary visual cortex. *Neuropsychologia*, *83*, 161‑9.

Mykelbust, J., Prieto, T., & Mykelbust, B. (1995). Evaluation of non linear dynamics in postural steadiness time series. *Ann Biomed Engin*, *23* , 711‑719.

Myklebust, J. B., Prieto, T., & Myklebust, B. (1995). Evaluation of nonlinear dynamics in postural steadiness time series. *Annals of biomedical engineering*, *23*(6), 711‑9.

Nardone, A., Giordano, A., Corrà, T., & Schieppati, M. (1990). Responses of leg muscles in humans displaced while standing. Effects of types of perturbation and of postural set. *Brain : a journal of neurology*, *113 (Pt 1)*, 65‑84.

Nardone, A., & Schieppati, M. (2004). Group II spindle fibres and afferent control of stance. Clues from diabetic neuropathy. *Clinical neurophysiology : official journal of the*

International Federation of Clinical Neurophysiology, *115*(4), 779‑89.

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

Nashner, L., & Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain research*, *150*(2), 403‑7.

Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental brain research*, *26*(1), 59‑72.

Nashner, L. M. (1979). Organization and programming of motor activity during posture control. *Progress in brain research*, *50*, 177‑84.

Nashner, L. M., Black, F. O., & Wall, C. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, *2*(5), 536‑44.

Neto, H. P., Grecco, L. A. C., Duarte, N. A. C., Christovão, T. C. L., Franco de Oliveira, L. V., Dumont, A. J. L., … Oliveira, C. S. (2014). Immediate Effect of Postural Insoles on Gait Performance of Children with Cerebral Palsy: Preliminary Randomized Controlled Double-blind Clinical Trial. *Journal of physical therapy science*, *26*(7), 1003‑7.

Netter, F. (2009). Atlas d'anatomie humaine. *4me dition Elsevier Masson 500pp.*

Neycenssas, C. (2013). Effet des orthèses plantaires à visée posturale sur le test de Maddox. La neutralisation des Epines Irritatives d'Appui Plantaire Inconscientes dans cette prise en charge du Syndrome de Déficience Posturale est-elle utile ? *Mémoire DU PATA. Université de Bourgogne*.

Nielsen, J., Petersen, N., & Fedirchuk, B. (1997). Evidence suggesting a transcortical pathway from cutaneous foot afferents to tibialis anterior motoneurones in man. *The Journal of physiology*, *501 (Pt 2)*, 473‑84.

Nijokitkjien, C., Van Parys, J.A.P. (1976). Romberg's sign expressed in a quotient. II Pathology. *Agressologie 17* , 19‑24.

Nouhet, B., Villeneuve, P. (1996). La comparaison des enregistrements stabilométriques sur sol dur et sur mousse est-elle utilisable en pratique clinique ? *In Pied, équilibre & posture. Frison-Roche,* pp. 91-97

Nouhet, B. (1997). Validation de l'épreuve posturodynamique : essais et premiers résultats. *In Posture et équilibre. Pathologies, vieillissement, stratégies, modélisation, éd. M. Lacour. Sauramps médical, Montpellier,* pp. 181-185.

Nyborg, H. (1971). Tactile stimulation and perception of the vertical. I. Effects of diffuse vs. specific tactile stimulation. *Scandinavian journal of psychology*, *12*(1), 1‑13.

Ohlmann, T., C, Wapner, J., & Hillsdale, N. (1991). Vicarious processes involved in selection/control of frames of reference and spatial aspects of field dependence-independence. *In: Field dependence-independence: cognitive style across the life span (S, Wapner J, eds), Demick. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates,* pp. 105‑129 .

Ohlmann, T., & Luyat, M. (2001). La posture référencée et la posture source de références. *In: Lacour M. (ed) Nouveautés 2001, conceptuelles, instrumentales et cliniques. Solal, Marseille,* pp 15-37

Ohlmann, T. (1988). La perception de la verticale. Variabilité interindividuelle dans la dépendance à l'égard des référentiels spatiaux. *Thèse pour le Doctorat d'état. Université de Paris VIII.*

Oie, K. S., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain research. Cognitive brain research, 14*(1), 164‑76.

Okada, M. (1970). Electromyographic assessment of the muscular load in forward bending posture. *J Fac science Univ Tokyo 5, 111* , 311‑336.

Okai, L., & Kohn, A. (2014). Quantifying the Contributions of a Flexor Digitorum Brevis Muscle on Postural Stability. *Motor Control Jul 15 Epub ahead of print.*

Okumura, T., Horii, A., Kitahara, T., Imai, T., Uno, A., Osaki, Y., & Inohara, H. (2015). Somatosensory shift of postural control in dizzy patients. *Acta oto-laryngologica, 135*(9), 925‑30.

Olausson, H., Wessberg, J., Morrison, I., McGlone, F., & Vallbo, A. (2010). The neurophysiology of unmyelinated tactile afferents. *Neuroscience and biobehavioral reviews, 34*(2), 185‑91.

Ouchi, Y., Okada, H., Yoshikawa, E., Nobezawa, S., & Futatsubashi, M. (1999). Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain : a journal of neurology, 122 (Pt 2),* 329‑38.

Paillard, J. (1991). Knowing where and knowing how to get there. *In: Paillard, J. (Eds). Brain and Space, chap. 24. Oxford University Press. Oxford*. pp: 461-481

Paillard, T., Costes-Salon, C., Lafont, C., & Dupui, P. (2002). Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? *British journal of sports medicine, 36*(4), 304‑5.

Palluel, E., Nougier, V., & Olivier, I. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly? *Age (Dordrecht, Netherlands), 30*(1), 53‑61.

