

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

LE RÔLE DES RÉCEPTEURS TACTILES PLANTAIRES DANS LE CONTRÔLE
DE LA POSTURE CHEZ L'ENFANT ET CHEZ L'ADULTE.

MÉMOIRE
PRÉSENTÉ
COMME EXIGENCE PARTIELLE
À LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR
MARIÈVE BLANCHET

DÉCEMBRE 2009

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement n°8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

La première personne à remercier est sans contredit la Dre Geneviève Cadoret, directrice de mon mémoire, sans qui ce projet n'aurait jamais vu le jour. Elle possède de grandes richesses humaines ainsi que de grandes capacités intellectuelles tout en étant très humble, souriante et toujours disponible. Elle est un mentor pour ses étudiants, nous sommes tous unanimes!

Pour réaliser ce projet, j'avais absolument besoin d'une équipe! Tout d'abord, je remercie les membres de mon jury pour la pertinence de leurs suggestions. Un gros merci au Dr Denis Marchand pour avoir donné beaucoup de son temps à plusieurs des étapes de cette recherche. Il a contribué, de façon très pertinente et ingénieuse à ce projet et m'a transmis plusieurs connaissances biomécaniques indispensables à mes projets futurs. Il a aussi créé l'appareillage, construit par David Brouillette, professionnel de recherche à l'IRSST. Merci beaucoup à Carole Roy (technicienne de laboratoire) et Robin Drolet (technicien en électronique) pour leur disponibilité, leur bonne humeur et surtout leur compétence dans toutes les autres tâches connexes... Ce fut un plaisir!

Merci énormément à mes sujets et aux parents de mes petits sujets pour votre temps.

Un sincère merci à toute ma famille et amis (Ti-Bi, Élise, Karine, Marilyn, Véro, Val, Nico, Will, DiscoDan, les Labrie, Jacob et Abitibi & Cie) d'enrichir ma vie, de votre soutien inconditionnel, de vos encouragements et surtout, pour avoir fait semblant d'être intéressés par le développement neurologique... Un merci tout spécial à mes parents, mon frère et mes sœurs d'avoir partagé mes victoires ainsi que mes échecs depuis le tout début. Un merci tout spécial à Max, pour son écoute, sa grandeur d'âme et son soutien technique avec Excel! Merci à Mélanie, Raph, Janie, Maude Max et Jean- Mich d'avoir donné de leur temps pour s'occuper de Mahéva. Vous m'avez beaucoup aidé! Mahéva, merci d'avoir été un si bon bébé... Tu as grandement facilité la tâche de ta maman. Et finalement, merci profondément à Sébastien de partager ma vie depuis le début de mes études postsecondaires. Merci pour ta patience, ton écoute et surtout, merci d'être ce que tu es.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	ii
TABLE DES MATIÈRES.....	iii
LISTE DES FIGURES.....	vi
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	ix
RÉSUMÉ.....	x
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I.....
REVUE DE LITTÉRATURE.....	3
1. LA PHYSIOLOGIE DES RÉCEPTEURS TACTILES PLANTAIRES CHEZ L'ADULTE.....	3
1.1. CARACTÉRISTIQUES.....	3
1.2. LES FONCTIONS GÉNÉRALES DES RÉCEPTEURS TACTILES PLANTAIRES.....	7
2. L'INTERRELATION ENTRE LES RÉCEPTEURS TACTILES PLANTAIRES ET LES AUTRES SYSTÈMES SENSORIELS.....	9
2.1 LIENS ENTRE LES SYSTÈMES VISUEL ET TACTILE.....	10
2.2. LIEN ENTRE LES SYSTÈMES VESTIBULAIRE ET SOMATOSENSORIEL.....	11
2.3. LIEN ENTRE LES SYSTÈMES PROPRIOCEPTIF, ARTICULAIRE ET TACTILE.....	12
3. LA CONTRIBUTION DES AFFÉRENCES TACTILES DANS LE CONTRÔLE DE LA POSTURE CHEZ L'ADULTE.....	14
3.1 LES MODÈLES DE CONTRÔLE DE LA POSTURE ET LES AFFÉRENCES TACTILES.....	14
3.2. LE CONTRÔLE DE LA POSTURE EN L'ABSENCE D'AFFÉRENCE TACTILE.....	20
3.3. LA MODULATION DES RÉFLEXES ET DES STRATÉGIES POSTURALES PAR LES AFFÉRENCES TACTILES.....	23

3.4. LA PERCEPTION SPATIALE DES CENTRES DE PRESSION PAR LES AFFÉRENCES TACTILES.....	28
3.5. CONCLUSION.....	32
4. LA CONTRIBUTION DES AFFÉRENCES TACTILES DANS LE CONTRÔLE DE LA POSTURE CHEZ L'ENFANT.....	33
4.1. L'INFLUENCE DU DÉVELOPPEMENT MORPHOLOGIQUE DANS LA POSTURE.....	34
4.2. LES ÉVIDENCES DU DÉVELOPPEMENT POSTURAL.....	37
4.3. DÉVELOPPEMENT DES DIFFÉRENTES STRATÉGIES DE CONTRÔLE DE LA POSTURE CHEZ L'ENFANT.....	42
4.3.1. La période de transition.....	48
4.3.2. Les réflexes posturaux chez l'enfant.....	48
4.4. LE CONTRÔLE MULTISENSORIEL DE LA POSTURE CHEZ L'ENFANT.....	49
4.4.1. L'interrelation des systèmes sensoriels en développement.....	49
4.4.2. Le système visuel.....	50
4.4.3. Le système vestibulaire.....	51
4.4.4. Le système somatosensoriel.....	52
CHAPITRE II.....	
MÉTHODOLOGIE.....	55
5.1. SUJETS.....	55
5.1.1. Critères d'exclusion.....	56
5.2. LA TÂCHE.....	56
5.3. APPAREILLAGE.....	58
5.4. LES EMG.....	59
5.5. VARIABLES.....	61
5.6. ANALYSE DES DONNÉES.....	61
5.6.1. Inclinaison de la plateforme.....	61
5.6.2. Les forces.....	63
5.6.2.1. Correction des signaux bruts.....	63
5.6.3. L'analyse statistique.....	65
CHAPITRE III.....	

RÉSULTATS	66
6.1. LES EFFETS DE SURFACE SUR LA FORCE.....	66
6.1.1 Les effets vers l'avant.....	66
6.1.2 Les effets vers l'arrière.....	68
6.2. LES EFFETS DE SURFACE SUR LES EMG.....	70
6.2.1. Les effets sur le tibialis antérieur.....	70
6.2.2. Les effets sur le gastrocnémien.....	71
CHAPITRE IV	
DISCUSSION	72
7.1. LE CONTRÔLE DE L'ÉQUILIBRE STATIQUE LORS DE L'INCLINAISON DE LA PLATEFORME.....	73
7.2. LES EMG.....	76
7.3. LES RTP DANS LE CONTRÔLE DE L'ÉQUILIBRE.....	80
7.4. LIMITES DE L'ÉTUDE.....	81
7.5. CONCLUSION.....	82
CHAPITRE V	
RÉFÉRENCES	84

LISTE DES FIGURES

Figures		Pages
1.1	Les mécanorécepteurs de la peau glabre des pieds.....	4
1.2	La sensibilité directionnelle des mécanorécepteurs plantaires enregistrée par microneurographie.....	7
3.1	Vision biomécanique de l'oscillation posturale.....	14
3.2	Tracé de l'oscillation antéropostérieure chez l'adulte.....	16
3.3	Modèle de l'organisation posturale à deux niveaux	19
4.1	La structure osseuse du pied de l'adulte et de l'enfant.	34
4.2	Excursion des CdP en équilibre quasi-statique et limites de la stabilité, yeux ouverts, chez l'enfant de 4 ans et chez l'adulte....	35
4.3	Mesures de l'oscillation posturale chez l'enfant.....	41
4.4	Comparaison des moyennes d'oscillation entre 2 groupes d'enfants (4-5 ans et 8-10 ans) yeux ouverts ou fermés sur une surface dure ou sur une mousse.....	53
5.1	Schéma de l'appareillage	59
5.2	Moyenne des tracés de l'inclinaison de tous les sujets adultes et enfants pendant T3.....	62
6.1	Les forces appliquées vers l'avant chez l'adulte et chez l'enfant.....	66
6.2	Le gain vers l'avant chez l'adulte et chez l'enfant avec les surfaces Rug et Lis.....	67
6.3	La force vers l'arrière chez l'adulte et chez l'enfant avec les surfaces Rug et Lis.....	68
6.4	Le gain vers l'arrière chez l'adulte et chez l'enfant avec les	

	surfaces Rug et Lis.....	69
6.5	Le gain vers l'avant et vers l'arrière chez l'adulte et l'enfant.....	69
6.6	Le PUM moyen du TA des adultes et des enfants avec les surfaces Lis et Rug.....	70
6.7	Le PUM moyen du GAS des adultes et des enfants.....	71

LISTE DES TABLEAUX

Tableau		Pages
5.1	Moyennes et écart-types des degrés obtenus à la fin de chacune des périodes pour tous les sujets adultes et enfants.....	62

LISTE DES ABRÉVIATIONS

A : adulte, groupe de sujets
AP : antéropostérieur
Arr D : arrière droit, partie du pied
Arr G : arrière gauche, partie du pied
Av D : avant droit, partie du pied
Av G : avant gauche, partie du pied
CdM : centre de masse
CdP : centre de pression
E : enfant, groupe de sujets
EMG : électromyogramme
Hz : hertz
F. Rec Av : force rectifiée pour la partie avant du pied (kgs)
F. Rec Arr : force rectifiée pour la partie arrière du pied (kgs)
FA : adaptation rapide
GAS : gastrocnémien
kgs : kilogrammes
Lis : lisse
ll : longue latence
ml : latence moyenne
ML : médiolatéral
mm : millimètre
ms : millisecondes
Nm : newton*mètre
PFI : plateforme de force inclinable
PUM Moy : pourcentage d'utilisation musculaire moyen
Rug : rugueux
RTP : récepteurs tactiles plantaires
sec : seconde
cl : courte latence
SNC : système nerveux central
SA : adaptation lente
TA : tibial antérieur
T1-T2-T3₁-T3₂-T3₃ : périodes de temps (voir la section 5.5.1.)

RÉSUMÉ

La sensibilité cutanée plantaire, par sa situation d'interface entre l'organisme et le sol, par ses capteurs performants de pression, de vitesse, d'accélération et d'étirement directionnel, judicieusement structurés en deux plans, joue le rôle d'une véritable plate-forme de force capable de renseigner le système de l'équilibration sur les paramètres statiques et dynamiques des forces tridimensionnelles mises en jeu à l'interface pied/sol. Le système nerveux central intègre les informations tactiles plantaires, associées aux autres messages sensoriels, ce qui l'informe sur la position du corps dans l'espace. Il déclenchera conséquemment les réponses musculaires appropriées afin de réduire la différence entre la position du corps et la position d'équilibre à atteindre. Le système nerveux central mature tout comme celui en développement intègre les informations sensorielles mais ils n'ont pas la même efficacité.

La modulation des afférences tactiles plantaires (vibrations, stimuli électriques, changements de distribution de la pression, anesthésie plantaire, neuropathie périphérique, etc.) influence le contrôle de l'équilibre. Toutefois, les effets de la texture de la surface de support sur le contrôle de l'équilibre demeurent méconnus. Les hypothèses proposées pour cette étude étaient que les changements de friction, induits par les changements de textures peuvent influencer la perception des centres de pression et ainsi, modifier le contrôle de la posture chez l'adulte et chez l'enfant. Une deuxième hypothèse était que les effets de la friction sur la posture sont différents chez l'adulte et chez l'enfant. Deux groupes de sujets (jeunes adultes et enfants âgés entre 7 et 10 ans) ont été soumis à une tâche d'équilibre statique, les yeux fermés, sur une plateforme de force stable qui s'inclinait de façon lente et progressive vers l'avant jusqu'à 14°, dans deux conditions de textures (rugueux et lisse). Les variables analysées étaient le déplacement antéropostérieur de la force verticale (kgs) capté par les jauges de contrainte de la plateforme ainsi que le pourcentage d'utilisation musculaire moyen des électromyogrammes du gastrocnémien et du tibialis antérieur.

Les données obtenues démontrent des différences développementales importantes mais pas d'effet de surface. Avant l'inclinaison, chez l'enfant le système nerveux en développement déplace le poids du corps vers l'arrière alors que chez l'adulte, le système mature permet une répartition du poids également entre l'avant et l'arrière. Le début de l'inclinaison coïncide avec une augmentation de la force vers l'avant et une diminution de la force appliquée vers l'arrière ainsi qu'avec une augmentation de l'activité musculaire des muscles gastrocnémien et tibialis antérieur chez les deux groupes de sujets. L'activité musculaire chez les enfants est supérieure à celle des adultes et leurs profils d'activation sont différents. En fin d'inclinaison, le gain de

poids vers l'avant et la perte de poids vers l'arrière sont supérieurs chez l'enfant. Ainsi, l'amplitude de déplacement antéropostérieur totale est supérieure chez l'enfant. La stratégie de contrôle postural basée sur les afférences sensorielles utilisée par l'enfant semble moins efficace que celle utilisée par l'adulte. Lorsque l'on compare un système mature à celui d'un enfant, cette recherche démontre que l'adulte possède un contrôle plus efficace en utilisant une intensité musculaire moindre. Donc, le contrôle de l'équilibre ne dépend pas seulement des contraintes de la tâche et de l'environnement mais dépendra également de la maturation neurale et de l'expérience.

Mots clés : Développement sensorimoteur, contrôle postural, surface de support, EMG, déplacement antéropostérieur du poids de corps.

INTRODUCTION

L'équilibre postural est primordial dans le mouvement humain. Le système nerveux greffe le mouvement volontaire sur ce dernier. Comme le développement de l'équilibre est un pré requis pour plusieurs activités fonctionnelles, il est de mise d'investiguer comment il se développe chez l'enfant.

L'équilibre est la capacité de projeter et de maintenir son centre de gravité (CdG) à l'intérieur de sa base de support. La position du CdG engendre des forces de réactions appliquées sous le pied en direction opposée, ce sont les centres de pression (CdP). Les centres de pression sont mesurés par une plateforme de force qui enregistre la position en x et en y de la pression exercée par tout le corps. Les récepteurs tactiles plantaires détectent ces CdP. Ils sont sensibles à la pression, aux changements de distribution de la pression, aux vibrations, aux stimuli électriques et à la qualité de la base de support. Les protocoles d'anesthésie ont mis en évidence le rôle que possèdent ces récepteurs dans la modulation de l'équilibre statique et dynamique.

Le système sensoriel tactile travaille en étroite collaboration avec les autres systèmes sensoriels : les afférences du système visuel, vestibulaire et somatosensoriel. Le système nerveux central intègre les informations tactiles plantaires, associées aux autres messages sensoriels, ce qui l'informe sur la position du corps. Il déclenchera conséquemment les réponses appropriées afin de réduire la différence entre la position du corps et la position d'équilibre. La modulation des informations issues de la plante du pied est capable d'induire des modifications appréciables sur la posture. Les récepteurs tactiles plantaires peuvent initier des réflexes posturaux et moduler l'activité musculaire des muscles posturaux. Leur action est dépendante de la phase, de la direction et du contexte dans lequel se trouve l'individu. Les récepteurs cutanés

plantaires sont donc une composante importante du mécanisme de contrôle de l'équilibre (boucle sensorimotrice) chez l'humain en agissant au niveau des afférences sensorielles, du SNC et des réponses musculaires.

Chez l'enfant, dans la littérature relative au contrôle de la posture, on parle encore du système sensoriel somesthésique sans distinguer les contributions relatives de chaque système sensoriel dont il est composé (notamment du système tactile). Aucun auteur, à notre connaissance, n'a encore examiné le rôle spécifique que peuvent avoir les récepteurs tactiles plantaires dans le contrôle de l'équilibre chez l'enfant. La question de recherche qui se pose est donc, quel est le rôle des informations tactiles plantaires dans le contrôle de l'équilibre, en fonction de l'âge, chez l'enfant?

CHAPITRE I

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Le contrôle et la perception de l'orientation et des mouvements du corps sont modulés par de multiples mécanismes sensoriels et moteurs variant de mécanismes relativement simples en périphérie vers de plus complexes, impliquant les niveaux supérieurs, pour les fonctions cognitives et d'intégration sensorimotrice (Lackner et Dizio 2005). La boucle sensorimotrice régule, entre autres, les paramètres biomécaniques, sensoriels et moteurs de l'équilibre, la base de la posture et du mouvement volontaire. La peau des pieds possède une influence dans ces régulations mais son rôle est toutefois à préciser. Quel est son comportement mécanique, la dispersion de ses capteurs, sa contribution dans la gestion de la posture, son interrelation avec les autres systèmes sensoriels, de l'enfance à l'adulte? En considérant les fonctions des récepteurs tactiles plantaires, cette revue de la littérature sera axée spécifiquement sur l'équilibre, avec un focus particulier sur l'équilibre statique. L'orientation de cette investigation ciblera l'influence que possèdent les récepteurs tactiles plantaires à chaque niveau de la boucle sensorimotrice. Mais tout d'abord, qu'est-ce que les récepteurs tactiles plantaires?

1. La physiologie des récepteurs tactiles plantaires chez l'adulte

1.1. Caractéristiques

Avant d'investiguer le rôle précis que possèdent les récepteurs tactiles plantaires, leur description physiologique s'impose. Depuis les années 1970, l'analyse des propriétés des mécanorécepteurs de la main, tant au niveau de la peau pileuse que de la peau glabre, a été largement documentée. Malheureusement, il n'en n'est pas de même

pour les mécanorécepteurs de la peau des pieds. Toutefois, par la microneurographie, Kennedy et Inglis (2002) ont bien démontré que l'organisation topographique de la peau glabre de la plante des pieds est différente de celle de la peau pileuse des jambes, de la peau pileuse des bras et de la peau glabre de la main. Cette différence pourrait refléter le rôle des récepteurs de la plante du pied dans l'équilibre statique et dans le contrôle du mouvement. La peau renferme dans son épaisseur plusieurs types de récepteurs. Kennedy et Inglis ont identifié dans leur étude cent quatre mécanorécepteurs cutanés dans la peau glabre du pied: 15 à adaptation lente de type I (SAI), 16 à adaptation lente de type II (SAII), 59 à adaptation rapide de type I (FAI) et 14 à adaptation rapide de type II (FAII) (voir figure 1.1). Ainsi, un large pourcentage des récepteurs tactiles trouvés dans le pied est à adaptation rapide (FA).

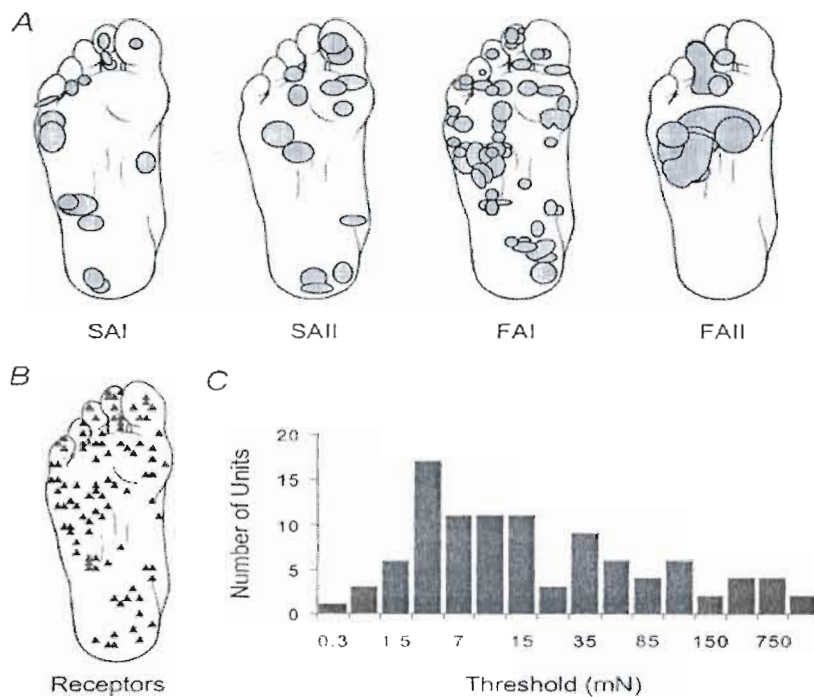


Figure 1.1 Les mécanorécepteurs de la peau glabre des pieds.
(Tirée de Kennedy et Inglis 2002.)

Ils déchargent lorsque le stimulus est appliqué ou enlevé contrairement aux récepteurs à adaptation lente SA qui déchargent pendant toute la durée de l'application du stimulus. Les récepteurs sont distribués de façon aléatoire. Toutefois, de larges champs récepteurs (dermatomes) sont situés dans la région métatarso-phalangienne de la plante du pied. Ces récepteurs tactiles de la peau glabre du pied possèdent un seuil d'activation élevé comparativement aux récepteurs tactiles de la peau glabre de la main. Lorsque le pied n'est pas mis en charge, il y a absence de décharge nerveuse spontanée dans tous les mécanorécepteurs. Par contre, une stimulation électrique peut simuler, en quelque sorte, la mise en charge imposée par le poids du corps lorsque le sujet est debout et évoquer des réponses.