Paquet, N., Tam, F., & Hui-Chan, C. W. (1996). Functional modulation of the human flexion and crossed extension reflexes by body position. *Neuroscience letters, 209*(3), 215‑7.

Patel, M., Fransson, P. A., Johansson, R., & Magnusson, M. (2011). Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. *Experimental brain research*, *208*(4), 519‑27.

Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D., & Gomez, S. (2008b). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & posture*, *28*(4), 649‑56.

Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D., Petersen, H., Magnusson, M., Johansson, R., & Gomez, S. (2008a). The effects of foam surface properties on standing body movement. *Acta oto-laryngologica*, *128*(9), 952‑60.

Patla, A. E., & Vickers, J. N. (1997). Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? *Neuroreport*, *8*(17), 3661‑5.

Paulus, W., Hawken, M., Quintern, J., Straube, A., Krafczyk, S., Bötzel, K., & Brandt, T. (1988). Multisensory versus monosensory stabilization of posture. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression*, *29*(10), 699‑703.

Paulus, W. M., Straube, A., & Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain : a journal of neurology*, *107 (Pt 4)*, 1143‑63.

Paulus, W., Straube, A., Krafczyk, S., & Brandt, T. (1989). Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. *Experimental brain research*, *78*(2), 243‑52.

Penfield, W., Rasmussen, T., Macmillan, N., & Company New. (1950). The cerebral cortex of man. *The 248 pp*.

Perennou, D., Amblard, B., Leblond, C., & Pelissier, J. (1998). Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions, Neurosci Lett. *252*, 75‑78.

Pérez Zapata, L., Aznar-Casanova, J.A., Supèr, H. (2013). Two stages of programming eye gaze shifts in 3-D space. *Vision Res. Jun 28;86*:15-26.

Perinetti, G., & Contardo, L. (2009). Posturography as a diagnostic aid in dentistry: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, *36*(12), 922‑36.

Perinetti, G., Primozic, J., Manfredini, D., Di Lenarda, R., & Contardo, L. (2013). The diagnostic potential of static body-sway recording in orthodontics: a systematic review. *European journal of orthodontics*, *35*(5), 696‑705.

Perinetti, G., Türp, J. C., Primožič, J., Di Lenarda, R., & Contardo, L. (2011). Associations between the masticatory system and muscle activity of other body districts. A meta-analysis of surface electromyography studies. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *21*(6), 877‑84.

Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical orthopaedics and related research*, (177), 9‑15.

Perry J. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *New Jersey: SLACK Incorporated*.

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. *Neuroscience letters*, *392*(1‑2), 62‑7.

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 research*, *877*(2), 401‑6.

Perry, S. D., Radtke, A., & Goodwin, C. R. (2007). Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination. *Gait & posture*, *25*(1), 94‑8.

Perry, S. D., Radtke, A., McIlroy, W. E., Fernie, G. R., & Maki, B. E. (2008). Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, *63*(6), 595‑602.

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, *88*(3), 1097‑118.

Peterson, B., & Richmond, F. (1988). Control of head movement. *Prog Brain Res*, *76* , 23‑77.

Pinsault, N., & Vuillerme, N. (2009). Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Medical engineering & physics*, *31*(2), 276‑86.

Pope, M., Chinn, L., Mullineaux, D., McKeon, P. O., Drewes, L., & Hertel, J. (2011). Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait & posture*, *34*(2), 154‑8.

Popov, K. E., Lekhel, H., Faldon, M., Bronstein, A. M., & Gresty, M. A. (1999). Visual and oculomotor responses induced by neck vibration in normal subjects and labyrinthine-defective patients. *Experimental brain research*, *128*(3), 343‑52.

Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental brain research*, *82*(1), 97‑106.

Pozzo, T., Vernet, P., Creuzot-Garcher, C., Robichon, F., Bron, A., & Quercia, P. (2006). Static postural control in children with developmental dyslexia. *Neuroscience letters*, *403*(3), 211‑5.

Pradels, A., Pradon, D., Hlavačková, P., Diot, B., & Vuillerme, N. (2013). Sensory Re-Weighting in Human Bipedal Postural Control: The Effects of Experimentally-Induced Plantar Pain. *PloS one*, *8*(6), e65510.

Pradels, A., Pradon, D., & Vuillerme, N. (2011). Effects of experimentally induced pain of the plantar soles on centre of foot pressure displacements during unperturbed upright stance. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *26*(4), 424‑8.

Preszner-Domjan, A., Nagy, E., Szíver, E., Feher-Kiss, A., Horvath, G., & Kranicz, J. (2012). When does mechanical plantar stimulation promote sensory re-weighing: standing on a firm or compliant surface? *European journal of applied physiology*, *112*(8), 2979‑87.

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 (London, England)*, *362*(9390), 1123‑4.

Priplata, A. A., Patritti, B. L., Niemi, J. B., Hughes, R., Gravelle, D. C., Lipsitz, L. A., … Collins, J. J. (2006). Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Annals of neurology*, *59*(1), 4‑12.

Priplata, A., Niemi, J., Salen, M., Harry, J., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (2002). Noise-enhanced human balance control. *Physical review letters*, *89*(23), 238101.

Proske, U., & Gandevia, S. C. (2009). The kinaesthetic senses. *The Journal of physiology*, *587*(Pt 17), 4139‑46.

Pruszynski, J. A., & Johansson, R. S. (2014). Edge-orientation processing in first-order tactile neurons. *Nature neuroscience*, *17*(10), 1404‑9.

Purves, D., Augustine, G., Fitzpatrick, D., Hall, W., Lamantia, A., McNamara, J., … Coquery, J. (2011). M. (traduction). Neurosciences. *De Boeck; Édition : 4e édition,* 960p.

Qiu, F., Cole, M. H., Davids, K. W., Hennig, E. M., Silburn, P. A., Netscher, H., & Kerr, G. K. (2012). Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait & posture*, *35*(4), 630‑5.

Qiu, F., Cole, M. H., Davids, K. W., Hennig, E. M., Silburn, P. A., Netscher, H., & Kerr, G. K. (2013). Effects of textured insoles on balance in people with Parkinson's disease. *PloS one*, *8*(12), e83309.

Quessy, S., & Freedman, E. G. (2004). Electrical stimulation of rhesus monkey nucleus reticularis gigantocellularis. I. Characteristics of evoked head movements. *Experimental brain research*, *156*(3), 342‑56.

Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, *26*(7), 724‑30.

Rainey, B. B., Schroeder, T. L., Goss, D. A., & Grosvenor, T. P. (1998). Inter-examiner repeatability of heterophoria tests. *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry*, *75*(10), 719‑26.

Redmond, A. C., Crane, Y. Z., & Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *Journal of foot and ankle research*, *1*(1), 6.

Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 21*(1), 89‑98.

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

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

Rey, F., Lê, T.-T., Bertin, R., & Kapoula, Z. (2008). Saccades horizontal or vertical at near or at far do not deteriorate postural control. *Auris, nasus, larynx, 35*(2), 185‑91.

Ribot-Ciscar, E., Bergenheim, M., & Roll, J.-P. (2002). The preferred sensory direction of muscle spindle primary endings influences the velocity coding of two-dimensional limb movements in humans. *Experimental brain research, 145*(4), 429‑36.

Ribot-Ciscar, E., Hospod, V., & Aimonetti, J.-M. (2013). Noise-enhanced kinaesthesia: a psychophysical and microneurographic study. *Experimental brain research, 228*(4), 503‑11.

Ribot-Ciscar, E., Vedel, J. P., & Roll, J. P. (1989). Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neuroscience letters, 104*(1‑2), 130‑5.

Richard, D., & Orsal, D. (2007). Neurophysiologie. Organisation et fonctionnement du système nerveux. *3me dition Dunod coll Sciences Sup.* 540p.

Richardson, J. K., & Hurvitz, E. A. (1995). Peripheral neuropathy: a true risk factor for falls. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences, 50*(4), M211-5.

Richardson, K. A., Imhoff, T. T., Grigg, P., & Collins, J. J. (1998). Using electrical noise to enhance the ability of humans to detect subthreshold mechanical cutaneous stimuli. *Chaos (Woodbury, N.Y.), 8*(3), 599‑603.

Richie, DH Jr. (2012). Effects of foot orthoses on patients with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil;21(1):*1-6.

Riskowski, J. L., Hagedorn, T. J., Dufour, A. B., & Hannan, M. T. (2015). Associations of Region-Specific Foot Pain and Foot Biomechanics: The Framingham Foot Study. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences, 70*(10), 1281‑8.

Roggenkamp, D., Köpnick, S., Stäb, F., Wenck, H., Schmelz, M., & Neufang, G. (2013). Epidermal nerve fibers modulate keratinocyte growth via neuropeptide signaling in an innervated skin model. *The Journal of investigative dermatology, 133*(6), 1620‑8.

Roll, J. P., Bergenheim, M., & Ribot-Ciscar, E. (2000). Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: II. Muscle-spindle feedback during « drawing-like » movements. *Experimental brain research*, *134*(3), 311‑21.

Roll, J. P., & Roll, R. (1987b). [Extraocular proprioception as an element of postural reference and spatial coding of retinal information]. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression*, *28*(9), 905‑12.

Roll, J. P., & Vedel, J. P. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental brain research*, *47*(2), 177‑90.

Roll, J. P., Vedel, J. P., & Ribot, E. (1989b). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental brain research*, *76*(1), 213‑22.

Roll, J. P., Vedel, J. P., & Roll, R. (1989a). Eye, head and skeletal muscle spindle feedback in the elaboration of body references. *Progress in brain research*, *80*, 113‑23; discussion 57.

Roll, J., Roll, R., Amblard, B., Berthoz, A., & Clarac, F. (1988). From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control. *In: Amblard B, Berthoz A, Clarac F, editors. Posture and gait: Development, adaptation and modulation. Elsevier, Amsterdam.* pp. 155-164.

Roll, J., Roll, R., Reagan, J., & Schoen, A. (1987). Kinaesthetic and motor effects of extraocular muscle vibration in man. *In: Eye Movements: From Physiology to Cognition (O'Reagan JL, Lévy-Schoen A eds), North-Hollands. Elsevier Publishers.* pp. 57-68.

Roll, J.-P., Albert, F., Ribot-Ciscar, E., & Bergenheim, M. (2004). « Proprioceptive signature » of cursive writing in humans: a multi-population coding. *Experimental brain research*, *157*(3), 359‑68.

Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J.-P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, *13*(15), 1957‑61.

Roll, R., Velay, J. L., & Roll, J. P. (1991). Eye and neck proprioceptive messages contribute to the spatial coding of retinal input in visually oriented activities. *Experimental brain research*, *85*(2), 423‑31.

Romberg, M. (1846). Lehrbuch der Nervenkrankheiten des Menschen. *A Dunker Berlin*.

Root, M., Orien, W., Weed, J., Foot Vol, & Corp Los. (1977). Normal and Abnormal Function of the Biomechanics ., *2* .