L'existence des récepteurs tactiles plantaires est bien démontrée toutefois, à quel type d'énergie sont-ils sensibles? Possèdent-ils la même fonction que les récepteurs tactiles de la main? Ribot-Ciscar et ses collaborateurs (1989), ont mesuré dans le nerf péronier latéral, par des enregistrements en microneurographie, l'impact de la vibration sur les récepteurs FA et SA. Les différentes fréquences vibratoires (10-300 Hz) sont appliquées au centre des champs récepteurs. Lorsque le vibromètre est appliqué sur la peau à une fréquence prédéterminée, l'amplitude de cette fréquence est constante (varie entre 0.2 à 0.5 mm). Ces chercheurs démontrèrent que les deux populations de récepteurs sont très sensibles à ce type de stimulus. Leur conclusion rejoint celle émise par Vendel et Roll 1982 selon laquelle le rôle fonctionnel des mécanorécepteurs cutanés seraient de coder les pressions statiques, aussi bien que les changements de pressions (dynamiques) induits par la vibration de 200 et 300 Hz selon les types de mécanorécepteurs (à adaptation rapide ou à adaptation lente) (Vendel et Roll 1982; Ribot-Ciscar et al., 1989). Toutefois, ces fréquences élevées (200 et 300 Hz) ne correspondent à aucune réalité humaine.

La sensibilité des récepteurs tactiles plantaires (corpuscule de Meissner (FAI), corpuscule de Pacini (FAII) et disque de Merkel (SAI)) a été investiguée par d'autres

auteurs comme Roland-Gosselin et collaborateurs (2003). À l'aide d'un vibromètre (sensibilité aux vibrations de 30 et 256 Hz), d'un pied à coulisse (sensibilité discriminatoire entre 2 points) et de monofilaments (seuil de détection de la pression), ces auteurs ont mesuré 17 points au niveau des chevilles et des pieds (voûte plantaire (5), face dorsale du pied (1), pourtour de la malléole interne (4), pourtour de la malléole externe (4) et pourtour du calcaneum (3)). Ils ont obtenus les résultats suivants : Dans la condition mesurée avec les monofilaments, les cinq points de la voûte plantaire détectent la pression entre 0,0677 à 0,6958g et les huit points de la zone péri-malléolaire obtiennent des résultats entre 0,4082 à 0,6958g. Dans la condition prise avec le pied à coulisse, la longueur minimale entre deux points pour permettre de les discriminer au niveau de la voûte plantaire est située entre 10,45 et 11mm et au niveau de la zone péri-malléolaire entre 11,1 et 16,9mm. Pour la vibration, tous les sujets obtiennent le même score à 30 et 256 Hz donc, le vibromètre utilisé dans cette expérience n'était pas assez discriminatoire pour de jeunes adultes en santé. Ces tests révèlent, tout comme les deux articles précédents, une grande sensibilité de la voûte plantaire à la pression. La discrimination de deux points est nettement inférieure à celle des doigts et de la main. Additionné à la vibration, les récepteurs tactiles plantaires de type FAI et FAII (corpuscules de Meissner et de Pacini) répondent à la compression et ceux de type SAII (corpuscules de Ruffini) à l'étirement de la peau (Villeneuve et Weber 2003). La sensibilité directionnelle tactile pour sa part, dépend de l'information spatiotemporelle et de la friction induisant un changement de l'étirement de la peau (Blacklund Wasling et al., 2005). La figure 1.2, démontre l'enregistrement de la sensibilité directionnelle d'un mécanorécepteur plantaire SAII au niveau du talon. Donc, malgré que les mécanorécepteurs soient sensibles à l'étirement, à la vibration, à la pression, tout comme la main, les études ciblant spécifiquement les mécanorécepteurs du pied, mentionnent que chez l'humain adulte, les mécanorécepteurs de la main diffèrent des mécanorécepteurs du pied. Le niveau de sensibilité et la distribution des mécanorécepteurs sont les paramètres distinctifs relatés dans les articles.

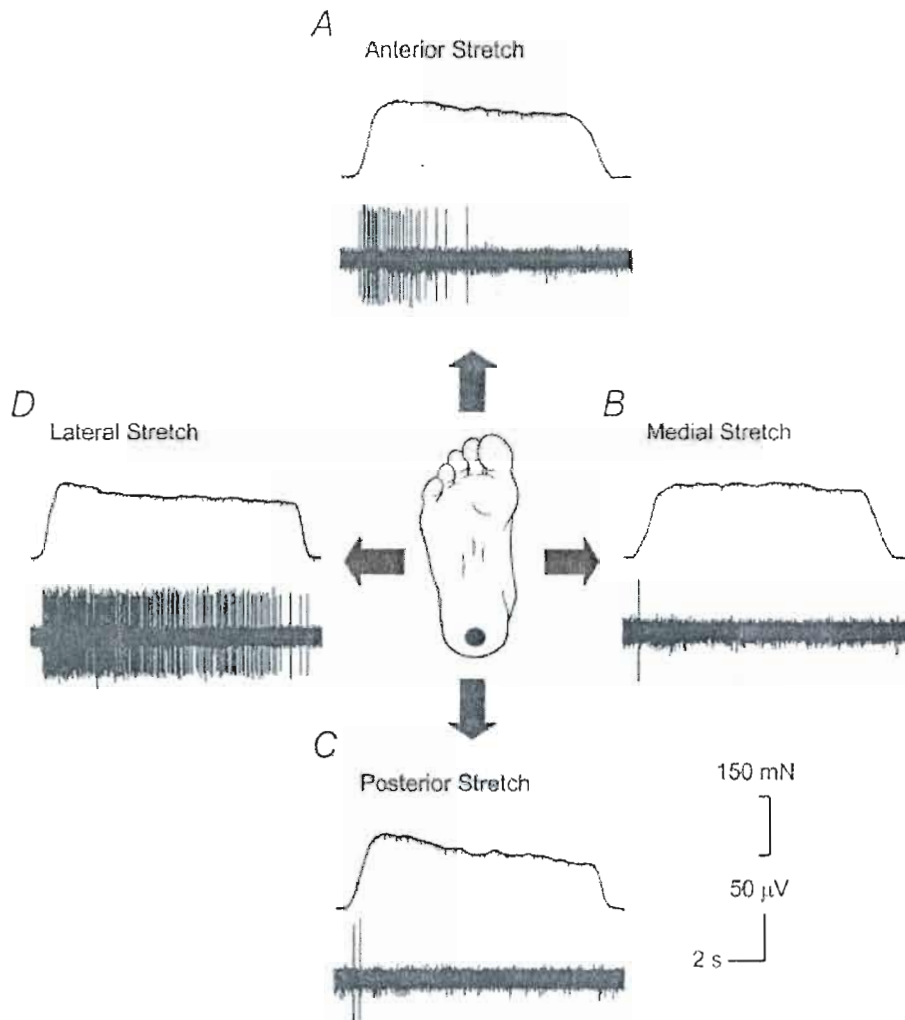


Figure 1.2 La sensibilité directionnelle des mécanorécepteurs plantaires enregistrée par microneurographie. (Tirée de Kennedy et Inglis 2002.)

1.2. Les fonctions générales des récepteurs tactiles plantaires

La peau des pieds est un lien important entre le corps et l'environnement (Roll et al., 2002). Le simple changement de niveau de dureté de la surface de support, dans l'équilibre statique, résulte en un changement primaire de la réponse des mécanorécepteurs de la plante des pieds (Wu et Chiang, 1996). Les informations sensorielles en provenance des récepteurs cutanés plantaires seraient donc impliquées

dans les fonctions extéroceptives comme l'évaluation de la texture et de la qualité de la surface du support ainsi que le niveau de contact entre le sol et les pieds (Maurer et al., 2001). À ce jour, plusieurs évidences démontrent que les caractéristiques de la surface de support (la répartition de la pression, la vibration, les surfaces molles, etc.) ont une influence sur le contrôle de l'équilibre. Basée sur les caractéristiques de la surface de support, la rétroaction sensorielle (*feed-back*) provenant de toute la plante du pied peut-être utilisée pour déterminer le niveau d'activation musculaire approprié (Meyer et Oddsson, 2003). En effet, le niveau de contact de la plante du pied avec le sol (l'étendue et force de la pression) et la partie du pied en contact avec ce dernier (antérieure, postérieure, droite ou gauche) influencent la modulation de la réponse posturale (Roll et al., 2002; Kavounoudias et al., 1998, 1999).

La stimulation des récepteurs tactiles plantaires influence la perception de la posture debout et le contrôle de la posture (Kavounoudias et al., 1998). Les récepteurs de la peau glabre du pied sont capables de détecter les mouvements du centre de pression (CdP) lorsqu'il va vers les limites de la base de support et ils peuvent initier les réflexes posturaux pour permettre une position d'équilibre statique plus stable (Do et al., 1990; Kavounoudias et al., 2001). La sensibilité directionnelle tactile dépend de deux différentes sortes d'informations : les informations spatiotemporelles ainsi que les informations relatives à la friction. Elles induisent un changement du degré d'étirement de la peau (Blacklund Wasling et al., 2005).

Les afférences cutanées plantaires peuvent donc, potentiellement donner des informations au système de contrôle de l'équilibre. Le pied possède ainsi un rôle d'organe de l'équilibre. Le pied doit pouvoir à tout instant non seulement agir sur les variables de la position et la grandeur de la force de la pression exercée, mais aussi rendre compte de leur situation (Bessou et Bessou 2003). En effet, les informations cutanées plantaires peuvent informer le système nerveux de la production du moment de force à la cheville, du transfert de poids entre les jambes, de la vitesse de

chargement des jambes, de la nature de la surface de support, de la perception des forces de réaction au sol, etc. Ces informations génèrent une estimation interne de la localisation du centre de masse (CdM) (Morasso et Schieppati 1999). Les récepteurs tactiles sous la plante des pieds auraient une tâche graviceptrice en percevant les variations de la force normale sur le corps (Dietz et al., 1992).

2. L'interrelation entre les récepteurs tactiles plantaires et les autres systèmes sensoriels.

Comme plusieurs afférences sensorielles sont impliquées dans le contrôle de l'équilibre, les chercheurs doivent investiguer en profondeur chacune d'elle, afin de démontrer leur contribution respective dans une tâche unisensorielle, dans une tâche multisensorielle ainsi que l'impact de leur absence temporaire ou permanente. Tous ces constats permettront d'élaborer des modèles expliquant comment le système sensori-moteur contrôle la posture.

Les afférences sensorielles, en provenance de la périphérie, sont acheminées vers le niveau spinal et le système nerveux central (SNC). Elles y sont intégrées afin d'informer le système nerveux de la position du corps dans l'espace et des forces appliquées sur ce dernier, dans un environnement et un contexte spécifique. Ainsi, le SNC sera en mesure de planifier et d'élaborer une commande motrice efférente appropriée, efficace et précise. Ces afférences proviennent du système visuel, vestibulaire et du système somatosensoriel. Le système somatosensoriel regroupe de multiples organes sensoriels incluant les récepteurs musculaires (proprioception dont l'appareil tendineux de Golgi et les fuseaux neuromusculaires), les récepteurs articulaires et les mécanorécepteurs cutanés (Wu et Chiang 1996). Dépendamment de leur localisation et de leur sélectivité, les différentes sortes de récepteurs procurent probablement au cerveau, des informations sensorielles complémentaires (Kavounoudias et al. 2001). La contribution relative des différents inputs sensoriels

ne peut être équivalente et est mise à jour de façon permanente, dépendamment des différents facteurs contextuels (Horak et al., 1990). Elle est donc dépendante du contexte (Kavounoudias et al., 2001; Massion 1998). Il y a trois principaux niveaux d'afférences modulant la représentation interne du corps en relation avec le monde externe. Premièrement, au niveau de la tête parce qu'elle regroupe le système visuel, le système vestibulaire et le système proprioceptif du cou. De plus, elle est le lieu d'origine des réflexes labyrinthiques et des réflexes du cou. Deuxièmement, le tronc possède des gravicepteurs situés au niveau du bas du dos (lieu d'origine des réflexes posturaux lombaires). Finalement, les pieds possèdent les mécanorécepteurs tactiles sensibles à la pression ainsi que la proprioception. Ils gèrent la position du membre inférieur (Massion 1998). La section suivante décrit la contribution relative de chacune de ces afférences au contrôle postural pendant l'équilibre et les effets potentiels de la perte, permanente ou temporaire, d'une modalité. Chaque modalité sera détaillée avec le lien qu'elle possède avec les informations tactiles.

2.1. Lien entre les systèmes visuel et tactile

La vision est reconnue pour être une source d'information importante dans la régulation de la posture. Elle augmente les limites de la base de support (l'amplitude maximale) en direction antéropostérieure (AP) (Riach et Starkes 1993). La vision augmente ainsi les degrés de liberté dans la gestion posturale. La fréquence d'oscillation antéropostérieure augmente lorsque les jeunes adultes ferment les yeux comparativement aux résultats obtenus lorsqu'ils ont les yeux ouverts (Cherng et al., 2003). Lorsque le sujet est dans une situation bien pratiquée comme celle de se tenir debout sur une surface stable, les afférences somatosensorielles jouent un rôle primaire dans le maintien de l'équilibre, les afférences visuelles deviennent auxiliaires (Hirabayashi et Iwaasaki 1995). Toutefois, lorsque le pied est anesthésié (hypotermie), les réactions compensatoires sont plus prononcées lorsque les sujets ont les yeux fermés. La disponibilité des informations visuelles ne peut cependant,

substituer les mécanorécepteurs plantaires qui procurent un type d'informations distinctives (Perry et al., 2000).

2.2. Lien entre les systèmes vestibulaire et somatosensoriel

Les influences du système vestibulaire sur le contrôle de la posture incluent la modulation du tonus postural du corps et les réflexes antigravitaires. Ils sont la clé pour maintenir, sans effort de la conscience, la configuration et l'équilibre du corps vis-à-vis de la gravité. D'autres afférences sont nécessaires pour permettre au système nerveux de décortiquer ces forces et l'impact qu'elles engendreront (Lackner et Dizio 2005). Chez les adultes en santé, les récepteurs tactiles plantaires supportent le système vestibulaire dans son rôle de graviception. Chez les patients n'ayant plus de système vestibulaire, le système sensoriel captant la gravité est attribué principalement aux pieds (Maurer et al., 2001). En accord avec ces résultats, Horak et ses collègues (1996) ont démontré que les informations provenant du système vestibulaire ne sont pas nécessaires pour l'orientation posturale en équilibre statique lorsque les informations somatosensorielles et visuelles sont disponibles. Dans ces mêmes conditions, sans la disponibilité des informations visuelles, Maurer et ses collègues (2000) ont démontré aussi que la somatosensation "graviceptrice" de la plante des pieds procure l'information relative à l'orientation du corps dans l'espace (à 0.05 et 0.1 Hz de vibration). Le système vestibulaire est toutefois, nécessaire dans le contrôle de l'équilibre précaire qui requiert l'utilisation d'une stratégie de la hanche (voir section stratégie chez l'adulte). L'interaction du système vestibulaire et somatosensoriel permet de sélectionner la stratégie posturale appropriée pour répondre adéquatement aux exigences de la tâche d'équilibre, avec ou sans perturbation translatoire et/ou diminution de la surface de la base de support, avec ou sans la disponibilité de l'information visuelle (Horak et al., 1996).

2.3. Lien entre les systèmes proprioceptif, articulaire et tactile

Une étroite synergie existe entre les récepteurs tactiles, les récepteurs proprioceptifs et les récepteurs articulaires situés en pourtour de la cheville, communément appelé somatosensation du pied. Comme mentionné ci-dessus, ce n'est que vers la fin des années 80 et le début des années 90 qu'une dissociation, permettant de démontrer la contribution relative des afférences tactiles plantaires par rapport au système somatosensoriel lors du contrôle de l'équilibre, fût investiguée. Bien que quelques auteurs parlent encore de somatosensation, la majorité des études datant des années 2000 font maintenant une distinction entre chacun des systèmes ou du moins, ils mentionnent et reconnaissent le rôle des récepteurs tactiles plantaires (Kavounoudias et al., 2001). Le but de cette revue de littérature n'est donc, pas de débattre en faveur des récepteurs tactiles plantaires mais bien, de déterminer leur contribution relative dans la gestion de l'équilibre. Selon les exigences de la tâche, de l'environnement et du contexte, l'augmentation de la sollicitation d'un système sensoriel par rapport à l'autre sera requise pour répondre aux besoins immédiats et/ou anticipés.

L'importance de la contribution des récepteurs tactiles plantaires dans la cohésion sensorielle est bien démontrée. Kavounoudias et ses collègues (2001) confirment par l'étude des afférences proprioceptives et tactiles de la plante du pied que la régulation du mouvement de faible amplitude du corps (comme l'équilibre statique sans perturbation par exemple) est contrôlée par la rétroaction cutanée de la plante du pied. Les informations tactiles plantaires sont acheminées de façon permanente au SNC et permettent d'activer une séquence de réflexes posturaux (voir la section ajustements posturaux). De plus, ces auteurs démontrent que la réponse des récepteurs cutanés plantaires serait effective plus précocement que celle des récepteurs de la proprioception. En effet, dans toutes les conditions de stimulation tactile de la partie antérieure de la plante des pieds (stimuli vibratoires), les réponses posturales engendrées (EMG) apparaissent significativement plus tôt que celles observées lors

de la stimulation proprioceptive. Additionné à ce fait, un déplacement compensatoire précoce du CdP apparaît toujours avant tout mouvement articulaire détectable dans des conditions de stimulations isolées (vibration appliquée seulement au tendon ou à l'avant pied). Cela met en évidence que les informations tactiles plantaires sont utilisées en premier, avant même qu'il y ait un mouvement articulaire activant, par le fait même, les récepteurs articulaires et les récepteurs proprioceptifs des muscles en pourtour de la cheville. Même lorsque le corps subit de grandes perturbations telles qu'une translation inattendue engendrant un pas de rattrapage, les récepteurs tactiles plantaires jouent un rôle important qui ne peut être compensé par le système proprioceptif et articulaire (Perry et al., 2000). Dans les études utilisant le changement de la surface de support (mousse) comme perturbation, les récepteurs articulaires ne seraient pas affectés. En effet, le mouvement de la cheville est indépendant des surfaces (mousse de 2.54 cm, de 5.08 cm ou surface dure) (Wu et Chiang 1997). Lors de l'application de grandes vibrations (80 Hz), les récepteurs tactiles collaborent avec les récepteurs proprioceptifs de la cheville (Kavounoudias et al., 2001).

L'équilibre dépend donc, d'une synergie des systèmes somatosensoriels dont le niveau de sollicitation varie en fonction du contexte. En situation de déstabilisation posturale ou de perturbations engendrées par des mouvements antéropostérieurs, médiolatéraux, par des translations ou rotations de la base de support et par l'application de vibrations de grandes amplitudes, les systèmes de la somatosensation seront sollicités pour maintenir l'équilibre postural. Lorsque le sujet est en équilibre statique, sans perturbation, les afférences tactiles plantaires seront davantage sollicitées pour le contrôle de l'équilibre. Ainsi, les contributions relatives de chacune des afférences somatosensorielles, se chevauchent. Un chevauchement synergique des afférences somatosensorielles dépendant du contexte décrit la gestion de la posture plutôt qu'une boîte stricte de l'une ou l'autre de ces afférences.

3. La contribution des afférences tactiles dans le contrôle de la posture chez l'adulte

3.1. Les modèles de contrôle de la posture et les afférences tactiles

D'un point de vue biomécanique, le corps ne peut maintenir une position d'équilibre statique. En fait, le corps est en continuelle correction (oscillation posturale) afin de prévenir d'éventuelles chutes. Ainsi, l'équilibre statique devrait plutôt être nommé l'équilibre quasi-statique. Les illustrations successives de la figure 3.1 démontrent bien cette oscillation

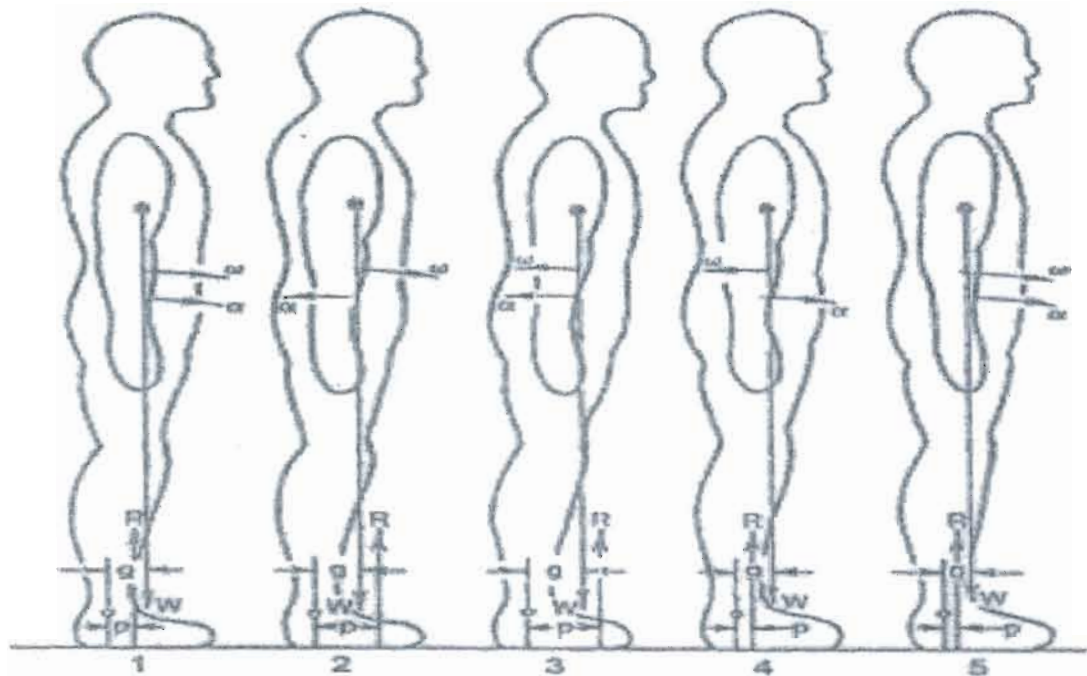


Figure 3.1 Oscillation posturale chez l'adulte. (Tirée de Winter 1995.)

posturale. L'équilibre se définit comme la capacité à maintenir le CdM à l'intérieur de la base de support, délimitée par le déplacement des CdP sous les pieds. Ce CdP est le point d'application de la résultante des forces de réactions au sol (Bernard-Demanze et al., 2004). Le corps restera en équilibre tant et aussi longtemps que la projection verticale du CdM restera à l'intérieur de la base de support (Lebiedowska

et Syczewska 2000; Peterka 2000; Morasso et Schieppati 1999). L'intégration des afférences tactiles plantaires procure une information importante à propos de la position du CdM par rapport à la surface de support (Peterka 2000; Morasso et Schieppati 1999). Les récepteurs tactiles plantaires permettent de décoder les informations relatives à l'environnement comme celles de la nature ou l'état de la base de support (Roll et al., 2002). Les études de Peterka (2000) et de Morasso et Schieppati (1999) suggèrent un modèle de rétroaction où les sensations de pression de la plante des pieds sont utilisées pour trouver et estimer la position du CdM. Morasso et Schieppati ont même réussi à démontrer mathématiquement que l'estimation de la position du CdM dérive des forces de réactions au sol sous les pieds et de la localisation des CdP qui eux, sont captés par les mécanorécepteurs plantaires. Le mouvement du CdP et la variabilité des mouvements du CdP sont utilisés pour représenter le niveau de la stabilité posturale (localisation du CdP par rapport à la base de support) dans les conditions d'équilibre statique (Hasan et al., 1996).

Toutefois, la terminologie des CdP, CdG et CdM est source de controverse entre les biomécaniciens et les neurophysiologistes. Selon le biomécanicien Winter et ses collègues (1998), la projection du CdM au sol se nommerait centre de gravité (CdG) et les CdP seraient plutôt les points d'application du vecteur de la force de réaction verticale et représente la moyenne pondérée de l'ensemble des pressions sur la surface de contact au sol. La mauvaise utilisation du terme CdP serait lorsque le CdP est attribué à l'oscillation posturale déduisant ainsi que le CdP est directement équivalent au CdG. En fait, Prieto et ses collaborateurs (1993) ont démontré que le parcours du CdP est toujours plus important que celui du CdG et que le signal oscillant de part et d'autre du CdG a une fréquence plus élevée. Comme cette revue ne possède pas un but purement biomécanique et afin de citer intégralement les auteurs, dans ce texte, le CdP et le CdG seront des synonymes. Toutefois, peu importe le terme utilisé, l'oscillation posturale est le reflet de la performance de

l'équilibre, de l'efficacité de la boucle sensorimotrice, du mode de gestion et de la maturation du système nerveux.

Dans la plupart des études concernant la posture debout, les mesures de l'oscillation posturale sont utilisées pour caractériser la performance (Winter et al., 1998). Ces mesures sont généralement recueillies par une ou deux plateformes de forces. Les forces de réactions au sol (CdP), mesurées par ces plateformes de forces, représentent l'accélération et la décélération du CdM représentées par les fréquences du CdP antéropostérieures et médiolatérales en position bipodale. La trajectoire du CdP, l'amplitude du CdP, la vitesse du CdP, la région oscillatoire du CdP et l'erreur quadratique moyenne (*root means square*) de l'amplitude du CdP sont utilisés comme mesures de l'équilibre en clinique et en expérimentation. Chez les jeunes adultes en santé, la moyenne médiane des fréquences antéropostérieures se situe entre 0.74 à 1.02 Hz et entre 0.85 à 1.05 Hz en direction médiolatérale (Cherng et al., 2003). La figure 3.2 démontre l'oscillation typique du CdM et du CdP en direction antéropostérieure (AP) d'un jeune adulte dans une tâche d'équilibre quasi-statique dont les données sont acquises pendant 40 secondes.

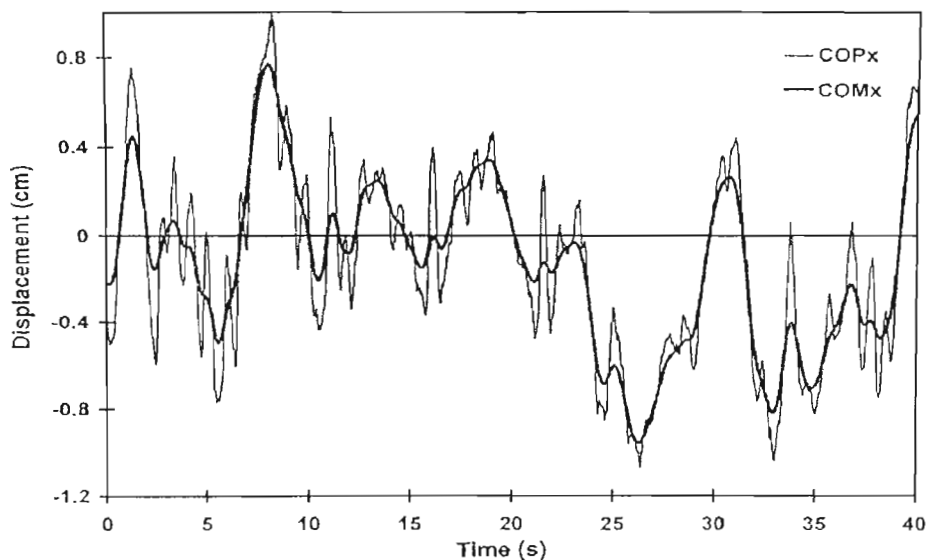


Figure 3.2 Tracé d'une oscillation AP typique chez l'adulte. (Tirée de Winter et al., 1998.)

La posture aurait deux principales fonctions (Massion 1998). La première serait antigravitaire. La production d'actions musculaires dans la gestion de la posture, surtout au niveau des muscles extenseurs, est requise afin de résister contre les forces engendrées par la gravité. De plus, la production d'actions musculaires permet aussi de gérer la résultante des forces de réactions au sol engendrée par les nombreux segments superposés du corps. Les forces de réaction au sol, les CdP, sont discriminés par les mécanorécepteurs tactiles plantaires (Do et al., 1990; Kavounoudias et al., 2001). La deuxième principale fonction de la posture, toujours selon Massion, est de servir d'interface avec le monde externe pour la perception et l'action. Cette fonction est nécessaire pour orienter, calculer et planifier, par rapport au cadre de référence, une action précise en relation avec le monde environnant (exemple, un geste d'atteinte manuelle vers un objet fragile situé à la limite de notre portée d'atteinte sur une surface de support glissante). Pour ce faire, la rétroaction sensorielle est requise. Même le maintien d'un état comme la posture naturelle nécessite la rétroaction sensorielle.

Toutefois, la gestion de la posture regroupe deux écoles de pensées, lesquelles sont complémentaires. Dans la première école de pensée, les auteurs conçoivent que la gestion de l'équilibre s'effectue par des lois régissant un modèle de pendule inversé (Roll et al., 2002; Winter et al., 1998, 2003; Cherng et al., 2003; Gagey et al., 1998). Dans ce modèle, le corps peut être visualisé en un bâton fixé au sol par les chevilles (Cherng et al., 2003). Toutefois, l'homme n'est jamais en équilibre ; il se stabilise continuellement ; c'est-à-dire qu'il tend sans cesse à annuler l'ensemble des forces qui agissent sur la masse corporelle, sans jamais y parvenir durablement (Gagey et al., 1998). L'axe du corps oscille ainsi, autour des chevilles. La posture serait contrôlée comme une entité et ce contrôle définirait l'orientation du corps par rapport à la gravité (dans Massion 1998 selon Sherrington 1906). Comme mentionné ci-dessus, lorsque le CdG sort de la base de support, cela provoque la perte du contrôle de l'équilibre et un mouvement survient. Le système nerveux doit maintenir la

résultante des forces du CdG, les CdP, à l'intérieur de la base de support. Gagey et ses collègues (1998) nomment ce type de gestion de la posture du pendule inversé : « système de la tactique du centre de pression ». Selon ce système, lorsque le CdG s'écarte de la verticale des CdP, le seul moyen de le ramener vers sa position moyenne consiste à déplacer le CdP au delà de la verticale du CdG. Donc, la rétroaction en provenance de la base de support est une source d'informations importante dans le maintien de l'équilibre postural statique (Wu et Chiang 1996).

La deuxième école de pensée conçoit plutôt le contrôle de la posture par une théorie segmentaire. La gestion de la posture est basée sur les segments superposés du corps, la tête, le tronc et les jambes, chacun étant inter-relié à l'autre par des muscles. Ces muscles sont gérés par un contrôle central automatique spécifique ainsi qu'un contrôle périphérique. Ces mécanismes de contrôle permettent de préserver l'orientation spécifique de chacun des segments en respectant l'espace et / ou le segment adjacent (Massion 1998). Gagey et ses collègues nomment ce type de contrôle de la posture « système de la tactique du centre de gravité ». Selon ce système, le seul moyen de déplacer la position du CdG du corps consiste alors à modifier la géométrie du corps lui-même, par des mouvements des genoux, des hanches et des bras, de telle manière que la composition de l'ensemble des centres de masse des parties du corps résulte en une nouvelle position du CdG à la verticale du CdP. Dans l'équilibre statique, comme les segments sont en interaction les uns avec les autres, toute anomalie au niveau du pied entraîne alors des répercussions, soit par adaptation, soit par compensation au niveau de la statique d'ensemble. Il en est de même pour toute anomalie sous-jacente dont les répercussions peuvent être analysées au niveau du pied (Le Norman 2003). Dans ce type de contrôle postural, les récepteurs articulaires contenus à l'intérieur des capsules articulaires servent de potentiomètre par la représentation fiducielle (regroupé en une entité) de la position de chaque articulation qu'ils procurent. Ils contribuent à l'établissement d'une carte d'ensemble de la configuration du corps (Lackner et Dizio 2005). Dans ce système,

tout comme dans celui du CdP décrit précédemment, les corrections engendrées sont effectuées dans le but de maintenir le CdG à l'intérieur de la base de support.

Afin de gérer efficacement la posture, le SNC doit avoir une représentation interne du corps. En effet, le système nerveux doit posséder la représentation du corps et de son orientation dans l'espace afin de planifier les corrections appropriées. L'information proprioceptive à propos de la configuration des segments, combinée à l'information somatosensorielle à propos du contact segmentaire avec les objets externes et le corps lui-même est un facteur clé dans la calibration des dimensions du corps et sa relation avec l'espace (Lackner et Dizio 2005). Le schème postural du corps inclut dans un premier niveau, la représentation de la configuration du corps ainsi que sa relation par rapport au monde externe. Les afférences sensorielles, dont les récepteurs tactiles plantaires, sont très impliquées à ce niveau. Le deuxième niveau, un niveau opératif responsable d'organiser le contrôle de la posture est basé sur l'information disponible au premier niveau. Pour visualiser ce modèle fort complexe intégrant les deux écoles de pensée citées ci-dessus, voici un schéma représentant les deux niveaux d'organisation posturale (figure 3.3).

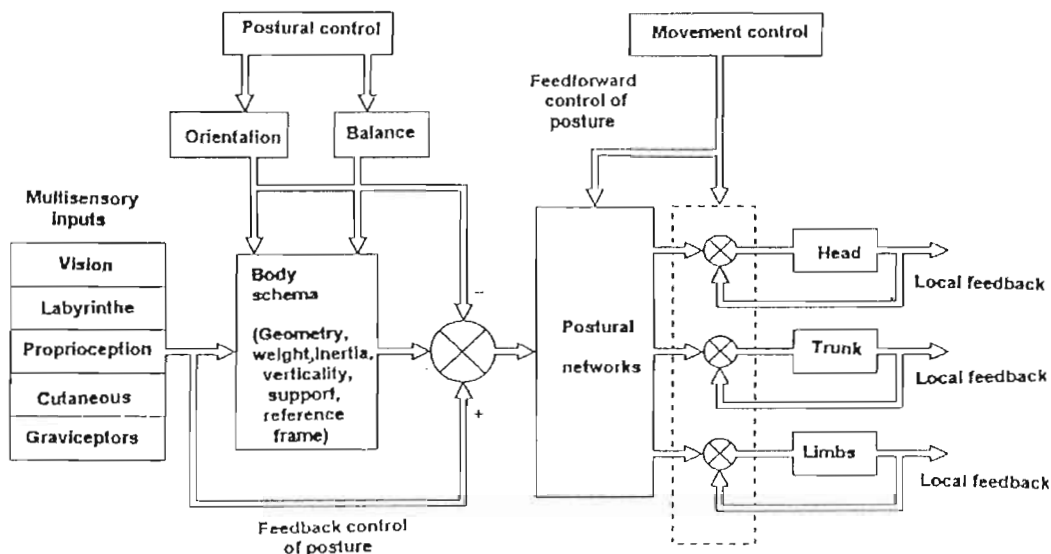


Figure 3.3 Modèle de l'organisation posturale à deux niveaux.
(Tirée de Massion 1998.)

Quel que soit le modèle auquel nous adhérons, l'existence des deux mécanismes de contrôle séparés et combinés, impliqués dans l'érection de la posture, est établie. L'un contribue à l'orientation des segments du corps par rapport à l'axe vertical et l'autre, contrôle la projection du CdM par rapport aux pieds. Par les définitions établies, le modèle de l'orientation segmentaire serait davantage sollicité pour gérer la posture lorsque le corps multisegmentaire est en mouvement. Le modèle du pendule inversé serait, pour sa part, davantage sollicité lorsque le corps est en équilibre statique. Comme des évidences sont établies pour les deux modèles, une sollicitation chevauchée de ces deux modèles, modulée par le contexte et l'environnement, pourrait gérer la posture. Sans prendre position pour l'un ou l'autre de ces modèles élaborés ci-dessus, une emphase sera mise sur la première école de pensée soit le modèle du pendule inversé car cette recherche cible une condition d'équilibre statique, donc sans mouvement segmentaire mis à part de légers mouvements des chevilles imposés par l'oscillation posturale.

3.2. Le contrôle de la posture en l'absence d'afférences tactiles

Plusieurs études démontrent les déficits de gestion de l'équilibre chez les patients souffrant de neuropathies périphériques. L'importance des informations cutanées plantaires dans la gestion de l'équilibre statique est encore plus évidente dans les cas de déficits sensoriels associés à ces neuropathies périphériques (Meyer et al., 2004). Dans les cas de diabète par exemple, la diminution de l'acuité sensorielle plantaire allant parfois jusqu'à l'extinction complète, augmente le déplacement antéropostérieur et médiolatéral du CdP (Lafond et al., 2004). Chez ces patients, la perte de sensations cutanées ne peut toutefois, être significativement dissociée de la perte d'acuité des afférences de la proprioception et/ou articulaire.

Les protocoles d'anesthésie des sensations cutanées entrent alors en jeu pour

démontrer l'impact que pourrait avoir l'absence spécifique d'informations sensorielles cutanées sur l'équilibre, tout en préservant intactes les afférences articulaires et proprioceptives. L'anesthésie des récepteurs tactiles plantaires met en évidence leur rôle fonctionnel. Plusieurs méthodes d'anesthésie existent; ischémie (Horak et al., 1990), injection intradermique de substances anesthésiantes (Meyer et al., 2004), hypothermie (Asai et al., 1992; Perry et al., 2000), prise de substances pharmaceutiques (*benzodiazepine hypnotic, triazolam*, etc.) (Hasan et al., 1996). Toutefois, la méthode utilisée est maintenant source de controverse (Meyer et Oddsson 2004; Kavounoudias et al., 1998). Malgré la corrélation entre la réduction des sensations plantaires et les difficultés d'équilibre démontrées dans maintes études, selon certains auteurs (Meyer et Oddsson 2004; Kavounoudias et al., 1998), les études auraient échoué dans la détermination du rôle des sensations de la plante du pied dans l'équilibre statique. Les résultats, obtenus par les études utilisant les techniques d'anesthésie critiquées, pourraient être attribuables à l'inhibition des afférences proprioceptives et/ou articulaires ou pourraient être attribuables à l'anesthésie inadéquate des récepteurs tactiles qui demeureraient inaltérés (ischémie, hypothermie). Selon les mêmes auteurs, dans le cas des protocoles d'anesthésie où un mouvement perturbateur est induit à la surface de support constituée d'une mousse ou d'une plateforme appliquant différents niveaux de pression "*pin matrix*", la proprioception de la cheville et du pied aurait été mal isolée. L'activation intrinsèque de la proprioception du pied ou d'un réflexe de protection serait à l'origine des résultats obtenus plutôt qu'à la réaction provenant spécifiquement des mécanorécepteurs tactiles plantaires.

Suivant ces critiques, Meyer et Oddsson (2003) ont utilisé une technique d'anesthésie par impulsions iontophorétiques alternées ("*alternating-pulse iontophoresis*") ciblant efficacement et spécifiquement les récepteurs tactiles plantaires tout en maintenant les afférences proprioceptives et articulaires intactes. Les auteurs ont aussi constaté des déficits de contrôle postural significatifs, inférieurs aux autres études, dans des

conditions d'équilibre quasi-statique avec perturbations (yeux fermés ou unipodale avec les yeux ouverts). De plus, une autre étude récente de ces mêmes auteurs utilisant cette même technique démontre que la perte de sensations cutanées est un facteur important dans la contribution de déficits dans l'équilibre dynamique et augmente ainsi le risque de chute. Les sujets adoptent une stratégie posturale anormale en réponse aux translations latérales de la surface de support suite à l'anesthésie plantaire en modifiant la production des moments de forces aux chevilles aux hanches et au tronc (Meyer et al., 2004). Selon eux, même une tâche d'équilibre dynamique requiert l'information des mécanorécepteurs plantaires.

Dans une étude utilisant l'hypothermie, Perry et ses collaborateurs (2000) soulignent l'importance que possède les afférences cutanées de la voûte plantaire dans le contrôle des aspects spécifiques des réactions compensatoires "*stepping*" rapides évoquées par des perturbations posturales multidirectionnelles imprévisibles dans les quatre directions : translations vers l'avant, vers l'arrière, vers la droite ou vers la gauche, appliquées à trois différentes accélérations (lent, moyen, rapide). Ils ont utilisé différentes séquences de perturbations translatoires (300 ms d'accélération et 300 ms de décélération ainsi que 200 ms d'accélération suivi de 400 ms à vitesse constante et 200 ms de décélération)). Par les données recueillies à l'aide de trois plateformes de force, Perry et ses collègues (2000) ont démontré que les mécanorécepteurs plantaires s'avèrent très importants dans le contrôle des réactions compensatoires, comme faire un pas afin de prévenir une chute. Ils possèderaient une caractéristique d'ajustement (*tuning*). Leurs résultats suggèrent que les mécanorécepteurs plantaires possèdent trois rôles spécifiques dépendant de la direction de la perturbation (déplacement du centre de pression sous le pied) et de la phase de balancement dans le pas de rattrapage. Premièrement, un rôle de sensation des limites postérieures de la stabilité lors d'un pas vers l'arrière. Deuxièmement, la sensation et le contrôle du contact talon (*heel contact*) et du transfert de poids subséquent lors de la terminaison d'un pas vers l'avant. Troisièmement, le maintien

de la stabilité pendant le prolongement de la phase de balancier (*swing*) latéral avant le pas. La caractéristique "phase dépendante" que possèdent les récepteurs tactiles plantaires a aussi été bien démontrée chez le chat par l'application de stimuli mécaniques sur les pattes pendant la locomotion (Pearson et Gordon 2000).

D'autres études d'anesthésies soutiennent le rôle que possèdent les mécanorécepteurs plantaires dans les paramètres dynamiques de l'équilibre. Le type de stratégie motrice utilisée pour contrôler la posture sera affecté. En effet, la stratégie motrice « stratégie à la cheville », normalement utilisée, est altérée par les neuropathies périphériques provoquées par le diabète (Lafond et al., 2004) et par l'anesthésie du pied chez l'adulte en santé (Horak et al., 1990). De plus, l'absence de ces afférences module significativement les patrons temporels EMG ainsi que l'intensité des contractions musculaires comparativement à la condition contrôle (sans anesthésie) (Do et al., 1990). La rétroaction des autres systèmes sensoriels serait insuffisante pour compenser pleinement pour la réduction des afférences cutanées plantaires, imposée par l'anesthésie, lorsque le système de contrôle de l'équilibre est perturbé (unipodale les yeux ouverts ou bipodale les yeux fermés) (Meyer et Oddsson 2004).