Root, M., Orien, W., WeedJH Biomechanical, Hughes, R., & Foot Los. (1971). of the CA: Clinical Biomechanics Corporation,.

Rossi, A., & Decchi, B. (1997). Changes in Ib heteronymous inhibition to soleus motoneurones during cutaneous and muscle nociceptive stimulation in humans. *Brain research*, *774*(1‑2), 55‑61.

Rossi, A., Zalaffi, A., & Decchi, B. (1996). Interaction of nociceptive and non-nociceptive cutaneous afferents from foot sole in common reflex pathways to tibialis anterior motoneurones in humans. *Brain research*, *714*(1‑2), 76‑86.

Rothman, K. J. (1990). No adjustments are needed for multiple comparisons. *Epidemiology (Cambridge, Mass.)*, *1*(1), 43‑6.

Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. *Gait & posture*, *32*(4), 436‑45.

Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2013). On the relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific neck pain. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, *26*(4), 401‑9.

Rutstein, R. P., Fuhr, P. D., & Swiatocha, J. (1993). Comparing the amplitude of accommodation determined objectively and subjectively. *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry*, *70*(6), 496‑500.

Sacks, O. (2012). L'œil de l'esprit. Seuil. La couleur des idées.

Sacks, O. (1996). Des yeux pour entendre. Voyage au pays des sourds. Seuil.

Sadeghi, S. G., Minor, L. B., & Cullen, K. E. (2012). Neural correlates of sensory substitution in vestibular pathways following complete vestibular loss. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, *32*(42), 14685‑95.

Sánchez-Rodríguez R, Martínez- Escamilla-Martínez E, Nova, A., & Pedrera-Zamorano, J. (2012). Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait Posture. Jul*, *36*(3), 591‑5.

Saradjian, A.H. (2015). Sensory modulation of movement, posture and locomotion. *Neurophysiologie Clinique*, *45*(4-5):255-67.

Schaible, H. G., & Schmidt, R. F. (1983). Responses of fine medial articular nerve afferents to passive movements of knee joints. *Journal of neurophysiology*, *49*(5), 1118‑26.

Scheiman, M., Wick, B. (1994). Clinical management of binocular vision, heterophoric, accommodative and eye movement disorders. *Philadelphia: Lippincott.* pp 405–440.

Schmid, M., De Nunzio, A. M., & Schieppati, M. (2005). Trunk muscle proprioceptive input assists steering of locomotion. *Neuroscience letters*, *384*(1‑2), 127‑32.

Schomburg, E. (1990). Spinal functions in sensorimotor control of movements. *Neurosurg Rev.13(3):*179-85.

Schouenborg, J., & Kalliomäki, J. (1990). Functional organization of the nociceptive withdrawal reflexes. I. Activation of hindlimb muscles in the rat. *Experimental brain*

research, *83*(1), 67‑78.

Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., & Micheli, L. (1984). Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, *66*(7), 1072‑6.

Scotto Di Cesare, C., Anastasopoulos, D., Bringoux, L., Lee, P.Y., Naushahi, M.J., Bronstein, A.M. (2013). Influence of postural constraints on eye and head latency during voluntary rotations. *Vision Res 78*:1–5

Semmlow, J. L., Hung, G. K., Horng, J. L., & Ciuffreda, K. (1993). Initial control component in disparity vergence eye movements. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, *13*(1), 48‑55.

Semmlow, J. L., Hung, G. K., Horng, J. L., & Ciuffreda, K. J. (1994). Disparity vergence eye movements exhibit preprogrammed motor control. *Vision research*, *34*(10), 1335‑43.

Severac, A., Bessou, M., & Pages, B. (1994). Unusual visual stimulation in dynamic balance conditions: Proposal for a space motion sickness test. *Adv Space Res*, *14*(8), 389‑94.

Sherrington, C. S. (1906). The integrative action of the nervous system. *New Haven:Yale University Press.*

Sherrington, C. S. (1910). Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *The Journal of physiology*, *40*(1‑2), 28‑121.

Shinoda, Y., Sugiuchi, Y., Izawa, Y., Hata, Y., & Ennever, J. (2006). *Long descending motor tract axons and theircontrol of neck and axial muscles.*

Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Kerns, K., & Woollacott, M. (1993). The effect of cognitive demands on postural control in elderly fallers and nonfallers. *Society for Neuroscience Abstracts 990, 19* .

Shumway-Cook, A., & Horak, F. B. (1986). Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Physical therapy*, *66*(10), 1548‑50.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). Normal control of posture. *In Motor Control Theory and Practical Applications Baltimore Williams and Wilkins.*

Silva, A. G., & Cruz, A. L. (2013). Standing balance in patients with whiplash-associated neck pain and idiopathic neck pain when compared with asymptomatic participants: A systematic review. *Physiotherapy theory and practice*, *29*(1), 1‑18.

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), 1411‑21.

Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., Cavanagh, P.R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture Volume 3, Issue 3:* 115-122

Sonnenborg, F. A., Andersen, O. K., Arendt-Nielsen, L., & Treede, R. D. (2001). Withdrawal reflex organisation to electrical stimulation of the dorsal foot in humans. *Experimental brain research*, *136*(3), 303‑12.

Soriot, V., Soriot-Thomas, S., Gage, L., & Mertl, P. (2013). Déficit sensitif et conséquences arthromotrices : intérêt de la rééducation sensitive. *XXmes Journes de Posturologie Clinique Paris*.

Spaich, E. G., Arendt-Nielsen, L., & Andersen, O. K. (2004). Modulation of lower limb withdrawal reflexes during gait: a topographical study. *Journal of neurophysiology*, *91*(1), 258‑66.