Bref, malgré les controverses relatives au type d'anesthésie utilisé, la diminution des sensations cutanées de la plante des pieds, influence le contrôle de l'équilibre. Cette sensation aurait un rôle non négligeable dans le contrôle de l'équilibre.

3.3. La modulation des réflexes et des stratégies posturales par les afférences tactiles

L'humain ne pouvant maintenir "l'équilibre parfait" (CdP et CdM parfaitement alignés), la stabilisation continue requise pour maintenir l'équilibre quasi-statique s'effectue, en réponse aux informations sensorielles relatives à la position du corps, par les muscles squelettiques. Il est bien démontré dans la littérature actuelle que les

afférences tactiles de la main modulent la force de contraction musculaire requise pour des tâches de préhension (Johansson et Westling 1987). Est-ce que les récepteurs tactiles plantaires jouent aussi un rôle dans la modulation de la force musculaire et influencent les patrons de recrutements des muscles des jambes? Si tel est le cas, le rôle des récepteurs tactiles plantaires dans le contrôle des paramètres moteurs de la boucle sensorimotrice sera mis en évidence.

Les afférences tactiles de la plante des pieds peuvent moduler l'excitabilité de groupes spécifiques de motoneurones spinaux et sont traitées par des circuits complexes dont le fonctionnement est contrôlé par diverses structures nerveuses supraspinales (Bessou et Bessou, 2003). Les réponses EMG des gastrocnémiens et des tibiaux antérieurs sont modulées par les réflexes qui eux, sont activés par les récepteurs de pression dans les pieds (Dietz et al., 1992). Lorsque les mouvements du CdP vont vers les limites de la base de support, les récepteurs de la peau glabre du pied interviennent en initiant les réflexes posturaux appropriés pour permettre le retour d'une position d'équilibre statique plus stable et prévenir une chute éventuelle (Do et al., 1990; Kavounoudias et al., 2001).

Ces afférences sont donc, à l'origine de réflexes de protection ou de posture. Une étroite relation existe entre la zone de stimulation et l'ensemble musculaire mis en jeu. Les réflexes dépendent de la qualité du stimulus c'est-à-dire de la population de fibres nerveuses activées (Bessou et Bessou, 2003). Une étude récente de Fallon et ses collègues (2005) investigate spécifiquement, par un protocole de microneurographie, la communication entre les mécanorécepteurs de la peau glabre du pied et les motoneurones spinaux qui alimentent les muscles de la cheville. Ils ont démontré un fort couplage synaptique entre les afférences tactiles de la plante du pied et les motoneurones des muscles des jambes. Engendrées par des stimulations mécaniques, électriques et par l'air, les bouffées initiales atteintes révèlent que 57% de toutes les afférences en provenance du système tactile plantaire, démontrent

différentes formes de couplage réflexe. Le couplage réflexe le plus observé est celui entre les mécanorécepteurs à adaptation rapide de type I (FAI) et les muscles activant les chevilles (Fallon et al., 2005). D'autres types de réflexes engendrés par la stimulation de la plante du pied sont utilisés comme outils diagnostiques en clinique. Par exemple, lorsqu'on stimule la voûte plantaire, en appuyant fermement un stylet mousse que l'on déplace régulièrement du talon à la base du gros orteil, en suivant le bord externe du pied et la rangée des articulations métatarsophalangiennes, on obtient une flexion plantaire de tous les orteils. Ce réflexe dynamique contribue au maintien de l'équilibre orthostatique par le pied lors de la marche (Bessou et Bessou, 2003). Les réflexes posturaux des muscles des jambes sont moins associés avec les afférences visuelles et vestibulaires que le système somatosensoriel du pied (Diener et al., 1986).

Les ajustements posturaux, réagissant rapidement aux changements de pression sous le pied, ont été investigués entre autres, par Wu et Chiang (1997) et Timmann et ses collègues (1994). Basés sur le délai entre le stimulus (translation de plateforme) et la réponse musculaire, les réflexes posturaux ont été caractérisés en trois temps: Le réflexe postural de courte latence (cl) entrant en jeu vers 30 ms jusqu'à 69 ms par la sollicitation des muscles postérieurs. Le réflexe de latence moyenne (ml s'activant entre 70 et 119 ms et sollicitant les gastrocnémiens). Finalement, le réflexe postural de longue latence (ll) prenant place entre 120 et 200 ms et sollicitant les tibiaux antérieurs. Leurs résultats démontrent que les réflexes posturaux ml sont régulés par les pressions plantaires appliquées sous le pied, celles-ci étant captées par les mécanorécepteurs cutanés, et par le mouvement articulaire de la cheville capté par les récepteurs articulaires (la proprioception fût isolée dans leur étude par la fixation des chevilles et de l'avant jambe). La réponse réflexe ml des gastrocnémiens est engendrée lorsque la pression statique appliquée dans la partie avant du pied atteint son sommet (corrélé positivement). Les réflexes posturaux de ll relèvent aussi des récepteurs articulaires de la cheville, mais cette relation semble être modulée par la pression plantaire appliquée sous le pied donc, par les mécanorécepteurs plantaires.

La réponse réflexe II des tibiaux antérieurs est engendrée lorsque l'application de la pression dans la région arrière du pied atteint son sommet (corrélé négativement). Donc, les réflexes posturaux des muscles des jambes sont corrélés avec la pression statique plantaire appliquée dans la région opposée au muscle (Wu et Chiang 1997).

Horak et ses collaborateurs, ont quantifié dans les années 80 ces réponses posturales automatiques qualifiées de "stratégies posturales". En accord avec l'étude de Nashner et McCollum (1985) ils démontraient deux stratégies de stabilisation, distinctes par l'organisation temporelle de la série des événements musculaires électriques EMG (stratégie de la cheville (distale vers proximale) et stratégie de la hanche (proximale vers distale). Dans une tâche de pendule inversé (d'équilibre statique), la stratégie de la cheville (*ankle strategy*) est utilisée. Lorsque le niveau de difficulté augmente (induction d'une translation à la plate-forme de force ou réduction de la surface de support inférieure à la longueur des pieds) l'utilisation de la stratégie de la hanche (*hip strategy*) se traduit par l'augmentation de l'amplitude et de la vitesse des déplacements des CdP. Nashner et McCollum (1985) ont observé une stratégie additionnelle qui permet, par la flexion des chevilles, des genoux et des hanches, d'abaisser le CdM au sol. Ils nomment cette stratégie posturale, la stratégie de suspension (*suspensory strategy*). Quels sont les facteurs qui favorisent l'obtention d'une stratégie par rapport à l'autre?

Les résultats de l'étude de Horak et ses collaborateurs (1990) démontrent que la combinaison de la stratégie de la cheville et de la hanche est requise lorsque la base de support diminue et/ou lorsque les CdP se déplacent près des limites de la base de support. La stratégie de la cheville et non celle de la hanche, requiert l'information somatosensorielle des pieds. Par contraste, la stratégie de la hanche et non celle de la cheville, requiert les informations du système vestibulaire. Donc, lorsque les afférences somatosensorielles du pied et de la cheville sont anesthésiées par hypoxie, le système nerveux gère l'équilibre comme s'il était en condition d'équilibre précaire

et contrôle l'équilibre par la stratégie de la hanche. Cela met en évidence l'importance de la somatosensation des pieds dans le contrôle de l'équilibre quasi-statique. De même, Kavounoudias et ses collègues (2001) démontre que les mouvements de faibles amplitudes du corps (comme l'équilibre statique sans perturbation par exemple) sont contrôlés par la rétroaction cutanée de la plante du pied. Ainsi, les processus sensoriels des afférences tactiles plantaires sont impliqués dans la sélection d'une stratégie appropriée pour les mouvements posturaux.

Les études citées ci-dessus (Horak et al., 1990; Kavounoudias et al., 2001) soulignent l'implication fonctionnelle des récepteurs tactiles plantaires dans le contrôle de l'équilibre. De même, les afférences tactiles de plusieurs parties du corps possèdent une influence stabilisante. En effet, le toucher léger de la main possède une influence stabilisatrice puissante sur la posture lorsque la surface est touchée simplement avec l'index. Malgré que les sujets n'aient pas recouru aux informations visuelles et aux informations vestibulaires, leur équilibre postural est amélioré par le toucher actif et léger d'une structure externe de référence (Jeka 1997) et lorsqu'ils sont touchés passivement aux jambes et aux épaules (Rogers et al. 2001). Les afférences haptiques jouent donc, un rôle important dans l'orientation du corps dans l'espace (Massion 1998).

En résumé, les afférences en provenance des récepteurs tactiles plantaires possèdent des fonctions posturales régulatrices (Do et al., 1990; Kavounoudias et al., 1998, 1999). Les informations tactiles plantaires, acheminées de façon permanente au SNC, permettent d'activer une séquence de puissants réflexes posturaux (Kavounoudias et al., 2001, Wu et Chiang 1997) et de sélectionner la stratégie posturale appropriée (Horak et al., 1990; Timman et al., 1994), afin de contrôler efficacement la posture. Cela démontre bien l'importance du rôle que possèdent les récepteurs tactiles plantaires dans la boucle sensorimotrice.

3.4. La perception spatiale des centres de pression par les afférences tactiles

La position du corps est indiquée par un relevé émergent des informations spatiales extraites de la pression de la plante des pieds de chacune des régions. L'utilisation de la différence de pression entre l'avant et l'arrière du pied plutôt que l'utilisation des sensations de pression individuelles de ces parties, procure l'information relative aux déplacements antéropostérieurs du CdM (Kavounoudias et al., 1999; Wu et Chiang 1997). L'intégration de ces messages cutanés en provenance des différentes zones d'appui d'un pied ou entre les deux pieds obéirait à des lois de sommation vectorielle (Kavounoudias et al., 2001). Le contraste entre les pressions s'exerçant sur les différentes parties d'un pied ou entre les deux pieds, engendré par des transferts de poids incessants, constituerait un indicateur particulièrement pertinent de la verticalité du corps au service d'opérations perceptives et motrices fonctionnellement adaptées aux exigences du contexte postural du sujet (Roll 2003). Les afférences tactiles contenues dans le pied contribueraient ainsi à la perception spatiale tridimensionnelle (3D) de la posture du corps par le SNC (Roll et al., 2002). Ce système de référence en 3D (système de référence globale) est composé du vecteur gravitationnel (F_z) et de 2 vecteurs orthogonaux (habituellement antéro-postérieur (F_y) et médio-latéral (F_x)) (Winter et al., 1998).

Les récepteurs tactiles de la plante des pieds gèrent, en majeure partie, le maintien de la stabilité de l'équilibre médio-latéral (ML) (Kavounoudias et al., 1998; Meyer et al., 2004_2) et antéro-postérieur (AP) (Horak et al., 1990). Toutefois, le rôle fonctionnel et les compensations posturales en provenance des mécanorécepteurs de la voûte plantaire sont différents selon la région du pied stimulée (Asai et al., 1992; Wu et Chiang 1997). En effet, la sensation plantaire de l'avant pied influence davantage le contrôle de l'équilibre ML et la sensation plantaire des talons influence davantage le contrôle de l'équilibre AP (Meyer et al., 2004; Kennedy et Inglis 2002). L'étude d'Asai et ses collègues (1992) confirme le rôle distinct que possède chaque partie de

la voûte plantaire (postérieure et antérieure). La discrimination de la pression dans la partie antérieure du pied serait plus importante pour signaler l'information relative aux CdP. La partie postérieure du pied (talons), pour sa part, procure un signal d'alarme afin d'inhiber les futurs déplacements vers l'arrière du CdP afin de prévenir une éventuelle chute postérieure. De même, lorsque le corps est solidement maintenu debout, ne permettant aucun mouvement, la stimulation d'une partie de la plante des pieds, par la vibration, induit la perception de déséquilibre. En effet, le sujet perçoit une inclinaison illusoire de son corps en direction de la partie stimulée (illusions kinesthésiques) (Roll et al., 2002).

Les afférences cutanées plantaires possèdent ainsi, une fonction nommée "carte dynamométrique" (*dynamometric map*) au niveau des centres supérieurs. Étant équipé de nombreux récepteurs capables de coder spatialement toutes les pressions extraites de la voûte plantaire, le SNC traite ces informations cutanées plantaires, associées aux autres messages sensoriels, ce qui lui procure constamment des informations sur la position du corps. Ainsi, il déclenchera conséquemment les réponses appropriées afin de réduire la différence entre la position du corps et la position d'équilibre (Kavounoudias et al., 1998). L'amplitude et la fréquence de ce signal d'erreur sont importantes dans l'interprétation que doit opérer le système de contrôle de l'équilibre. Le gain (afférences) du système de rétrocontrôle devrait être en mesure de modifier l'amplitude et la fréquence de ce signal d'erreur. Donc, une augmentation du gain aurait pour effet de diminuer l'amplitude du signal d'erreur et également de réduire la fréquence d'oscillation (Winter 1998). De même, l'intégration des informations tactiles plantaires au niveau spinal permet plusieurs réflexes requis pour le contrôle de la posture (voir la section sur les réflexes pour plus de détails). Les messages cutanés sont codés par les centres supérieurs comme indicateur égocentrique de configuration posturale tridimensionnelle (Roll et al., 2002). Les récepteurs tactiles plantaires font donc, partie intégrante de la boucle sensorimotrice qui gère l'équilibre statique bipède.

La stabilité posturale étant basée sur l'habileté de détecter la projection verticale du CdM, quelques auteurs cités ci-dessous, déduisent qu'une meilleure discrimination ou une stimulation tactile plantaire pourrait faciliter la localisation des mouvements du CdM par le SNC et ainsi, conduire à l'amélioration de la performance en facilitant le contrôle de l'équilibre. La facilitation de la localisation du CdM peut être engendrée par l'augmentation de la stimulation tactile plantaire. La stimulation mécanique de la voûte plantaire, pendant que le sujet est en position d'équilibre statique bipodale, induit des oscillations hautement corrélées avec les stimuli cutanés (Maurer et al., 2001). La facilitation mécanique de la sensation des limites de la base de support par la plante des pieds (sans vision), augmente l'efficacité de certains types de réaction posturale requise afin de stabiliser le corps lors de perturbations translatoires inattendus. Le système nerveux de personnes âgées, tout comme les jeunes adultes, profitent de la facilitation de la sensation des limites de la base de support pour améliorer leur performance (Rogers et al., 2001). De même, une autre étude démontre, après un massage plantaire par pression, l'amélioration du contrôle de l'équilibre statique. Le résultat serait dû à l'amélioration de la sensibilité des mécanorécepteurs tactiles (Bernard-Demanze et al. 2004). Les auteurs suggèrent donc, que les informations tactiles peuvent être améliorées par la stimulation des récepteurs tactiles plantaires et que cette influence renforce les mécanismes intégratifs du SNC. De plus, ils suggèrent qu'il pourrait y avoir accroissement de la recalibration des afférences somesthésiques lorsque ces afférences nourrissent le système postural.

Dans cette même ligne de pensée, la stimulation des afférences tactiles plantaire par la vibration de différentes régions de la voûte plantaire de sujets se tenant en équilibre statique sur deux pieds (sans mouvement), sans perturbation et sans vision, possède un impact significatif sur la modulation de l'équilibre. Les vibrations induisent l'illusion de mouvements orientés spécifiquement dans la même direction que la

partie plantaire stimulée par la vibration (Roll et al., 2002) engendrant par la suite, une augmentation du CdP dans la région opposée à la stimulation vibratoire afin de compenser cette perception (Kavounoudias et al., 1998, 1999). Par exemple, lorsque l'expérimentateur stimule par des vibrations, les parties antérieures des pieds, le sujet perçoit que son poids de corps est vers l'avant et envoie conséquemment son CdP vers l'arrière pour compenser cette perception. Donc, malgré qu'aucun mouvement ne soit induit à la cheville, le SNC percevra un mouvement antérieur et engendra une réponse motrice compensatoire. Les mêmes mécanismes se produisent par la stimulation vibratoire des parties postérieures, du pied gauche ou du pied droit. De même, Collins et ses collègues (2003) ont démontré que le contrôle postural est amélioré par l'utilisation de souliers dont les semelles vibrent afin de stimuler la plante des pieds, facilitant ainsi la détection des changements d'oscillation par le système nerveux central.

Le mécanisme inverse a aussi été démontré lors d'une réduction de la stimulation de la plante des pieds, lorsque les sujets sont placés sur une surface de support douce (mousse). Le simple changement du niveau de dureté de la surface de support, dans l'équilibre statique, résulte en un changement primaire de la réponse des mécanorécepteurs de la plante des pieds (Wu et Chiang 1996). La mousse réduit la précision de l'information somatosensorielle afférente en provenance du pied (Cherng et al., 2003) probablement imposée par la réduction de la pression appliquée sous le pied. Lorsque le sujet se tient en équilibre statique, les yeux fermés, sur une surface de support douce, le temps de réaction est diminué. Cette diminution de la précision induit ainsi, un délai dans l'action des muscles postérieurs (Wu et Chiang 1997). La mousse engendre aussi une réduction significative du sommet de pression ainsi qu'une augmentation de la surface de contact maximale du pied comparativement aux données obtenues sur une surface de support ferme (Wu et Chiang 1996). Les paramètres de l'oscillation sont aussi modulés par la mousse. Les sujets adultes oscillent à de hautes fréquences lorsqu'ils se tiennent en équilibre statique sur une

surface de support douce. Ils augmentent leur fréquence moyenne d'oscillation en direction antéropostérieure (Wu et Chiang 1996) et en direction médiolatérale (Cherng et al., 2003).

3.5. Conclusion

Pendant une tâche d'équilibre quasi-statique, les récepteurs tactiles plantaires acheminent la position du CdM via les CdP requis pour maintenir le CdM à l'intérieur de la base de support. Cette sensibilité cutanée plantaire, par sa situation d'interface entre l'organisme et le sol, par ses capteurs performants de pression, de vitesse, d'accélération et d'étirement directionnel, judicieusement structurés en deux plans, joue le rôle d'une véritable plate-forme de force capable de renseigner le système de l'équilibration sur les paramètres statiques et dynamiques des forces mises en jeu à l'interface pied/sol (Belhassen 2003). Ainsi, lorsque l'humain se tient passivement debout, les informations tactiles plantaires procurent une représentation (*mapping*) de l'orientation du corps debout (Lackner et Dizio 2005). Les tâches d'équilibre statique tout comme les tâches d'équilibre dynamique requièrent la sollicitation des récepteurs tactiles plantaires pour gérer précisément le contrôle de l'équilibre postural.

Ce chapitre met ainsi en évidence le rôle des récepteurs tactiles plantaires à chaque niveau de la boucle sensorimotrice (afférences sensorielles), intégration (spinale et supra spinale) et efférences (musculaires) chez l'adulte. Les différentes composantes des centres supérieurs permettent de traiter l'information relative à la surface de support et de représenter la posture du corps par une perception spatiale tridimensionnelle. Donc, les informations cutanées plantaires de la voûte plantaire font bel et bien, partie intégrante de la gestion de la posture par la boucle sensorimotrice chez l'adulte. Qu'en est-il chez l'enfant maintenant?

4. La contribution des afférences tactiles dans le contrôle de la posture chez l'enfant

Chez l'enfant, l'état des connaissances sur le rôle des récepteurs tactiles plantaires dans le contrôle de la posture est plus limité. Plusieurs paramètres limitent l'avancement des connaissances. Par exemple, pour des raisons éthiques évidentes, l'anesthésie et la microneurographie ne peuvent être pratiquées chez l'enfant. Additionné à ce fait, peu d'auteurs se risquent à examiner le développement de la boucle sensorimotrice en raison de tous les paramètres à considérer (la maturation et/ou expérience, les périodes sensibles, les différences individuelles, les différences morphologiques, etc.). Il existe alors, peu de consensus scientifique chez les enfants. De plus, on observe parfois un décalage et des contradictions dans l'âge exact d'acquisition d'un paramètre spécifique, d'une étude à l'autre (groupes d'âges pas assez jeunes ou pas assez vieux pour couvrir l'entière évolution, les protocoles utilisés, etc.). Les limites reliées à l'âge peuvent aussi être expliquées par les zones de chevauchements qui coexistent dans les processus de maturation.

Les premiers articles portant sur la contribution des informations tactiles plantaires chez l'adulte ne datent que de 1990. Chez l'enfant, on parle encore du système sensoriel somesthésique sans distinguer les contributions relatives de chaque système sensoriel, dont il est composé (notamment du système tactile). Une seule équipe de recherche, à notre connaissance, a examiné le rôle de la friction dans la prise de décision motrice chez l'enfant. La question de recherche que je pose est donc, quel est le rôle des informations tactiles plantaires dans le contrôle de l'équilibre, en fonction de l'âge, chez l'enfant?

4.1. L'influence du développement morphologique dans la posture

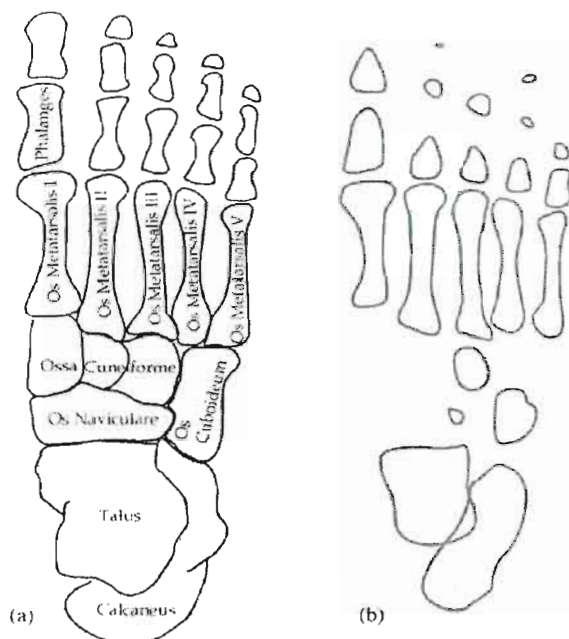


Figure 4.1 Comparaison entre la structure osseuse de l'adulte (a) et de l'enfant (b). (Tirée de Hallemans 2006.)

L'analyse de la morphologie est non négligeable lorsque l'on compare un groupe d'enfants de 2 ans à un groupe de 8 ans! La grandeur du corps augmentera d'environ 5 fois pendant les 18 premières années de vie (Lebiedowska et Syczewska 2000). La morphologie du pied de l'enfant est évidemment très différente de celle de l'adulte. En effet, chez l'enfant, l'ossature n'est que partiellement ossifiée procurant au pied plus de flexibilité (Hallemans et al., 2006). De même, les pieds ayant une petite arche ou un pied plat sont aussi très flexibles

(Lin et al., 2006). Ces caractéristiques deviennent évidentes par la comparaison de l'ossature de l'enfant à celle de l'adulte présentée dans la figure 4.1. Ce sont les tissus mous qui relient les os du pied. La protection des tissus cartilagineux est assurée par une couche de gras (*fat pad*), présente sous la surface plantaire. Elle disparaîtra avec l'ossification. À 1 an, l'arche longitudinale typique présente chez l'adulte, n'est pas visible chez l'enfant. En fait, son développement débute vers l'âge de 1 an et perdure jusqu'à l'âge de 5 ans (Hallemans et al., 2006). Les enfants apprennent donc, à se lever et à marcher sans elle! Ce n'est que vers l'âge de 5 ans, que les enfants possèdent une petite arche " *lower-arch* " (Lin et al., 2006).

La morphologie possède aussi un rôle non négligeable sur la stabilité posturale. Les

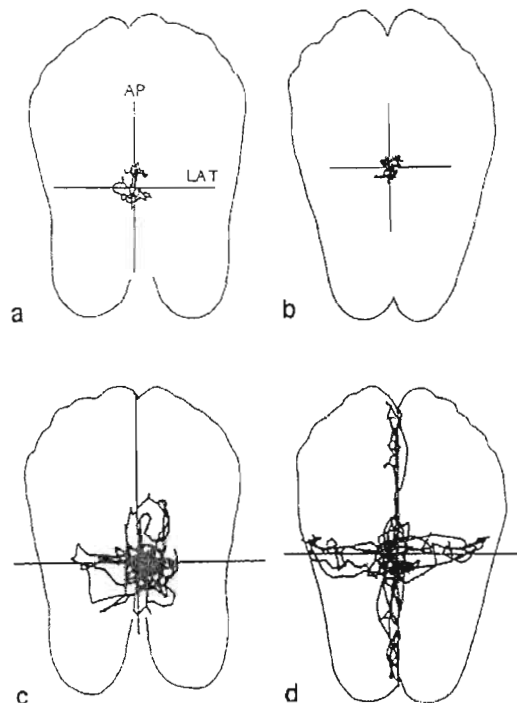


Figure 4.2 Excursion des CdP en équilibre quasi-statique, yeux ouverts chez l'enfant de 4 ans (a) et chez l'adulte (b). Les limites de la stabilité, yeux ouverts, chez l'enfant (c) et l'adulte (d) (Tirée de Riach et Starkes 1993).

Starkes 1993).

limites de la base de support seront définies par les caractéristiques physiques. En effet, des chercheurs ont demandé à leurs sujets âgés entre 4 et 14 ans ainsi qu'à un groupe d'adultes, de bouger aussi loin que possible vers l'avant, vers l'arrière, vers la droite et la gauche, tout en maintenant leurs pieds fixes au sol. Ils démontrèrent que les meilleurs prédicteurs de la grandeur maximale de la région oscillatoire des CdP, sans provoquer une chute, sont la grandeur, la masse corporelle et la longueur des pieds (Riach et

Dans l'étude de la posture, il s'avère essentiel de distinguer les résultats explicables par des raisons purement biomécaniques de ceux dépendants de la maturation du système nerveux (Assaiante et al., 2005). La comparaison entre les paramètres oscillatoires obtenus chez les enfants, les adolescents et les adultes doit être faite en normalisant les paramètres physiques. En effet, les changements morphologiques qui touchent la grandeur de la base de support, la grandeur et le poids du sujet influencent inévitablement les forces appliquées sur la plateforme de force. Quel est l'impact des

facteurs biomécaniques en croissance sur les données recueillies par une plateforme de force lorsque l'on compare différents groupes d'âges?

Le maintien de l'équilibre quasi-statique dépend de la relation entre la projection du CdM et les dimensions de la base de support (Lebiedowska et Syzewska; 2000). Des chercheurs se sont intéressés plus spécifiquement au développement des limites maximales de la base de support chez les enfants âgés entre 4 et 14 ans ainsi que chez l'adulte. Les facteurs physiques les plus importants pour déterminer les limites de la stabilité chez les enfants sont le poids et la grandeur des pieds. La figure 4.2 tiré de cet article démontre bien la différence de grandeur de la base de support par rapport à l'âge. Tous les sujets n'utiliseront qu'une portion de la surface totale de la base de support anatomiquement disponible. Les enfants ont des limites de stabilité inférieures à celles de l'adulte. Entre 4 et 6 ans, les enfants utilisent environ 44 à 53% de leur base de support comparativement à 70% chez les sujets âgés de 7 ans et plus. Cet élargissement soudain des limites de la base de support n'est évidemment pas expliqué par un développement physique imposant mais bien par le développement du contrôle de l'équilibre (la stratégie utilisée) (Riach et Starkes 1993).

Pour les jeunes enfants (4-5 ans), il existe une relation entre l'empreinte des structures du pied et la région oscillatoire. Le rôle que possède la taille de l'arche sur le contrôle de la posture devient encore plus évident lorsque le corps est soumis à une condition de perturbation. La vitesse d'excursion du CdP est aussi influencée par les changements de croissance physiologique (poids et grandeur) (Lin et al., 2006). De même, les caractéristiques physiques telles le poids, la grandeur et la grandeur des pieds sont les meilleurs prédicateurs de la largeur maximale de la base de support. C'est vers l'âge de 7 ans que l'interaction entre les changements morphologiques et la gestion de l'équilibre prendrait fin (Cherng et al., 2003; Riach et Starkes 1993; Lebiedowska et Syzewska 2000). En effet, chez les enfants âgés entre 7 et 18 ans, il

n'y aurait pas de corrélation significative entre les différents paramètres de l'oscillation et les caractéristiques corporelles en croissance (la grandeur, le poids corporel et l'âge) (Lebiedowska et Syczewska 2000).

Le niveau de flexibilité du pied pourrait expliquer les résultats des enfants de 4-5 ans ayant une petite région oscillatoire. Il a été démontré que cette catégorie d'enfants a une petite arche et que ce type d'arche procure au pied une grande flexibilité. Contrairement aux pieds rigides, le pied de petite arche ne peut diffuser efficacement les charges en périphérie ce qui résulte en une excursion limitée du CdP. Les pieds rigides quant à eux, peuvent adéquatement réagir aux changements oscillatoires pendant les corrections posturales et diffusent efficacement les charges en périphérie (Lin et al., 2006).

4.2. Les évidences du développement postural

Le développement de l'équilibre quasi-statique est primordial chez l'enfant car elle procurera une calibration de base et un cadre de référence au système nerveux. Le développement de l'équilibre est un pré requis pour plusieurs activités fonctionnelles (Cherng et al., 2003). La fonction la plus importante de la posture est d'assurer le maintien de l'équilibre pendant l'initiation et la durée du mouvement. Elle sert ainsi de cadre de référence pour la production de mouvement précis (Assaiante et al., 2005). L'habileté de maintenir le contrôle postural est un facteur critique pour performer dans les routines de la vie quotidienne (Ferdjallah et al., 2002). La qualité de la posture reflétera ainsi la qualité de nos mouvements. Le processus de développement moteur sera même facilité par l'augmentation de la capacité de contrôle postural (Haas et al., 1986). Le contrôle de l'équilibre lors d'activités posturo-kinésiques dépend non seulement de l'âge (et des processus de maturation neurale) mais aussi, des contraintes de l'environnement et de la tâche (Hatzitaki et al., 2002). Toutefois, pour avoir un contrôle adéquat de son équilibre, l'enfant doit avoir

une représentation interne des paramètres biomécaniques afin de calibrer une réponse efférente appropriée aux sensations proprioceptives et extéroceptives perçues préalablement. Le schème du corps est construit lentement pendant l'enfance par l'intégration combinée des informations vestibulaires, visuelles et somatosensorielles. Le développement de cette représentation interne de l'action constitue le cadre de base du contrôle "*feedforward*" afin de compenser à l'avance les effets déstabilisants d'un mouvement (Assaiante et al., 2005).

Le développement de l'équilibre s'avère être alors un élément essentiel et primordial dans le développement sensorimoteur de l'enfant! L'évolution du contrôle de la posture, ayant comme fonction de placer avec succès le CdM à l'intérieur des limites de la base de support, dépend de deux facteurs majeurs selon Kirshenbaum et ses collègues (2001). Premièrement, l'enfant doit être capable de contrôler les mouvements du CdP. Deuxièmement, il doit maîtriser l'habileté de détecter l'erreur entre le CdM et les CdP afin de calibrer une cible optimale pour le CdP dans le but de réduire la distance entre le CdP et le CdM et de maintenir le CdM à l'intérieur de la base de support (Kirshenbaum et al., 2001). En d'autres mots, l'enfant doit être capable de détecter la position du corps et de déclencher conséquemment les réponses motrices appropriées afin de réduire la différence entre la position du corps et la position d'équilibre. Cette affirmation soutient celle émise par Kavounoudias et ses collègues (1998) élaborée ci-dessus, celle de la "carte dynamométrique" présente chez l'adulte.

Chez les enfants, comme chez l'adulte en santé, la position du CdM est contrôlée par les forces de réaction au sol appliquées sous les pieds (CdP) (Kirshenbaum et al., 2001). Donc, comme chez l'adulte, l'analyse des différents paramètres de l'oscillation reflète la performance de l'équilibre (Riach et Starkes 1993). Il est de mise d'investiguer les caractéristiques du CdP de la petite enfance à l'adolescence afin de les comparer à celles obtenues chez l'adulte et ainsi, de déterminer les paramètres du

développement du contrôle de la posture. Comme les articles scientifiques concernant le développement sensorimoteur sont difficilement comparables pour les raisons mentionnées ci-dessus, afin d'éviter les confusions, les résultats cités seront centrés davantage sur les mêmes dénominateurs communs soit sans la disponibilité de la vision et sans perturbation de la surface de support (translation ou rotation) dans une tâche d'équilibre quasi-statique.

Les jeunes enfants oscillent davantage que les adultes lorsqu'ils se tiennent en équilibre quasi-statique debout sur deux pieds (Riach et Starkes 1993). L'amélioration du contrôle de l'équilibre chez l'enfant est démontrée principalement par la diminution de l'amplitude du CdP (Wolff et al., 1998; Cherng et al., 2003; Rival et al., 2005; Hatzitaki et al., 2002; Odendrick et Sandstedt 1984) ainsi qu'une diminution de la fréquence de l'oscillation posturale (Rival et al., 2005; Wolff et al., 1998; Riach et Starkes 1994; Figura et al., 1991). Les jeunes enfants auraient de larges et rapides corrections du CdP afin de maintenir le CdM à l'intérieur de la base de support comparativement aux enfants plus vieux (Lin et al., 2006; Rival et al., 2005). La stabilité posturale augmente en fonction de l'âge (Foudriat et al., 1993; Wolff et al., 1998). Une étude souligne une amélioration marquée de la stabilité posturale entre 4 et 5 ans, lorsque l'enfant n'est pas soumis à une résolution d'informations sensorielles conflictuelles donc, dans un environnement fixe (Foudriat et al., 1993). Un processus d'affinement du contrôle de la posture débiterait vers l'âge de 7 ans et atteindrait un plateau comparable aux valeurs de l'adulte vers l'âge de 10 ans. Cependant, jusqu'à l'âge de 10 ans, les enfants sont moins efficaces dans le contrôle de l'équilibre quasi-statique que l'adulte (Cherng et al., 2003; Rival et al., 2005; Lebedowska et Syczewsha 2000). Certaines études démontrent que le développement du contrôle de la posture poursuivrait sa maturation au-delà des 10 premières années de vie (Kirshenbaum et al., 2001).

Rival et ses collègues (2005) ont investigué plus précisément les changements engendrés dans le contrôle de l'équilibre entre l'âge de 6 et 10 ans. Ils ont mesuré

l'amplitude et la fréquence oscillatoire du CdP des sujets se tenant en équilibre quasi-statique debout, les yeux fermés, sans qu'aucune perturbation ne soit émise. L'amélioration de la stabilité posturale avec l'âge est illustrée par la diminution de la vitesse et de l'amplitude du déplacement du CdP. L'amplitude du déplacement augmente entre 6 et 8 ans pour ensuite diminuer entre 8 et 10 ans. Toutefois, à l'âge de 10 ans, l'enfant n'aura pas encore atteint l'amplitude obtenue à l'âge adulte. La vitesse d'oscillation pour sa part, diminue de façon linéaire avec l'âge. Leurs résultats démontrent que les enfants utilisent tout d'abord de hautes vitesses ce qui les conduit à faire de grandes corrections rapides. À 8 ans, les enfants augmentent leur amplitude d'oscillation mais diminuent significativement leur vitesse. À 10 ans, les deux paramètres oscillatoires diminueront.

Wolff et ses collègues (1998) ont approfondi l'analyse des paramètres du CdP dans un but de développer un outil diagnostique clinique. À l'aide d'une plateforme de force, ils ont mesuré l'amplitude médiolaterale et antéropostérieure de l'oscillation, la région d'oscillation par seconde, la fréquence d'oscillation, etc. chez des enfants âgés entre 5 et 18 ans. Les valeurs du CdP mesurées (figure 5.3) diminuent en fonction de l'âge. La diminution la plus drastique se retrouve entre les enfants âgés de 5-6 ans et 7-8 ans au niveau des paramètres de vitesse. La région d'oscillation par seconde (mm^2/sec) diminue de 42% et le coefficient de diffusion à court terme (mm^2/sec) de 48%. Ces résultats suggèrent que ces paramètres seraient les changements les plus sensibles du développement de l'équilibre postural. Les autres paramètres du CdP diminuent aussi mais, de façon moins prononcée. L'amplitude antéropostérieure diminue de 15% et la fréquence d'oscillation diminue de 7%, en fonction de l'âge. Comme la mesure de ces paramètres appuie d'autres études et qu'ils peuvent servir de références en clinique, la figure 4.3 contient les valeurs moyennes de l'équilibre en fonction de l'âge, yeux ouverts, yeux fermés.

Age (yr)	n	Eyes	Path (mm/sec)	ARD (mm)	Amp ML (mm)	Amp AP (mm)	Area/sec (mm ² /sec)	Freq (Hz)	Ds (mm ² /sec)	HI
5-6	18	Open	13.0 ± 3.1	5.9 ± 2.1	15.3 ± 9.1	17.8 ± 8.8	27.1 ± 17.5	0.38 ± 0.07	26.7 ± 21.6	0.22 ± 0.07
		Closed	18.5 ± 5.2	7.2 ± 2.4	20.0 ± 10.8	25.0 ± 11.1	47.6 ± 34.6	0.43 ± 0.07	54.7 ± 51.9	0.15 ± 0.05
7-8	16	Open	11.4 ± 2.5	5.1 ± 1.4	15.9 ± 4.1	20.0 ± 4.7	19.2 ± 8.2	0.38 ± 0.08	15.8 ± 5.8	0.23 ± 0.07
		Closed	14.5 ± 3.8	5.6 ± 1.6	18.4 ± 6.3	23.3 ± 5.9	27.4 ± 14.1	0.43 ± 0.07	28.2 ± 12.0	0.17 ± 0.03
9-10	16	Open	11.3 ± 3.0	5.0 ± 0.8	15.8 ± 3.3	20.0 ± 3.2	18.7 ± 7.0	0.38 ± 0.09	17.2 ± 8.9	0.24 ± 0.07
		Closed	14.5 ± 3.9	5.4 ± 1.3	17.5 ± 4.6	23.3 ± 5.4	25.9 ± 11.4	0.45 ± 0.09	28.0 ± 14.2	0.17 ± 0.05
11-12	15	Open	9.9 ± 3.6	4.3 ± 1.2	12.9 ± 5.6	15.6 ± 4.2	14.8 ± 10.0	0.38 ± 0.09	13.3 ± 9.9	0.26 ± 0.06
		Closed	11.9 ± 3.3	4.5 ± 1.7	14.2 ± 5.5	18.8 ± 5.5	18.4 ± 12.2	0.45 ± 0.11	18.3 ± 9.5	0.18 ± 0.06
13-14	12	Open	9.5 ± 3.3	4.4 ± 1.4	12.7 ± 5.7	17.6 ± 3.8	14.1 ± 8.8	0.36 ± 0.09	12.5 ± 8.3	0.27 ± 0.08
		Closed	12.0 ± 3.7	4.4 ± 1.2	12.8 ± 4.4	19.8 ± 4.7	18.0 ± 10.6	0.45 ± 0.10	18.7 ± 10.7	0.17 ± 0.06
15-18	15	Open	8.7 ± 2.5	4.3 ± 1.0	11.5 ± 5.1	16.9 ± 3.1	12.5 ± 7.0	0.35 ± 0.06	10.3 ± 6.6	0.31 ± 0.13
		Closed	11.3 ± 3.3	4.8 ± 1.3	13.7 ± 5.3	21.3 ± 5.5	18.0 ± 10.5	0.40 ± 0.06	18.9 ± 10.7	0.21 ± 0.06

Figure 4.3 Path = path length per second, ARD = average radial displacement, Amp ML = mediolateral amplitude (x axis), Amp AP = anterior-posterior amplitude (y axis), Area/sec = area per second of sway, Ds = short-term diffusion coefficient, and HI = long-term scaling exponent (Tirée de Wolff et al., 1998).

Riach et son collègue Starkes (1994) ont investigué plus en détail, la relation entre les changements de fréquence d'excursion du CdP (vitesse d'oscillation) au cours du développement de l'enfant entre 4 et 13 ans et les stratégies de contrôle postural utilisées. Leurs résultats démontrent aussi une diminution de la vitesse de l'excursion du CdP en fonction de l'âge cependant, elle ne diminue pas de façon linéaire mais bien, de façon non monotonique. Le test post hoc révèle que les enfants de 4, 5 et 7 ans oscillent plus vite que le groupe des 8, 9, 11, 12 et 13 ans. L'enfant diminuera significativement sa vitesse entre 7 et 8 ans et diminue la variabilité de sa vitesse à 8 ans. Les enfants démontrant une vitesse d'excursion supérieure démontreront aussi, une amplitude d'excursion supérieure. Ces données reflètent les changements de stratégies utilisées. (Voir la section stratégie pour plus de détails).

La stabilisation de l'oscillation, lorsque les sujets montent sur la plateforme de forces, demande un délai avant d'atteindre un certain niveau de stabilisation. En effet, dans

les groupes d'âge 6-10 ans, les enfants stabilisent la vitesse du déplacement du CdP en 2 secondes. Ils prendront toutefois 4 secondes pour diminuer l'amplitude du déplacement du CdP. Le niveau optimal de l'équilibre statique n'est donc pas atteint instantanément. Il requiert 5 secondes et par la suite, ils pourront le maintenir pendant 5 secondes consécutives (Rival et al., 2005). Par contre, cette étude de Rival a limité sa prise de données à 10 secondes. D'autres études ont pu prendre des données pendant 20 secondes chez les enfants et les adolescents âgés entre 3 et 15 ans (Hirabayashi et Iwaasaki 1995; Riach et Starkes 1994) et même 30 secondes chez les enfants et les adolescents âgés entre 5 à 18 ans (Kirshenbaum et al., 2001; Lebiedowska et Syczewska 2000; Wolff et al., 1998). Cela démontre clairement que les jeunes enfants comme les plus vieux, peuvent maintenir une posture statique au-delà de 10 secondes. Chez l'adulte, Winter et ses collègues (1998) mentionne qu'une durée de 20 secondes serait requise pour stabiliser la posture.

Donc, l'amélioration de la stabilité posturale avec l'âge est illustrée par la diminution de la vitesse et de l'amplitude du déplacement du CdP. Des changements significatifs sont démontrés en fonction de l'âge sans toutefois être linéaires. Le développement de la posture est alors non-monotonique (Foudriat et al., 1993; Riach et Starkes 1994; Wolff et al., 1998; Kirshenbaum et al., 2001; Rival et al., 2005). Le principal paramètre postural qui est modifié dans l'enfance est la vitesse oscillatoire. Ainsi, l'analyse des différents paramètres d'oscillation du CdP reflète la performance et la maturation du contrôle de l'équilibre quasi-statique.