Sparks, D. L. (1999). Conceptual issues related to the role of the superior colliculus in the control of gaze. *Current opinion in neurobiology*, *9*(6), 698‑707.

Sparrow, L. (2005). Etude des mouvements oculaires chez les sujets dyslexiques adultes. *Vision Espace et Cognition fonctionnement normal et pathologique Septentrion Paris*, pp. 199.

Stacoff, A., Kramers-de-Quervain, I., Dettwyler, M., Wolf, P., List, R., & Ukelo, T. (2007). Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot*, *17*(3), 143‑153.

Stambolieva, K., Popivanov, D., & Grigorova, V. (2001). Nonlinear dynamics of human postural sway during upright stance. *Acta physiologica et pharmacologica Bulgarica*, *26*(3), 159‑63.

Straube, A., Paulus, W., & Brandt, T. (1990). Influence of visual blur on object-motion detection, self-motion detection and postural balance. *Behavioural brain research*, *40*(1), 1‑6.

Streepey, J. W., Kenyon, R. V., & Keshner, E. A. (2007a). Field of view and base of support width influence postural responses to visual stimuli during quiet stance. *Gait & posture*, *25*(1), 49‑55.

Streepey, J. W., Kenyon, R. V., & Keshner, E. A. (2007b). Visual motion combined with base of support width reveals variable field dependency in healthy young adults. *Experimental brain research*, *176*(1), 182‑7.

Streiner, D. L., & Norman, G. R. (2011). Correction for multiple testing: is there a resolution? *Chest*, *140*(1), 16‑8.

Strupp, M., Glasauer, S., Jahn, K., Schneider, E., Krafczyk, S., & Brandt, T. (2003). Eye movements and balance. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *1004*, 352‑8.

Strzalkowski, N. D. J., Mildren, R. L., & Bent, L. R. (2015b). Thresholds of cutaneous afferents related to perceptual threshold across the human foot sole. *Journal of neurophysiology*, *114*(4), 2144‑51.

Strzalkowski, N. D. J., Triano, J. J., Lam, C. K., Templeton, C. A., & Bent, L. R. (2015a).

Thresholds of skin sensitivity are partially influenced by mechanical properties of the skin on the foot sole. *Physiol Rep. 3(6).* pii: e12425. doi: 10.14814/phy2.12425.

Sulzman, J., Cook, E., Bartlett, N., & J. (1948). The validity and reliability of heterophoria scores yielded by three commercial optical devices. *Psychol Feb, 32*(1), 56‑62.

Sunartpin, P., & Kotchabhakdi, N. (2005). Afferent projections from motoneurons innervating extraocular muscles to the cerebellum demonstrated by the retrograde double-labeling technique. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet thangphaet, 88*(12), 1905‑15.

Takagi, M., Frohman, E. M., & Zee, D. S. (1995). Gap-overlap effects on latencies of saccades, vergence and combined vergence-saccades in humans. *Vision research, 35*(23‑24), 3373‑88.

Tammet, D. (2007). Je suis né un jour bleu. Editions Les Arènes.

Tanaka, T., Hashimoto, N., Nakata, M., Ito, T., Ino, S., & Ifukube, T. (1996). Analysis of toe pressures under the foot while dynamic standing on one foot in healthy subjects. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, 23*(3), 188‑93.

Tanaka, T., Kojima, S., Takeda, H., Ino, S., & Ifukube, T. (2001). The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy young adults and the elderly. *Ergonomics, 44*(15), 1403‑12.

Tateuchi, H., Wada, O., & Ichihashi, N. (2011). Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Human movement science, 30*(3), 566‑73.

Teasdale, N., Bard, C., LaRue, J., & Fleury, M. (1993). On the cognitive penetrability of posture control. *Experimental aging research, 19*(1), 1‑13.

Thomas, A., De Ajuriaguerra, J. (1948). L'axe corporel. Musculature et innervation. *Masson, Paris.*

Thoumie, P., & Encycl, M. (1999). Pied, posture et équilibre. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Podologie,* Podologie 27-020-A-10, 8p.

Thumser, Z. C., & Stahl, J. S. (2009). Eye-head coupling tendencies in stationary and moving subjects. *Experimental brain research, 195*(3), 393‑401.

Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England journal of medicine, 319*(26), 1701‑7.
Todorov, E. (2004). Optimality principles in sensorimotor control. *Nature neuroscience, 7*(9), 907‑15.

Tokumasu, K., Yoneda, S., Ikegami, A., Saito, A., & Nishiata, S. (1984). Reproductability of frequency analysis of body sway in normal humans while standing. *Equilibrium Res, 43* , 24‑31.

Tortolero, X., Masani, K., Maluly, C., & Popovic, M. R. (2008). Body movement induced by electrical stimulation of toe muscles during standing. *Artificial organs, 32*(1), 5‑12.

Tropp, H. (2002). Commentary: Functional Ankle Instability Revisited. *Journal of athletic training, 37*(4), 512‑515.

Trotter, Y., Celebrini, S., Stricanne, B., Thorpe, S., & Imbert, M. (1996). Neural processing of stereopsis as a function of viewing distance in primate visual cortical area V1. *Journal of neurophysiology, 76*(5), 2872‑85.

Trousselard, M., Barraud, P., Nougier, V., Raphel, C., & Cian, C. (2004). Contribution of tactile and interoceptive cues to the perception of the direction of gravity. *Brain research. Cognitive brain research, 20*(3), 355‑62.

Trulsson, M. (2006). Sensory-motor function of human periodontal mechanoreceptors. *Journal of oral rehabilitation, 33*(4), 262‑73.