4.3. Développement des différentes stratégies de contrôle de la posture chez l'enfant

La complexité du système musculosquelettique procure un nombre infini d'options d'activations musculaires pour maintenir la stabilité posturale. Les stratégies motrices permettent de réduire la complexité du choix par une séquence d'activations

prédéterminées (Wescott et al., 1997). Pendant le développement des stratégies, les réponses deviendront moins stéréotypées, moins réflexives et plus adaptables (Riach et Starkes 1994). Ainsi, la sélection d'une stratégie d'équilibre appropriée ne dépend pas seulement des contraintes de la tâche et de l'environnement mais dépendra également de la maturation neurale et de l'expérience (Hatzitaki et al., 2002). Le niveau de contrôle de la posture atteint est ainsi, considéré en termes de stratégies de contrôle. L'investigation de l'émergence de ces stratégies s'avère alors importante car elles précisent si l'enfant est capable d'utiliser les informations sensorielles disponibles.

Le modèle ontogénétique du contrôle de l'équilibre de Assaiante et Amblard (1995) a établi que les différentes stratégies d'équilibre adoptées par les enfants, tout comme les adultes, impliquent deux principales fonctions, l'organisation spatiale et l'organisation temporelle qui elles, sont divisées en deux principes. Ces auteurs mentionnent que les deux principales fonctions de l'organisation spatiale sont le choix d'un cadre de référence stable sur lequel le contrôle de l'équilibre est basé (stratégie en bloc) et la maîtrise graduelle des degrés de liberté des différentes articulations du corps (stratégie articulée). L'organisation temporelle, pour sa part, concerne la stabilisation des segments anatomiques. Le segment anatomique qui sert de référence dépendra du mouvement (séquence ascendante ou descendante). Par exemple, lorsque l'enfant se tient en équilibre quasi-statique sur une surface stable, le contrôle de l'équilibre est organisé des pieds vers la tête, en ordre ascendant (tel un pendule inversé). Par contraste, dans une condition dynamique, lorsque l'enfant marche sur une poutre par exemple, le contrôle de l'équilibre est organisé de la tête vers les pieds, en ordre descendant additionné du contrôle multisegmentaire impliquant une coordination efficace entre la posture et le mouvement (mode de rétroaction et de "*feedforward*" (équilibre multisegmentaire)). Donc, l'organisation spatiale et temporelle décrivant le contrôle de l'équilibre ontogénétique chez l'enfant, rejoint les deux modèles décrits chez l'adulte. Une sollicitation chevauchée de ces

deux modèles, modulée par la maturation, le contexte et l'environnement, pourrait décrire la gestion de la posture. Le modèle du pendule inversé serait davantage sollicité lorsque le corps est stable, comme lorsqu'il est en équilibre quasi-statique. Le contrôle de l'équilibre géré par le modèle d'orientation segmentaire serait, pour sa part, davantage sollicité pour gérer la posture lorsque le corps multisegmentaire est en mouvement (Assaiante et al., 2005). Du à la difficulté associée au contrôle du système multisegmentaire, le système nerveux utilise un couplage inter-segmentaire pour faciliter le contrôle de l'équilibre (Winter et al., 1998). Malgré ces évidences, comment se développe la capacité d'intégrer et de gérer les afférences renseignant sur la posture afin de déterminer la commande motrice la plus appropriée? À quel âge le contrôle de la posture atteint-il celui de l'adulte?

Kirshenbaum et ses collègues (2001) proposent trois étapes dans la progression des stratégies posturales du mode balistique vers la stratégie du mode combiné (*dual mode*). En premier lieu, la stratégie balistique, qui se traduit par de rapides mouvements du CdP, est présente dans la petite enfance. Une faible utilisation de la rétroaction sensorielle peut assister le mouvement balistique pour augmenter la précision de projection du CdM dans la cible dans la base de support. Cette étape implique une certaine acuité balistique mais, une sollicitation limitée de l'information sensorielle en temps réel (*on-line*), relative au maintien du CdM dans la cible. La seconde étape du développement est une étape de transition. Cette période possède une dominance basée sur le contrôle de la rétroaction en temps réel (*feedback on-line*) pour atteindre un certain niveau de précision. L'habileté d'incorporer cette stratégie de précision dépendra de l'utilisation de la rétroaction sensorielle puisée pendant les corrections successives du CdP afin de contrôler le CdM à l'intérieur de la base de support. Pendant cette étape, il y aura restriction de l'oscillation. La dernière étape, permet d'augmenter l'étendue de l'information sensorielle utilisée et permet des déviations par rapport à la position d'équilibre désirée. Donc, elle permet une augmentation des degrés de liberté du corps humain multisegmentaire augmentant par

le fait même, la calibration multisensorielle. Elle procure ainsi, de meilleures habiletés d'intégration sensorielle requises pour les fonctions d'adaptation dans un environnement variable. Bref, les enfants âgés entre 5 et 8 ans utiliseront dans un premier temps une stratégie de vitesse, dans un deuxième temps une stratégie de précision pour ensuite combiner les deux stratégies en une stratégie bimodale. La progression du contrôle bimodale débute autour de l'âge de 6 ans. Après cet âge, une période de recalibration et de coordination sensorimotrice s'entame (Kirshenbaum et al., 2001). Cet âge (6 ans) correspond à la période de transition discutée dans le point suivant.

D'autres chercheurs dont Riach et Starkes (1994), considèrent plutôt en termes de boucle ouverte et boucle fermée (*open* et *closed loop*), le développement des stratégies de contrôle requises pour les corrections posturales. Ils ont investigué en détail la relation entre la vitesse du CdP et les stratégies de contrôle postural utilisées chez les enfants âgés entre 4 et 13 ans. La première phase de maturation est l'*open loop* (stratégie balistique). Cette phase domine jusqu'à l'âge de 7 ans. Le contrôle de la posture est effectué par des ajustements constants régulés par l'interaction fonctionnelle des systèmes neuromusculaires. Lorsque leur développement sensorimoteur est suffisant, vers l'âge de 8 ans, les enfants utiliseront plutôt la stratégie *closed loop* (stratégie sensorielle) afin de contrôler leur posture. Ils développeront par la suite, une interaction fonctionnelle entre la boucle ouverte et la boucle fermée, telle qu'utilisée par l'adulte (Riach et Starkes 1994). C'est à l'âge de 11-13 ans que les adolescents, tout comme les adultes, possèdent l'habileté de choisir ou de combiner les différentes stratégies d'équilibre disponibles en fonction des contraintes spécifiques de la tâche (Hatzitaki et al., 2002). L'atteinte de ce niveau de maturation pourrait toutefois, s'effectuer avant l'âge de 11 ans. En effet, dans ces études, aucun groupe âgé entre 9 et 11 ans n'a été testé. Les chercheurs Lebedowska et Syczewska (2000) ont démontré qu'il n'y avait pas de changement dans les paramètres de l'oscillation de l'âge de 7 ans à 18 ans. Malgré quelques décalages

dans l'âge d'apparition des changements de stratégies, leurs résultats corroborent, en d'autres termes, le point de vue de Kirshenbaum et ses collègues, mentionné ci-dessus (2001).

Les changements de la vitesse oscillatoire chez l'enfant sont un indicateur de la stratégie posturale utilisée (Riach et Starkes 1994). Effectivement, la stratégie de contrôle utilisée sera indiquée par la vitesse du CdP, indépendamment de la région de l'oscillation. Le contrôle en boucle ouverte (*open loop strategy*) ou stratégie balistique, possède une vitesse rapide. Le contrôle en boucle fermée (*close loop strategy*) ou stratégie sensorielle quant à elle, possède une vitesse lente (Kirshenbaum et al., 2001). Cette différence de vitesse serait attribuable au délai de temps induit par le traitement de l'information sensorielle dans l'utilisation de la stratégie *close loop* (lente) (Riach et Starkes 1994). L'indicateur clé de la stratégie de contrôle utilisée est donc la vitesse du CdP (Kirshenbaum et al., 2001). Toutefois, l'analyse de plusieurs autres paramètres des CdP recueillis à l'aide de deux plateformes de force, permet de déterminer le niveau de contrôle postural atteint et la stratégie utilisée. Comme décrit précédemment, les données recueillies à l'aide de deux plateformes de forces, permettent d'investiguer les différents mécanismes de contrôle de l'équilibre (Winter et al., 1998; Ferdjallah et al., 2002). Les données obtenues par Ferdjallah et ses collaborateurs (2002) démontre que la différence pondérée des signaux des CdP indique significativement que la protraction/rétraction de la jambe, la rotation transverse du corps, l'éversion/inversion de la cheville et la flexion plantaire/flexion dorsale de la cheville sont des synergies utilisées pour maintenir le contrôle de l'équilibre chez les enfants en santé comme chez les enfants atteints de paralysie cérébrale âgés entre 5 et 13 ans. Plus précisément, les enfants en santé utilisent les synergies de protraction/rétraction de la jambe et de rotation transverse du corps pour compenser pour toutes oscillations excessives aidés d'un minimum de sollicitation au niveau des chevilles. Tout comme chez l'adulte, chez l'enfant la stratégie de cheville (flexion-extension) procure une contribution

dominante à l'oscillation AP et la stratégie de la hanche procure une contribution dominante à l'oscillation ML. Lorsque les yeux sont fermés, les enfants augmenteront significativement la sollicitation des stratégies de contrôle aux chevilles (l'éversion/inversion de la cheville et la flexion plantaire/flexion dorsale) et des stratégies aux hanches (protraction/rétraction de la jambe et rotation transverse du corps). Ces chercheurs n'ont toutefois pas tenu compte du développement des stratégies en fonction de l'âge. Ils ont plutôt axé leur analyse dans le but de démontrer une différence entre les enfants en santé et ceux présentant une paralysie cérébrale ainsi que l'impact de l'absence de la disponibilité des afférences visuelles.

Bref, l'évolution du contrôle de la posture est illustrée par l'utilisation primaire de la stratégie balistique suivie d'une période de transition requise pour l'émergence de la stratégie sensorielle pour ensuite, utiliser les deux stratégies en interaction fonctionnelle. Le niveau de sollicitation d'une boucle par rapport à l'autre sera déterminé selon l'environnement, le contexte, la tâche et la vitesse de la tâche (Schmidt 1993; Hatzitaki et al., 2002).

La première étape du développement des stratégies consiste à construire un répertoire de stratégies posturales. La seconde étape consiste à apprendre à choisir la stratégie posturale la plus appropriée. Cette étape dépend de l'habileté à anticiper les conséquences du mouvement afin de maintenir le contrôle de l'équilibre et l'efficacité de la tâche (Assaiante et al., 2005). La progression du contrôle de l'équilibre devrait alors être qualifiée en fonction de la stratégie et du niveau d'habileté sensorimoteur atteint plutôt que l'âge chronologique (Kirshenbaum et al., 2001). Des zones de chevauchements coexistent dans la transition d'une stratégie à l'autre; la période de transition. L'enfant ne peut se coucher un soir avec une stratégie balistique et se lever le lendemain en utilisant une stratégie qui requiert l'intégration multisensorielle sans qu'une phase de calibration soit effectuée auparavant!

4.3.1. La période de transition

Entre l'âge de 6 et 8 ans, une période de transition est repérée dans plusieurs études (Massion 1998; Rival et al., 2005; Kirshenbaum et al., 2001; Riach et Starkes 1993, 1994; Assaiante et al., 2005). Cette période serait une étape de chevauchement entre les mécanismes de contrôle de la posture utilisés par l'enfant vers ceux utilisés par l'adulte. L'adaptation du SNC à l'utilisation de l'information multimodale pourrait expliquer cette phase de transition. En effet, c'est à l'âge de 6-7 ans que les enfants utiliseront dorénavant l'information multimodale relative à la posture (Shumway-Cook et Woolacoot 1985). L'hypothèse de ce processus de calibration dans cette phase transitoire est supportée par plusieurs chercheurs dont Kirshenbaum et al., 2001 ainsi que Assaiante et al., 2005. La transition serait entre autre démontrée par une période où la variabilité augmente significativement (Kirshenbaum et al., 2001). L'enfant éprouve de la difficulté à minimiser l'amplitude du déplacement du CdP mais diminue sa vitesse d'oscillation (Rival et al., 2005; Figura et al., 1991). En effet, à l'âge de 6 ans, une diminution de la vitesse d'oscillation posturale inexplicquée pourrait être attribuable à une phase de transition dans la stratégie de contrôle utilisée (Riach et Starkes 1994). Le pourcentage de la base de support utilisé augmente aussi dramatiquement à cet âge (Kirshenbaum et al., 2001; Riach et Starkes 1993). En effet, une augmentation prononcée (4-5 cm) de l'amplitude AP et ML des limites de la stabilité de la base de support est observée à l'âge de 7 ans que les yeux soient ouverts ou fermés (Riach et Starkes 1993).

4.3.2. Les réflexes posturaux chez l'enfant

Les trois réflexes posturaux présents chez l'adulte (courte latence, moyenne latence et longue latence, décrits ci-dessus) sont tous présents chez l'enfant, dès l'âge de 14 mois (Haas et al., 1986). La latence des réponses EMG d'ajustements posturaux chez l'enfant est plus variable, (Forssberg et Nashner, 1982) et le délai d'activation est plus long (Haas et al., 1986, Forssberg et Nashner., 1982) que chez l'adulte. Plus

précisément, la latence du réflexe de courte latence du triceps surale diminue à l'âge de 5 ans. Les réponses EMG sont aussi plus erratiques sous l'âge de 7 ans ½ (Forssberg et Nashner 1982).

L'étude de Rowlandson et Stephens (1985) démontre la maturation des réflexes cutanés plantaires. Ils ont enregistré les réponses du TA lors de l'application de stimuli électriques au niveau des orteils chez les enfants âgés entre 7 jours et 15 ans. Une réponse triphasique, tout comme chez l'adulte, fût démontrée. On peut observer le même patron d'activation chez l'adolescent de 15 ans que chez l'adulte (Fallon et al., 2005).

4.4. Le contrôle multisensoriel de la posture chez l'enfant

Dans la vie intra-utérine, les vecteurs de la gravité sont présents. Toutefois, comme le bébé vit dans un environnement aquatique, l'adaptation à la charge du poids du corps sera la principale tâche à laquelle sera confronté le système sensorimoteur après la naissance (Massion 1998). Ce système nécessitera plusieurs années afin de se calibrer de façon optimale. Alors, lorsque l'enfant utilise une stratégie sensorielle plutôt que balistique, est-ce que ce sont toutes les afférences sensorielles qui sont intégrées? Sont-elles toutes assez matures à cet âge? En fait, les systèmes sensoriels ne se développent pas tous à la même vitesse.

4.4.1 L'interrelation des systèmes sensoriels en développement.

Le contrôle primaire de l'équilibre chez l'enfant sous l'âge de 3 ans serait exécuté par le système visuo-vestibulaire. Cette prédominance du contrôle visuo-vestibulaire céderait sa place au système somato-vestibulaire à l'âge de 3 ans (Foudriat et al., 1993). Toutefois, les systèmes visuels et somatosensoriels ne sont probablement pas bien intégrés chez les jeunes enfants (Cherng et al., 2003; Wescott et al., 1997). L'émergence de la capacité à intégrer les informations multisensorielles débiterait

vers l'âge de 4-6 ans. À l'âge de 6-7 ans, les enfants utiliseront dorénavant l'information multimodale relative à la posture (Shumway-Cook et Wollacoot 1985). Par exemple, dans une tâche d'équilibre quasi-statique, lorsque les yeux sont fermés, le contrôle de l'équilibre reflète l'interaction du système vestibulaire et somatosensoriel (Ferdjallah et al., 2002). Les résultats obtenus dans une étude testant dans six conditions, tous les systèmes sensoriels (visuel, vestibulaire, somatosensoriel) des enfants âgés entre 3 à 15 ans démontrent que les enfants d'âge préscolaire ont des résultats considérablement plus bas que ceux des adultes. Cela reflète l'immaturation des mécanismes neuromusculaires de base impliqués dans les processus sensori-moteurs responsables du contrôle de la posture à l'âge préscolaire (Hirabayashi et Iwaasaki 1995). Comment réagiront les enfants dans des conditions sensorielles conflictuelles dans une tâche de contrôle de la posture? L'habileté d'inhiber une information sensorielle trompeuse émerge vers l'âge de 4-6 ans. L'habileté de résoudre les conflits sensoriels apparaît dans le groupe de 4-6 ans mais n'a pas encore atteint le niveau adulte à l'âge de 7-10 ans (Shumway-Cook et Wollacoot 1985). Les enfants de 7.5 ans ne sont toutefois pas capables de supprimer systématiquement l'influence des afférences procurant des informations d'orientation inappropriées (vision et surface de support) (Forssberg et Nashner 1982). Les sections suivantes approfondiront le développement de chacun des systèmes sensoriels.

4.4.2. Le système visuel

La vision chez l'enfant, contrairement à l'adulte, ne serait pas une afférence de premier ordre dans le contrôle de l'équilibre selon certains auteurs. Dès le début du développement du contrôle de l'équilibre quasi-statique à l'âge de 12-14 mois, les régulations posturales ne dépendent pas de la disponibilité continue des informations visuelles (Ashmead et McCarty 1991). La présence ou la précision des afférences visuelles ne serait pas un paramètre critique dans le maintien de l'équilibre chez les jeunes enfants. Dès l'âge de 3 ans, les enfants sont capables d'ignorer les

informations visuelles impertinentes, créées par le mouvement d'informations visuelles autour d'eux (Foudriat et al., 1993). Même les enfants âgés entre 7 et 10 ans ne démontrent pas de différence entre la condition où les informations visuelles sont disponibles et celle où elles ne le sont pas. De même, la vision n'augmente pas les limites de la base de support chez l'enfant contrairement à l'adulte qui, avec la vision, augmente aussi l'amplitude d'oscillation maximale en direction AP (Riach et Starkes 1993). Lors d'une nouvelle situation ou lorsque la surface de support est instable, la sollicitation des afférences visuelles prend de l'importance (Hirabayashi et Iwaasaki 1995). Au début de l'adolescence, de 11 à 13 ans, l'âge est fortement associé à l'habileté de percevoir et de traiter les informations visuelles. À cet âge, cette habileté est importante pour le "*feedback*" de base dans le contrôle de l'équilibre (Hatzitaki et al., 2002). Le niveau d'utilisation des afférences visuelles dans le contrôle de la posture atteindrait le niveau adulte vers l'âge de 15 ans (Hirabayashi et Iwaasaki 1995). Toutefois, contrairement à ces études, Rival et ses collègues (2005), ont démontré que l'absence de vision jusqu'à l'âge de 10 ans, perturbe davantage l'équilibre que l'absence de vision chez l'adulte. De même, chez les enfants en santé et souffrant de paralysie cérébrale âgés entre 5 et 13 ans, l'absence des informations visuelles affecte davantage les mécanismes de contrôle de l'équilibre.

4.4.3. Le système vestibulaire

Le développement du système vestibulaire serait plus lent que celui du système visuel et proprioceptif. Même à l'âge de 15 ans, ce système n'a pas encore atteint le niveau adulte. Les filles auraient un niveau de développement supérieur aux garçons à l'âge de 7-8 ans (Hirabayashi et Iwaasaki 1995). Lorsque les autres afférences sensorielles ne sont pas disponibles ou lorsque des informations perturbatrices concernant l'orientation du corps sont émises, le système vestibulaire possède une influence importante sur l'équilibre. (Dichgans et Diener 1989). Le système vestibulaire possède une fonction de référence et joue un rôle critique dans la résolution

d'informations sensorielles conflictuelles. Il supprime les informations qui ne sont pas congruentes avec les signaux (Hirabayashi et Iwasaki 1995).

4.4.4. Le système somatosensoriel

Les afférences somatosensorielles en provenance des pieds et de la cheville seraient essentielles pour la stabilité posturale pendant le développement précoce de l'enfant (Foudriat et al., 1993). Comme mentionné ci-dessus, la somatosensation est composée de trois systèmes : le système tactile, le système articulaire et le système proprioceptif. Comme aucune étude n'a investigué indépendamment chacun des systèmes, voici, par mon interprétation des études, quelques données propres à chaque système.

Les résultats obtenus dans les protocoles utilisant une mousse comme surface de support convergent : une diminution de la performance oscillatoire est observée comparativement aux résultats obtenus avec une simple plateforme de force et la mousse influence davantage la performance des jeunes enfants comparativement aux enfants plus âgés (8-10 ans) et aux adultes (Cherng et al., 2003; Lin et al., 2006). Mais, dans un protocole utilisant une mousse, est-ce que les données sont attribuables exclusivement à l'un ou l'autre des systèmes somatosensoriels? Comme mentionné chez l'adulte, la mousse réduit les informations tactiles plantaires, ne sollicite pas les récepteurs articulaires et les récepteurs proprioceptifs sensibles à l'étirement et engendre une diminution de la performance oscillatoire. Le mouvement serait plutôt à l'origine de la stimulation proprioceptive (Wu et Chiang 1996). Toutefois, chez les jeunes enfants n'ayant pas atteint la pleine maturité du système de contrôle de l'équilibre, la mousse pourrait perturber davantage l'équilibre et influencer la proprioception. De même, l'épaisseur de la mousse, influencera probablement le niveau de proprioception sollicité. Toutefois, à ce jour, aucune étude n'a pris en

considération cette distinction malgré que la mousse soit souvent utilisé comme condition somatosensorielle.

Quelle que soit la conclusion à laquelle on adhère par rapport à la réelle contribution des récepteurs proprioceptifs, l'influence que possède la mousse sur les récepteurs tactiles plantaires est bien démontrée. La fréquence médiane des oscillations est plus grande (Cherng et al., 2003) et la région oscillatoire élargie (voir la figure 4.4 ci-

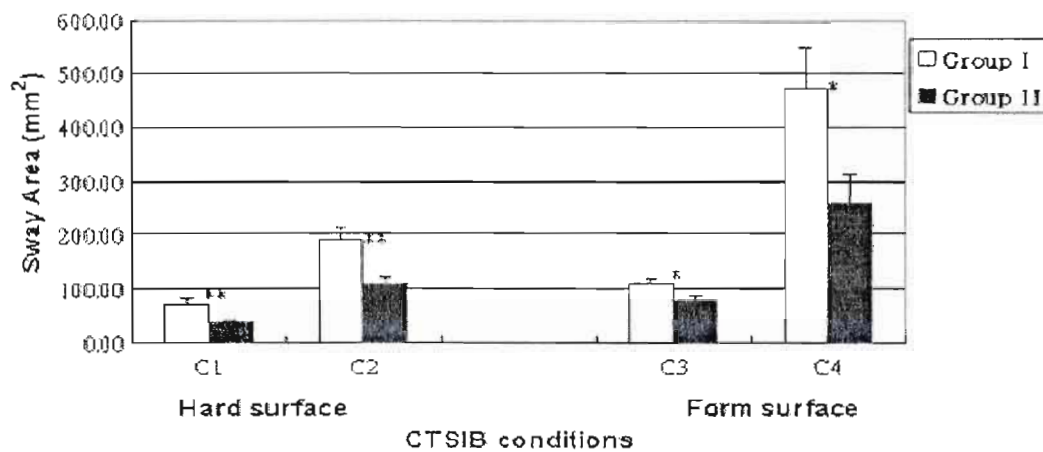


Figure 4.4 Comparaison des moyennes d'aire d'oscillation entre 2 groupes d'enfants (groupe 1 = 4-5 ans et groupe 2 = 8-10 ans). C1 et C3 = yeux ouverts C2 et C4 = yeux fermés (Tirée de Lin et al., 2006).

dessous) (Lin et al., 2006). Les mécanorécepteurs plantaires, tel que démontré chez l'adulte, sont mis à l'avant plan de la synergie somatosensorielle dans le contrôle de la posture quasi-statique. En effet, le contrôle de la posture quasi-statique chez les enfants âgés de 4-5 ans dépendra davantage des sensations cutanées de pression et d'étirement de la peau lorsque les afférences visuelles ne sont pas disponibles (Lin et al., 2006). De même, dans une situation familière, lorsque l'enfant se tient sur une surface de support stable par exemple, les afférences somatosensorielles jouent un rôle primaire dans le maintien de l'équilibre. Les afférences visuelles deviennent ainsi, auxiliaires (Hirabayashi et Iwaasaki 1995). Certaines études ont établi un lien entre les afférences tactiles plantaires et le contrôle de la posture chez l'enfant. La

stimulation plantaire par des changements de fréquences vibratoires appliquées sous la plante des pieds résulte en un déplacement du corps plus grand chez l'enfant de 6 ans que chez l'adulte (Berger et al., 1992). Lorsqu'on diminue la sensibilité des récepteurs du pied chez les enfants de 7 à 10 ans, l'analyse de la distribution des fréquences du CdP révèlent significativement que les fréquences moyennes d'oscillation sont plus grandes en direction antéropostérieure et médiolatérale (Cherng et al., 2003).

Lobo et al., (2007) ont testé récemment l'effet de friction sous le pied de jeunes enfants âgés de 18 mois avec du téflon apposé sous les souliers de l'enfant. Ces auteurs démontrent que les enfants utilisent, dans une tâche de marche avec plan très incliné (50 degrés) l'information visuelle pour prendre leurs décisions motrices mais ne semble pas tenir compte de la friction sous les pieds. Il se pourrait qu'en bas âge l'enfant utilise peu l'information tactile mais qu'en grandissant cette information soit de plus en plus utilisée pour contrôler les mouvements.

L'état actuel des connaissances démontre que la somatosensation joue un rôle important dans le contrôle postural. Toutefois la contribution exacte des récepteurs tactiles dans ce contrôle reste peu connue autant chez l'adulte que chez l'enfant. Étant donné que les récepteurs tactiles plantaires sont très importants pour décoder les informations relatives à la surface de support, l'objectif de cette recherche est d'examiner le rôle des récepteurs tactiles plantaires en changeant la friction existante entre la peau des pieds et la surface de support.

La première hypothèse de cette recherche est que les changements de friction, induits par les changements de textures vont influencer la perception des CdP et ainsi, influencer le contrôle de la posture chez l'adulte et chez l'enfant. La deuxième hypothèse est que les effets de la friction sur la posture vont être différents chez l'adulte et chez l'enfant.

CHAPITRE II

MÉTHODOLOGIE

Cette recherche avait pour but d'investiguer le rôle des récepteurs tactiles plantaires dans le contrôle de la posture chez les enfants et chez les adultes.

5.1. Sujets

Deux groupes de sujets ont participé à l'étude; un groupe de jeunes adultes en santé (A) (moyenne d'âge 24.5 ans) (3 hommes et 7 femmes) et un groupe d'enfants (E) âgés entre 7.5 et 10 ans (moyenne d'âge 8 ans) (3 garçons et 4 filles). Le test de puissance statistique préalable a démontré que 6 sujets par groupe était le minimum requis pour cette recherche. Les sujets adultes ont été recrutés dans la communauté universitaire. Les enfants ont été recrutés en milieu scolaire. L'âge des enfants a été déterminé d'après des critères fonctionnels sensorimoteurs qui sont la capacité de se tenir en équilibre statique les yeux fermés et la stratégie utilisée pour gérer la posture. D'après la littérature, les enfants âgés de 7 à 10 ans utilisent la stratégie sensorielle afin de corriger spontanément les déviations de la posture. Les enfants âgés de 6 ans ont été exclus de l'étude car cette période d'âge correspond à une période de transition de la stratégie balistique utilisée par les jeunes enfants vers la stratégie sensorielle et à 6 ans, il y a beaucoup plus d'hétérogénéité.

Avant d'entamer l'expérimentation, le certificat de déontologie a été émis par l'université. Les sujets devaient être avisés des critères d'exclusion et le consentement des parents des sujets mineurs était requis.

5.1.1. Critères d'exclusion

Plusieurs facteurs influencent les paramètres biomécaniques d'oscillation posturale. Ils étaient considérés comme critères d'exclusion. Ce sont les problèmes neurologiques, les fractures récentes et accidents nécessitant des traitements, des déviations posturales (scoliose, lordose, cyphose, valgum, varum, problématique d'arche plantaire (pieds creux, pieds plats)). La prise de drogues affecte aussi l'oscillation donc, ne pouvaient être consommés avant l'expérimentation, l'alcool, la caféine, les médicaments anxiolytiques (benzodiazépine), le Ritalin, etc. La fatigue musculaire influençant également le contrôle de la posture, les sujets ne devaient pas avoir fait d'activité physique avant l'expérimentation afin d'être dans une disposition optimale.

5.2. La tâche

La tâche était une tâche d'équilibre statique sur une plateforme inclinable dans différentes conditions de texture. Les sujets se tenaient debout, pieds nus, sur deux pieds pendant environ 20 secondes sur une plateforme qui progressivement s'inclinait vers l'avant. L'inclinaison graduelle était introduite pour accentuer les effets d'interaction entre la surface des pieds et celle de la surface de support. Au départ les sujets étaient invités à venir se placer sur la plateforme les yeux ouverts pour positionner leurs pieds selon des repères pré-déterminés. Une fois positionné le sujet fermait les yeux. Au début de chaque essai, la plateforme était statique, en position horizontale. Après une période de 10 secondes la plateforme s'inclinait progressivement jusqu'à un angle maximal de 14 degrés et le sujet devait maintenir son équilibre debout, toujours sans bouger. La position inclinée maximale statique était maintenue quelques secondes avant que le sujet ne puisse descendre de la plateforme inclinable (PFI) afin d'éviter une chute.

L'angle de 14 degrés a été déterminé d'après les tests pilotes. Il semble qu'un angle de 14 degrés était un bon compromis pour accentuer les effets de friction sans que les sujets aient des ajustements de tout le corps, ce qui aurait entraîné des afférences proprioceptives importantes. Les deux groupes de sujets (E et A) ont été soumis à deux conditions de textures (papier sablé et plastique recouvert de silicone). Le choix de ces textures a été influencé par les observations lors des tests pilotes. Il s'agissait d'obtenir un contraste qui soit assez évident mais qui reste compatible avec la tâche d'équilibre. Les études antérieures sur le rôle des afférences tactiles de la main (Johansson et Westling 1987) ont aussi servi de référence pour le choix des textures. Les conditions de texture étaient présentées de façon aléatoire, à raison de 5 essais par condition. Chaque sujet avait deux à trois essais de pratique avec une surface réservée pour l'essai de pratique (friction intermédiaire) de façon à ce que les sujets s'habituent à l'appareillage et afin d'éviter l'effet de surprise surtout pour les enfants. Cet essai de pratique a aussi permis d'uniformiser les paramètres de la base de support à travers les essais. La cueillette des données a débuté lorsque le sujet était immobile, en position anatomique de base, les pieds fixes, 5 secondes avant qu'il ne ferme les yeux.

Aucune rétroaction n'était donnée au sujet pendant les essais de pratique et pendant l'expérimentation. Par contre, entre les essais, des encouragements étaient donnés aux enfants sans leur donner d'information relative à leur posture.

La prise des mesures anthropométriques (taille, poids, grandeur des pieds, grandeur de la base de support) était effectuée après avoir terminé tous les essais. De cette façon les sujets étaient frais et dispos pour l'expérimentation.

Basé sur la littérature scientifique, la fatigue n'est pas un facteur qui semble avoir influencé les résultats de notre tâche. En effet, Nardone et ses collègues (1997) ont investigué l'effet de la fatigue sur les paramètres de l'oscillation. Dans leur condition

contrôle donc une condition similaire à leur condition test mais qui ne devait pas induire de fatigue, les sujets devaient pédaler sur un ergocycle pendant 25 min. à 3.5 km/h. La tâche de l'expérimentation de cette étude durait environ 30 min. et les sujets exécutaient une tâche nécessitant moins d'énergie que l'ergocycle, l'équilibre quasi-statique.

Les conditions dans lesquelles ont été menées les expérimentations ont été le plus standardisées possibles (sonorité, température, etc). Comme les sujets étaient pieds nus, les expérimentateurs ont veillé à ce que les sujets n'aient pas froid aux pieds surtout les enfants.

5.3. Appareillage

L'appareillage utilisé (voir figure 5.1) était une plateforme en aluminium qui s'incline à l'aide d'un vérin électrique (Linak CB9140AE1+0011F) à vitesse constante (environ 0.5°/sec). La surface de support comprenait quatre plaques d'aluminium munies chacune de deux jauges de contrainte (Vishay CEA-Series) permettant de capter la force verticale. Les jauges étaient placées perpendiculairement afin de palier aux changements de température. Les amplificateurs des jauges ont été fabriqués à l'UQAM. Ces amplificateurs envoyaient leurs signaux à une carte d'acquisition (Data Translation série 9800) qui elle, les envoyait ensuite dans l'ordinateur au logiciel DASyLab7. L'acquisition des données a été effectuée à une fréquence d'acquisition fixée à 1000 Hz. Le signal a été filtré à 20 Hz avec deux ordres de passage.

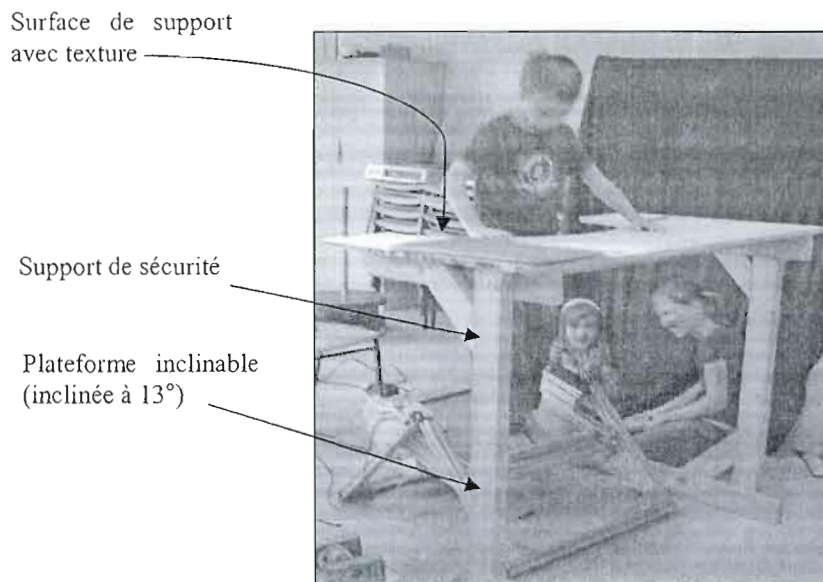


Figure 5.1 Schéma de l'appareillage

Les surfaces de support en plexiglass, recouvertes des différentes textures, étaient insérées et fixées à l'intérieur du cadre de la plateforme. L'une était recouverte de papier sablé (50 grains) ce qui procurait une surface rugueuse et l'autre surface était recouverte de silicone afin de donner la surface lisse. Le protocole a été confirmé suite à des expérimentations pilotes. Par mesure de sécurité, un support en bois a été positionné à l'avant de la PFI afin de prévenir une chute éventuelle. Le support n'était utilisé qu'en dernier recours.

5.4 Les EMG

Les EMG du vaste interne du gastrocnémien (GAS) et du tibialis antérieur (TA) ont été recueillis à l'aide d'électrodes DELSYS (DE-2.1). Elles sont amplifiées 1000x à la peau. Leurs signaux sont relayés à la même carte d'acquisition que les signaux des jauges de contrainte (Data Translation série 9800) pour ensuite être relayés au logiciel d'acquisition DASyLab7 dans l'ordinateur. Les signaux EMG des 4 muscles (GAS D, GAS G, TA D et TA G) ont été transformés en valeurs absolues (rectifiés) et filtrés à 4Hz dans la feuille d'acquisition de DASyLab7. Les EMG ont ensuite été

analysés en calculant le pourcentage d'utilisation musculaire moyen (**PUM Moy**) à partir des amplitudes EMG maximales obtenues par le test de contraction maximale volontaire (formule ci-dessous). Les valeurs EMG sont donc relatives à la force maximale performée par le sujet.

$$\text{PUM} = \frac{\text{valeur EMG (volts) de l'essai}}{\text{valeur EMG max (volts) du tests isométriques}} \times 100\% \quad \text{Formule 5.1}$$

Tests de contraction maximale volontaire

Le test d'effort maximal volontaire consistait en une contraction isométrique maximale progressive d'un muscle donné (GAS ou TA) contre une résistance perpendiculaire à son action principale (5 secondes). Pour effectuer le test du GAS, le sujet était assis au sol, le genou légèrement fléchi et il effectuait une flexion plantaire contre un mur. Une résistance était appliquée à l'arrière du sujet afin qu'il ne recule pas lorsqu'il exécute la flexion plantaire contre le mur. Le test maximal du tibialis antérieur pour sa part, était effectué assis sur une chaise, les genoux à 90° et le pied bien appuyé au sol. L'expérimentateur appuyait avec ses mains sur la partie antérieure du pied lors de la flexion dorsale. Deux à trois essais étaient effectués pour chacun des muscles. Les essais étaient effectués en alternance entre les quatre différents muscles afin de conférer un temps de repos à chacun d'entre eux. La plus haute valeur des 3 essais était retenue.

L'analyse des données a été effectuée dans un premier temps dans le logiciel Excel. Les EMG de chaque essai, de chaque sujet, ont été moyennés puis divisés de la même façon que les changements de forces pour les adultes et les enfants T2, T3₁, T3₂ et T3₃ (pour plus de détails, voir la section 5.5.1.). Par la suite, les résultats ont été analysés avec le logiciel Statistica version 6.0 (voir section 5.5.5).

5.5. Variables

Les variables indépendantes sont donc : le **groupe** de sujets (adultes, enfants), les conditions de **surfaces** (rugueuse, lisse), les différentes **périodes** durant la tâche). Les variables dépendantes sont les mesures de force durant la tâche (la force exprimée en pourcentage de poids corporel, lui-même calculé en kgs (F. Rec Av et Arr) et le gain c'est-à-dire le pourcentage de changement de cette force pendant l'inclinaison) ainsi que l'activité musculaire : PUM Moy (pourcentage d'utilisation musculaire moyen).

5.6. Analyse des données

Dans un premier temps les données ont été converties du logiciel DASyLab7 en ASCII pour ensuite être transposées dans le logiciel Excel. Voici les étapes d'organisation et de traitement des données brutes préalables à notre analyse.

La durée de la prise des données était d'environ 20 secondes. D'après la littérature scientifique, cette période s'avère réaliste chez l'adulte (Ferdjallah et al., 2002) et chez l'enfant (Rival et al., 2005). Chaque essai était décomposé en trois périodes (**T1**, **T2 et T3**) :

T1 (5 sec) : elle débutait après que le sujet ait positionné ses pieds. Pendant cette phase le sujet devait rester immobile, les yeux ouverts;

T2 (5 sec): le sujet devait fermer les yeux

T3 (7 sec) : la plate-forme s'inclinait.

5.6.1. Inclinaison de la plateforme

En analysant le comportement mécanique de la plate-forme il fût remarqué que l'inclinaison n'était pas tout à fait linéaire mais comme le démontre la figure 5.2, qu'elle s'effectuait en deux temps. De plus, le poids appliqué sur la PFI

Tableau 5.1

Les moyennes et écart-types des degrés obtenus à la fin de chacune des périodes pour tous les sujets adultes et enfants.

	T1 Yeux Ouverts	T2 Yeux fermés	T3 Inclinaison		
	Fin T1	Fin T2	Fin T31	Fin T32	Fin T33
Adultes					
Degré moyen	0,06°	0,03°	de 0,03° à 2,62°	de 2,62° à 8,3°	de 8,3° à 13,63°
Degré é-t	± 0,12°	± 0,12°	± 0,42°	± 0,51°	± 0,39°
Enfants					
Degré moyen	0,23°	0,22°	de 0,22° à 2,11°	de 2,11° à 8,05°	de 8,05° à 13,59°
Degré é-t	± 0,31°	± 0,31°	± 0,44°	± 0,65°	± 0,64°

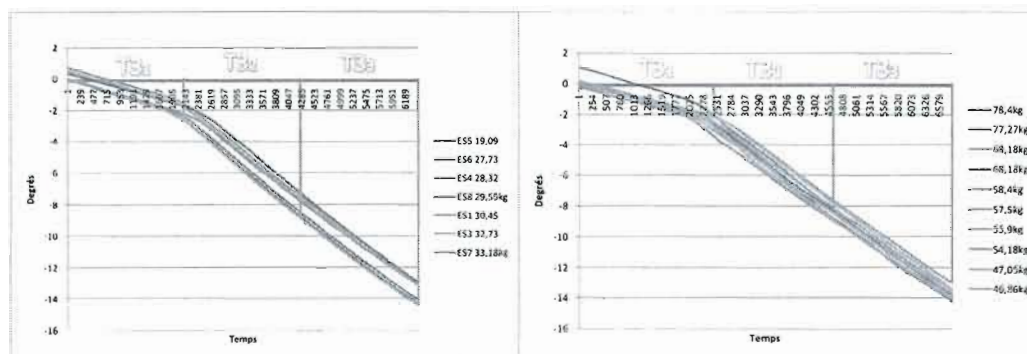


Figure 5.2 Tracés représentant la moyenne du changement d'inclinaison en fonction du temps pour tous les sujets adultes (à gauche) et enfants (à droite) pendant T3.

influçait légèrement la vitesse angulaire de l'inclinaison pendant ces deux temps. Chez les adultes, la durée totale de l'inclinaison durait en moyenne 6,81 secondes. Le patron d'inclinaison "cassait" ou changeait en moyenne à 2,46 secondes ce qui équivaut en moyenne à $2,62^{\circ} \pm 0,42^{\circ}$. Chez l'enfant, la durée totale de l'inclinaison durait en moyenne 6,42 secondes et le patron d'inclinaison cassait en moyenne plus tôt à 2,11 secondes ce qui équivaut en moyenne à $2,18^{\circ} \pm 0,44^{\circ}$. La figure ci-dessus (5.2) illustre ce phénomène. Afin de tenir compte de l'effet mécanique de la

plateforme pendant l'inclinaison sur les forces appliquées et l'activité EMG enregistrée, l'analyse des données acquises pendant T3 a été effectuée en trois séquences. La séquence 1 contient la totalité de la période avant la cassure décrite ci-dessus (T3₁). Les séquences 2 et 3 sont la deuxième partie de l'inclinaison divisée en deux séquences égales (T3₂ et T3₃). Le tableau 6.1 donne la moyenne et l'écart-type des degrés obtenus à la fin de chacune des séquences pour tous les essais de chacun des sujets. Comme une grande différence de poids corporel existe entre nos deux groupes (poids moyen de 61.2 kgs pour le groupe A et poids moyen de 28,7 kgs pour le groupe E) ces valeurs sont acceptables.