Trulsson, M., & Johansson, R. S. (2002). Orofacial mechanoreceptors in humans: encoding characteristics and responses during natural orofacial behaviors. *Behavioural brain research, 135*(1‑2), 27‑33.

Turano, K., Herdman, S. J., & Dagnelie, G. (1993). Visual stabilization of posture in retinitis pigmentosa and in artificially restricted visual fields. *Investigative ophthalmology & visual science, 34*(10), 3004‑10.

Tyler, C. W., Elsaid, A. M., Likova, L. T., Gill, N., & Nicholas, S. C. (2012). Analysis of human vergence dynamics. *Journal of vision, 12*(11).

Tzelepi, A., Lutz, A., & Kapoula, Z. (2004). EEG activity related to preparation and suppression of eye movements in three-dimensional space. *Experimental brain research, 155*(4), 439‑49.

Uchida, T., Hashimoto, M., Suzuki, N., Takegami, T., & Iwase, Y. (1979). Effects of periodic saccades on the body sway in human subjects. *Neuroscience letters, 13*(3), 253‑8.

Ushio, N., Hinoki, M., Baron, J., Gagey, P., & Meyer, J. (1975). The stepping test with neck torsion: proposal of a new equilibrium test for cervical vertigo. *Practicia Otological Kyoto sup3, 69* , 1369‑1379.

Ushio, N., Hinoki, M., Nakanishi, K., & Baron, J. B. (1980). [Role of ocular muscle proprioception in the maintenance of body equilibrium with particular reference to the cervical reflex]. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression, 21*(E), 143‑52.

Vaillant, J., Rouland, A., Martigné, P., Braujou, R., Nissen, M. J., Caillat-Miousse, J.-L., … Juvin, R. (2009). Massage and mobilization of the feet and ankles in elderly adults: effect on clinical balance performance. *Manual therapy, 14*(6), 661‑4.

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 research bulletin*, *75*(1), 18‑22.

Vallar, G., Lobel, E., Galati, G., Berthoz, A., Pizzamiglio, L., & Le Bihan, D. (1999). A fronto-parietal system for computing the egocentric spatial frame of reference in humans. *Experimental brain research*, *124*(3), 281‑6.

van der Groen, O., van Lunghi, C., der Burg, E., Alais, D., & S. (2013). Touch influences visual perception with a tight orientation-tuning. *PLo8 e, 79558*.

van Ee, R., van Boxtel, J. J. A., Parker, A. L., & Alais, D. (2009). Multisensory congruency as a mechanism for attentional control over perceptual selection. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, *29*(37), 11641‑9.

van Parys, J.A., Nijokitkjien, C. (1976). Romberg's sign expressed in a quotient. *Agressologie;17 SPECNO*:95-9.

van Rijn, L. J., ten Tusscher, M. P., de Jong, I., & Hendrikse, F. (1998). Asymmetrical vertical phorias indicating dissociated vertical deviation in subjects with normal binocular vision. *Vision research*, *38*(19), 2973‑8.

Vedel, J. P., & Roll, J. P. (1982). Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. *Neuroscience letters*, *34*(3), 289‑94.

Velay, J. L., Roll, R., Lennerstrand, G., & Roll, J. P. (1994). Eye proprioception and visual localization in humans: influence of ocular dominance and visual context. *Vision research*, *34*(16), 2169‑76.

Villeneuve P, Ehring C, Kurzawa S, Weber B. Plantar orthotics for patients with chronic low back pain (CLBP) decreases pain and improves spine function and mobility. Scientific testing of orthotic devices. 2011.

Villeneuve, P. (1995). L'Epreuve Posturo-Dynamique. *In: P.M Gagey, B Weber. Entrées du système postural fin. Paris, France: Masson.* Pp. 51-56.

Villeneuve, P. (1996). Les traitements posturopodiques. *In : Pied, équilibre et posture, Villeneuve P. (Ed), Frison Roche, Paris*, pp.175-187.

Villeneuve, P. (1989). Régulation du tonus postural par informations podales. *Revue de podologie, mai-juin, N° 49*, p54.

Villeneuve, P. (2003). Traitement postural et orthèse podale : mécanique ou informative. *In : Pied, équilibre et traitements posturaux, B. Weber et Ph. Villeneuve, Masson, Paris.* p. 93-103.

Villeneuve, P., Villeneuve-Parpay, S. (1991). Examen clinique postural. *Rev. Podologie, 59*, p.37-43.

Villeneuve, P., Villeneuve-Parpay, S. (2007). L'instabilité de l'arc inférieur peut-elle influencer les troubles de la lecture ? Idées de podologues. *In B. Weber et Ph. Villeneuve, Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Masson.* pp.88-99.

Villeneuve-Parpay, S. (1996). Lois du tonus et réflexes posturaux. *In : Pied, équilibre et posture, Villeneuve P. (Ed), Frison Roche, Paris.* pp.121.-129.

von Laßberg, C., Beykirch, K. A., Mohler, B. J., & Bülthoff, H. H. (2014). Intersegmental eye-head-body interactions during complex whole body movements. *PloS one*, *9*(4), e95450.

von Noorden, G. (2002). Binocular Vision and Ocular Motility: Theory and Management of Strabismus. *6th ed. St.Louis: Mosby*.

von Vierordt, K., & Tuebingen, H. (1860). Grundriss der Physiologie des Menschen,. *Tuebingen, H. Laupp.*

Vuillerme, N., Pinsault, N., Chenu, O., Demongeot, J., Payan, Y., & Danilov, Y. (2008). Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control. *Neuroscience letters*, *431*(3), 206‑10.

Wang, C.-C., & Yang, W.-H. (2012). Using detrended fluctuation analysis (DFA) to analyze whether vibratory insoles enhance balance stability for elderly fallers. *Archives of gerontology and geriatrics*, *55*(3), 673‑6.

Wang, T.-Y., & Lin, S.-I. (2008). Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *23*(4), 493‑9.

Wang, W. J., & Crompton, R. H. (2004). Analysis of the human and ape foot during bipedal standing with implications for the evolution of the foot. *Journal of biomechanics*, *37*(12), 1831‑6.

Wang, X., Zhang, M., Cohen, I. S., & Goldberg, M. E. (2007). The proprioceptive representation of eye position in monkey primary somatosensory cortex. *Nature neuroscience*, *10*(5), 640‑6.

Warabi, T. (1978). Trunk-ocular reflex in man. *Neurosci Lett 9(2–3):* 267–270.

Weber, B., & Gagey, P. (1998). Modification des critères de stabilométrie par interposition d'une mousse entre sole plantaire et plateforme. *In Philippe Villeneuve Pied quilibre et rachis*, pp. 201‑205.

Weber, B., Villeneuve, P., Villeneuve-Parpay, S. (2002). Epreuve posturodynamique chez le sujet sain. *In : Lacour M. (ed.), Contrôle postural pathologie et traitement, innovations et rééducation. Marseille : Solal, Coll. Posture et Equilibre.* pp. 21-23.

Weerakkody, N. S., Mahns, D. A., Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2007). Impairment of human proprioception by high-frequency cutaneous vibration. *The Journal of physiology*, *581*(Pt 3), 971‑80.

Weerakkody, N. S., Percival, P., Canny, B. J., Morgan, D. L., & Proske, U. (2003). Force matching at the elbow joint is disturbed by muscle soreness. *Somatosensory & motor research*, *20*(1), 27‑32.

Weir, C. R., Knox, P. C., & Dutton, G. N. (2000). Does extraocular muscle proprioception influence oculomotor control? *The British journal of ophthalmology*, *84*(9), 1071‑4.

Wells, C., Ward, L. M., Chua, R., & Inglis, J. T. (2003). Regional variation and changes with ageing in vibrotactile sensitivity in the human footsole. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, *58*(8), 680‑6.

Wergner, G., Mountcastle, V., & J. (1965). Neural activity in mechanoreceptive cutaneous afferents; stimulus response relations, Weber functions and information transmission., *28* , 359‑397.

Westheimer, G., & Mitchell, D. E. (1969). The sensory stimulus for disjunctive eye movements. *Vision research*, *9*(7), 749‑55.

Wiesenfeld, K., Moss, F. (1995). Stochastic resonance and the benefits of noise: from ice ages to crayfish and SQUIDs. *Nature. 5;373(6509):*33-6.

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, *3* , 193‑214.

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of neurophysiology*, *80*(3), 1211‑21.

Witkin, H., & Asch, S. (1948). Studies in space orientation: III. Perception of the upright in the absence of a visual field, *J. Exp. Psychol*, *38*, 603‑614.

Wright, W. G., Ivanenko, Y. P., & Gurfinkel, V. S. (2012). Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of neurophysiology*, *107*(5), 1513‑21.

Wu, G., & Chiang, J. (1996). The effects of surface compliance on foot pressure in stance. *Gait Posture*, *4* , 122‑129.

Wu, G., & Chiang, J. H. (1997). The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Experimental brain research*, *114*(1), 163‑9.

Yang, Q., Bucci, M. P., & Kapoula, Z. (2002). The latency of saccades, vergence, and combined eye movements in children and in adults. *Investigative ophthalmology & visual science*, *43*(9), 2939‑49.

Yasuda, T., Nakagawa, T., Inoue, H., Iwamoto, M., & Inokuchi, A. (1999). The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture. *European archives of oto-rhino-laryngology :*256:S27-32.

Yau, J. M., Celnik, P., Hsiao, S. S., & Desmond, J. E. (2014). Feeling better: separate pathways for targeted enhancement of spatial and temporal touch. *Psychological science*,

25(2), 555‑65.

Yi, Y., & Park, S. (2009). Effect of reduced cutaneous cues on motion perception and postural control. *Experimental brain research*, *195*(3), 361‑9.

Zangaladze, A., Epstein, C. M., Grafton, S. T., & Sathian, K. (1999). Involvement of visual cortex in tactile discrimination of orientation. *Nature*, *401*(6753), 587‑90.

Zangemeister, W. H., & Nagel, M. (2001). Transcranial magnetic stimulation over the cerebellum delays predictive head movements in the coordination of gaze. *Acta oto-laryngologica. Supplementum*, *545*, 140‑4.

Zehr, E. P., & Stein, R. B. (1999). What functions do reflexes serve during human locomotion? *Progress in neurobiology*, *58*(2), 185‑205.

ROLE DES AFFERENCES PLANTAIRES DANS LE CONTROLE POSTURAL ET OCULOMOTEUR DE SUJETS SAINS ET DE SUJETS AVEC INEFFICIENCE DES AFFERENCES PLANTAIRES NON SYMPTOMATIQUE

Ce travail de thèse vise à évaluer le rôle des afférences cutanées plantaires dans le contrôle postural et oculomoteur en manipulant l'extéroception plantaire à l'aide de stimulations mécaniques plantaires fines. **La 1ère étude** a montré que des éléments médio-plantaires fins externes (EME) et surtout internes (EMI) améliorent la stabilité orthostatique et postériorisent le CPP de sujets jeunes et sains lors de mouvements des yeux. Ils ont aussi une action spécifique sur la vergence (pas sur les saccades) : les EMI augmentent l'amplitude phasique de divergence et diminuent la partie tonique, autrement dit agissent surtout sur la composante pré-programmée du mouvement ; alors que les EME agissent sur la convergence en augmentant son amplitude tonique, composante contrôlée sous influence de la rétroaction visuelle. Les inserts influent de manière directe sur le contrôle postural et oculomoteur par des voies spécifiques et indépendantes. **La 2ème étude** explique la variabilité des réponses des sujets de la 1ère. Nous avons mesuré leur degré d'utilisation des afférences extéroceptives plantaires par la méthode du Quotient Plantaire (QP = Surface $_{CPP\ mousse}$ / Surface $_{CPP\ sol\ dur}$ X 100). Un QP<100 suggère une Inefficience des Afférences Plantaires (IAP) : les sujets IAP ne présentent plus d'amélioration de leur stabilité ni aucune modification de la vergence avec les inserts plantaires. Nous proposons que cette situation soit non physiologique et relève d'un dysfonctionnement non douloureux latent des récepteurs plantaires, opposant les sujets IAP aux sujets ayant un QP normal. **La 3ème étude** a investigué les rapports entre l'utilisation des afférences plantaires et visuelles chez de jeunes adultes sains avec la méthode du QP et du Quotient de Romberg (QR). Elle a mis en évidence l'existence d'une utilisation synergique des afférences visuelles et plantaires en vision de près, uniquement chez les sujets au QP normal. Les sujets IAP ont un QR plus bas que les sujets au QP normal, en vision de près et sur sol dur uniquement. Sur mousse, leur QR des sujets IAP augmente ; les yeux fermés, leur QP augmente, ce qui objective une asynergie visuo-podale. **La 4ème étude**, sur la même population, a montré qu'un EME bilatéral augmente l'ésophorie, uniquement de loin et chez les sujets IAP. **La 5ème étude** a révélé l'influence de l'extéroception plantaire sur la perception de la Verticale Visuelle Subjective (VVS) sur la même population. Elle a montré une diminution de l'erreur vers la gauche de près chez les sujets au QP normal avec un EME droit, ainsi qu'une diminution de l'erreur absolue de loin chez les sujets IAP avec un EMI bilatéral. L'ensemble de ces travaux consolide au plan théorique l'importance des afférences plantaires aussi bien pour le contrôle orthostatique, le contrôle de la vergence, la perception de la VVS et l'alignement des yeux (phories). Ils démontrent que l'utilisation de ces afférences est variable selon les sujets et ont des implications cliniques pluridisciplinaires.

Mots clés : Contrôle postural, intégration multisensorielle, mouvement des yeux, oculomotricité, vergence, hétérophorie, Verticale Visuelle Subjective (VVS), afférences cutanées plantaires, Quotient Plantaire (QP), asynergie visuo-podale , inserts plantaires fins, semelles posturales.

This thesis aims at assessing the role of plantar cutaneous afferents in postural and oculomotor control by manipulating plantar exteroception with thin mechanical plantar stimulations. **The 1st study** showed that lateral, and even more medial mid-foot plantar inserts (LAS / MAS) improve stability in quiet stance and induce a backward shift of the CoP of young healthy subjects during eye movements. They also have a specific action upon vergence (not saccades): MAS increase the phasic amplitude of divergence and decrease its tonic part, in other words they mainly act on the pre-programmed component of the movement; whereas LAS act upon convergence, increasing its tonic amplitude, which is under the influence of visual retroaction. The inserts have a direct influence upon postural and oculomotor control through specific and independent paths. **The 2nd study** explained the variability of the subjects' answers of the former. We measured their degree of reliance upon plantar cutaneous afferents with the Plantar Quotient method (PQ = Surface $_{CoP\ foam}$ / Surface $_{CoP\ firm\ gorund}$ X 100). A PQ<100 suggest a Plantar Extercoeptive Inefficency (PEI): PEI subjects do not show any improvement of their stability or any modification of vergence with the inserts. We propose that this situation is non-physiological and results from a non-noxious latent dysfunction of the sole receptors, opposing the PEI subjects to those who have a normal PQ. **The 3rd study** investigated the relationship between the use of plantar and visual afferents in young healthy subjects with the method of the PQ and Romberg Quotient (RQ). It has evidenced the existence of a synergic use of visual and plantar afferents in close-distance vision, only among normal PQ subjects. The PEI subjects have a significantly lower RQ than the others only at close distance on firm ground. On foam, their RQ increases; eyes closed, their PQ increases, which objectifies a visual-podal asynergy. **The 4th study**, on the same population, showed that a bilateral LAS increase esophoria only at far distance and among the PEI subjects. **The 5th study** revealed the influence of plantar exteroception upon the perception of verticality on the same population. It has brought out a decrease of the leftward error at near distance among the normal PQ subjects with a right LAS, and a decrease of the absolute error at far distance among the PEI subjects with a bilateral MAS. Taken together, these studies support, from a theoretical point of view, the importance of plantar afferents for postural control as well as vergence control, SVV estimation and eyes alignment (phorias). They demonstrate that the use of these afferents depends on the subjects and have multidisciplinary clinical implications.

Key words: postural control, multisensory integration, eye movement, oculomotricity, vergence, heterophoria, Subjective Visual Vertical (SVV), plantar cutaneous afferents, Plantar Quotient (PQ), visual-podal asynergy, thin plantar inserts, postural insoles.

DISCIPLINE : NEUROSCIENCES

Laboratoire IRIS, Physiopathologie de la Vision et Motricité Binoculaire, FR3636 CNRS, Université Paris Descartes, 45 rue des Saints-Pères 75006 Paris, France.