5.6.2. Les forces

Comme mentionné ci-dessus, la PFI était munie de jauges de contrainte. Chacune d'elles indiquait en volts la force ("F") d'une moitié du pied soit avant droit (Av D), arrière droit (Arr D), avant gauche (Av G), arrière gauche (Arr G). Après plusieurs analyses, le canal droit avant de l'amplificateur de la PFI démontrait des tracés irréalistes. Par conséquent pour la validité des résultats, seul le pied gauche a été considéré.

5.6.2.1. Correction des signaux bruts

Les changements de la rectification de la force provoqués par la tâche ont été calculés par différentes analyses. À cause du comportement mécanique de la PFI plusieurs corrections s'avéraient nécessaires. La première correction a permis de corriger le fait qu'au cours de l'inclinaison l'orientation des forces de gravité sur la PFI changeait. La 2^e correction a permis de corriger la différence de sensibilité de la PFI pour différents poids. Comme les sujets étaient des adultes et des enfants, il était important de considérer cet aspect. Six droites de régression ont été calculées à partir de la PFI en laboratoire afin de rectifier les signaux bruts (volts). Pour ce faire, l'angle a été filtré à 2 Hz. La première droite de régression corrige l'effet de la pente par la lecture

des jauges de contraintes ($y = \text{volts}$ et $x = \text{degrés}$). L'équation de correction pour le canal Av G est $Y = -0,026x + 3,266$ ($R^2 = 0,996$) et pour le canal Arr G est $Y = 0,018x + 4,831$ ($R^2 = 0,998$). La deuxième série de droites de régression est celle pour la correction du poids. Comme la sensibilité de la PFI n'est pas la même selon le poids appliqué sur la PFI, cette deuxième correction s'imposait aussi ($y = \text{kgs}$ et $x = \text{volts}$). L'équation de rectification du canal Av G chez l'adulte est $Y = 8,602x - 1,065$ ($R^2 = 0,986$) et celle du canal Arr G est $Y = 5,2x - 0,533$ ($R^2 = 0,996$). Chez l'enfant, l'équation de rectification du canal Av G est $Y = 7,646x - 0,399$ ($R^2 = 0,986$) et celle du canal Arr G est $Y = 4,807x - 0,11$ ($R^2 = 0,999$). Toutes les données de chacun des essais de chacun des sujets ont été rectifiées.

Un ratio a ensuite été établi entre la valeur du $\frac{1}{2}$ poids réel du sujet (poids du sujet $\text{kg} \div 2$) avec le $\frac{1}{2}$ poids obtenu par les jauges de la PFI (la somme des moyennes des valeurs corrigées pour le poids Av et Arr G pendant T1 et T2 (PFI horizontale et stable)). Il est à noter que la moyenne de chaque canal pendant T1-T2 a été faite afin d'augmenter la précision de la valeur due à l'oscillation posturale. Le résultat de ce ratio a été ensuite multiplié à chacune des valeurs corrigées pour le poids. Ces valeurs ainsi obtenues sont les forces rectifiées avant gauche et arrière gauche (kgs) (F Rec Av G et F Rec Arr G).

Pour pouvoir comparer les adultes avec les enfants, la force enregistrée par la PFI (F Rec) a été exprimée en pourcentage de poids corporel. Pour chaque sujet une moyenne de la force a été calculée pour les périodes T2, T3₁, T3₂ et T3₃ pour chacune des surfaces. Le gain a également été calculé en soustrayant les valeurs obtenues en T3₁, T3₂ et T3₃ de T2 pour chaque essai. Ces valeurs de gain ont ensuite été moyennées pour obtenir un gain moyen en T3₁, T3₂ et T3₃ pour chaque sujet et chaque surface. Ces valeurs de force moyenne et gain moyen ont été utilisées pour l'analyse statistique.

5.6.3. L'analyse statistique

Les données ont été analysées avec le logiciel Statistica version 6.0. Des analyses de variance factorielles ANOVA ont été réalisées pour analyser les effets des changements de surface lors de l'inclinaison sur les forces exercées au niveau des pieds et sur l'activité des muscles de la jambe, et ce dépendamment du groupe de sujets. Toutes les analyses ont été effectuées avec un seuil de confiance de 0,05. Des analyses post-hoc (Tukey HSD) ont été réalisées en complément lorsque des effets significatifs étaient observés.

CHAPITRE III

RÉSULTATS

6.1 Les effets de surface sur la force

6.1.1 Les effets vers l'avant

L'analyse factorielle ANOVA (Groupe x Périodes x Surfaces) pour la variable force (exprimée en % du poids corporel) démontre des effets significatifs de Périodes ($F(3,120)=47,263$ $p\leq 0,001$) et d'interaction Périodes*Groupe ($F(3,120)=5,418$ $p\leq 0,01$). L'effet de Périodes sur la force vers l'avant est plus accentué chez les enfants que chez les adultes. L'analyse post-hoc (Tukey HSD) démontre chez les enfants une différence significative de force entre T2 et T3₂, entre T2 et T3₃ et entre T3₁ et T3₃ pour les deux surfaces. La même analyse post-hoc démontre chez les adultes une différence significative de force entre T2 et T3₃ (voir la figure 6.1).

Comme il n'y avait pas d'effet de surfaces, une analyse factorielle ANOVA (Groupe

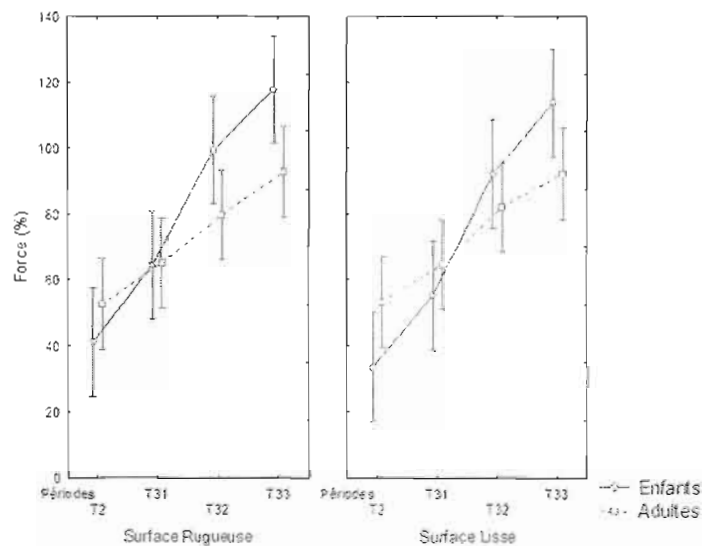


Figure 6.1 Les forces appliquées vers l'avant chez l'adulte et chez l'enfant. Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 95%.

x Périodes) a été effectuée. Cette analyse confirme l'analyse précédente et démontre un effet significatif de Périodes ($F(3,128)=49,79$; $p\leq 0,001$) et un effet d'interaction Périodes*Groupe ($F(3,128)=5,703$, $p\leq 0,01$). L'analyse post-hoc révèle une différence significative de force en T3₃ entre les adultes et les enfants.

Une analyse factorielle ANOVA pour la variable « gain » démontre des effets significatifs de Périodes ($F(2, 90)=30,5936$ $p\leq 0,001$), de Groupe ($F(1,90)=36,3828$ $p\leq 0,001$) et d'interaction Périodes*Groupe ($F(2, 90)=3,6311$ $p\leq 0,05$). Pour cette variable, l'analyse post-hoc démontre une différence significative en T3₃ entre les adultes et les enfants pour les 2 surfaces (Rug et Lis). Comme le montre la figure 6.2 le gain chez le groupe d'enfants est supérieur à celui des adultes en T3₃. En fin d'inclinaison, les enfants démontrent une augmentation du gain vers l'avant de 78% comparativement aux adultes qui eux démontrent une augmentation de 39%. Comme pour la variable force, l'analyse n'a révélé aucun effet de surface pour cette variable.

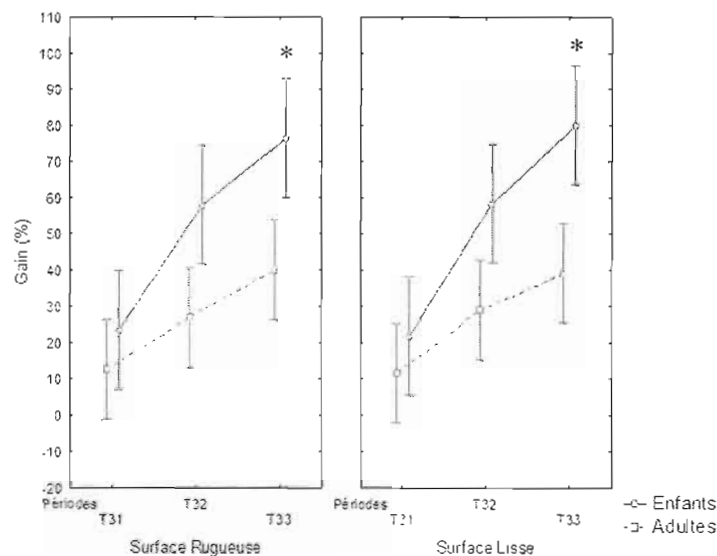


Figure 6.2 Le gain vers l'avant chez l'adulte et chez l'enfant avec les surfaces Rug et Lis. Le symbole * représente les différences significatives à $p\leq 0,05$. Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 95%.

6.1.2. Les effets vers l'arrière

Une analyse factorielle ANOVA (Groupe x Périodes x Surfaces) pour la variable Force (F. Rec Arr) démontre des effets significatifs de Groupe ($F(1,120)=21,59$ $p\leq 0,001$), de Périodes ($F(3,120)=36,98$ $p\leq 0,001$) et d'interaction Périodes*Groupe ($F(3,120)=3,76$ $p\leq 0,05$). Les effets de Périodes sont plus accentués chez les enfants que chez les adultes. L'analyse post-hoc démontre qu'il y a une différence entre les adultes et les enfants pendant la période contrôle T2 uniquement lorsque la surface lisse est sous leur pied (voir la figure 6.3).

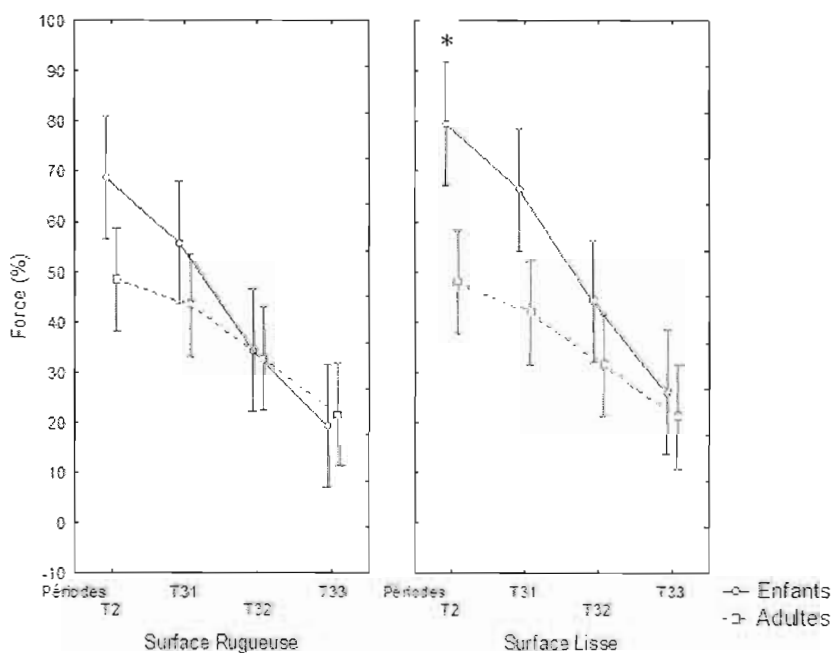


Figure 6.3 La force vers l'arrière chez l'adulte et chez l'enfant avec les surfaces Rug et Lis. Le symbole * représente les différences significatives à $p\leq 0,05$. Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 95%.

Une analyse factorielle ANOVA pour la variable « gain » démontre des effets significatifs de Périodes ($F(2,90)=39,05$ $p\leq 0,001$), de Groupe ($F(1,90)=37,59$ $p\leq 0,001$) et d'interaction Périodes*Groupe ($F(2,90)=3,32$ $p\leq 0,05$). L'analyse post-hoc démontre une différence en T3₃ entre les adultes et les enfants pour la surface lisse (figure 6.4).

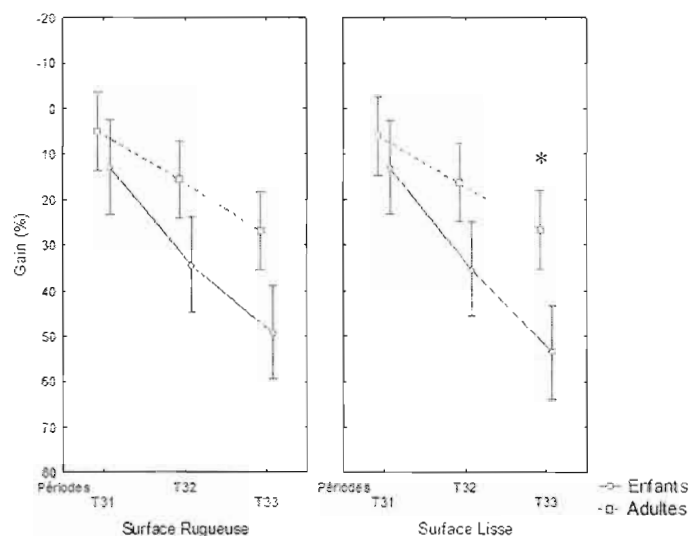


Figure 6.4 Le gain vers l'arrière chez l'adulte et chez l'enfant avec les surfaces Rug et Lis. Le symbole * représente les différences significatives à $p \leq 0.05$. Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 95%.

Précédant l'inclinaison (T2) jusqu'à la fin de cette dernière, les enfants ont un gain supérieur vers l'arrière, autrement dit la diminution de force enregistrée à l'arrière est plus grande chez les enfants que chez les adultes, ce qui concorde avec les résultats observés à l'avant.

Les enfants appliquent significativement plus de poids vers l'arrière pendant la période contrôle T2 que les adultes et ils ont un gain supérieur vers l'arrière (51,5% chez l'enfant comparativement à 27% chez l'adulte) (voir la figure 6.5). Ce gain

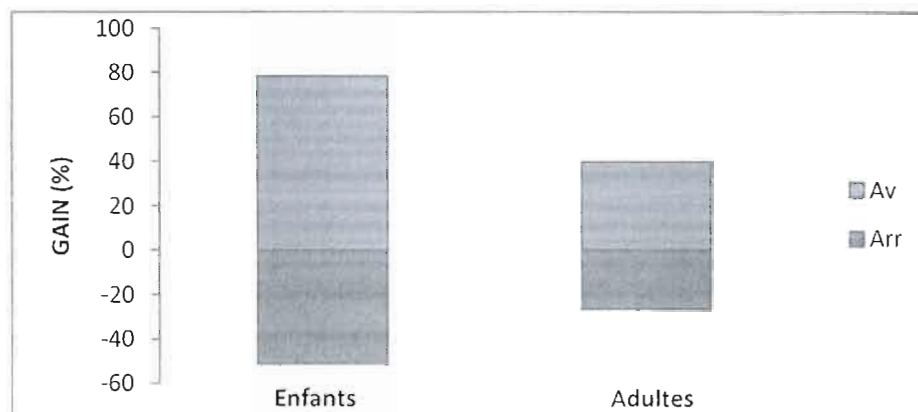


Figure 6.5 Le gain total vers l'avant (valeurs positives) et vers l'arrière (valeurs négatives) chez l'adulte et l'enfant.

s'accroît lorsque la surface lisse est sous leur pied.

6.2. Les effets de surface sur les EMG

6.2.1. Les effets sur le tibialis antérieur

Une analyse factorielle ANOVA (Groupe x Périodes x Surfaces) pour la variable PUM du TA démontre des effets significatifs de Groupe ($F(1,120)=28,84, p \leq 0.001$), de Périodes ($F(3,120)=17,25, p \leq 0.001$) et d'interaction Périodes*Groupe ($F(3,120)=2,84, p \leq 0.05$). Comme le montre la figure 6.6 le PUM du TA est supérieur chez les enfants que chez les adultes.

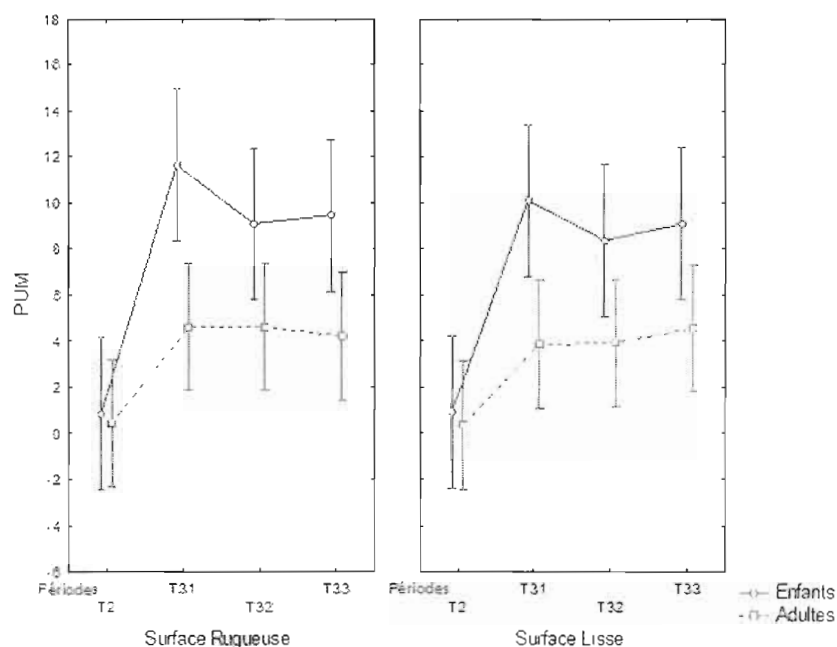


Figure 6.6 Le PUM moyen du TA des adultes et des enfants avec les surfaces Lis et Rug. Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 95%.

Comme il n'y avait pas d'effets de surface, une analyse factorielle ANOVA (Groupe x Périodes) a été effectuée. Cette analyse confirme l'analyse précédente avec des effets significatifs de Groupe, de Périodes et d'interaction Groupe*Périodes.

L'analyse post-hoc (Tukey HSD) démontre une différence significative entre les enfants et les adultes en T3₁ et T3₃.

6.2.2. Les effets sur le gastrocnémien

Une analyse factorielle ANOVA (Groupe x Périodes x Surfaces) pour la variable PUM pour le GAS démontre des effets significatifs de Groupe ($F(1,120)=23,44$, $p \leq 0.001$), de Périodes ($F(3,120)=46,34$, $p \leq 0.001$) et d'interaction Périodes*Groupe ($F(3,120)=4,04$, $p \leq 0.01$). L'analyse post-hoc démontre une différence significative entre les adultes et les enfants en T3₃ mais uniquement pour la surface rugueuse.

Comme pour le TA une analyse factorielle ANOVA (Groupe x Périodes) sans le facteur surface a été effectuée au niveau du GAS ce qui confirme l'analyse précédente avec des effets de Groupe, de Périodes et d'interaction Groupe*Périodes. L'analyse post-hoc démontre une différence significative entre les adultes et les enfants en T3₂ et T3₃ (voir la figure 6.7).

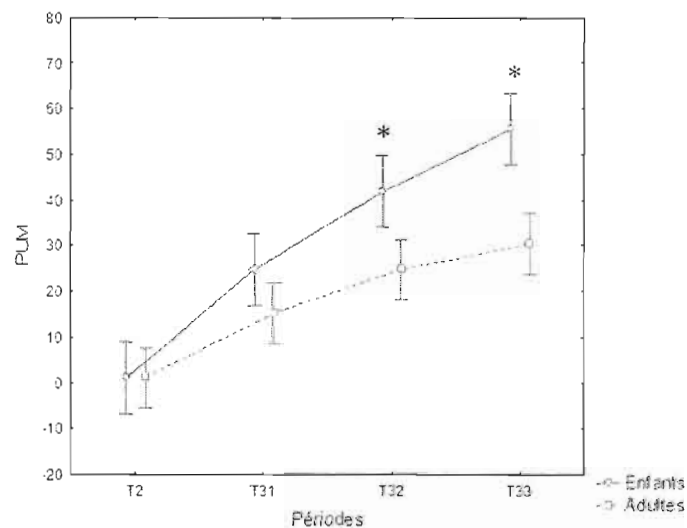


Figure 6.7 Le PUM moyen du GAS des adultes et des enfants. Le symbole * représente les différences significatives à $p \leq 0.05$. Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 95%.

CHAPITRE IV

DISCUSSION

D'après les résultats de cette étude, il semble que les changements de texture de la surface de support influencent peu le contrôle de l'équilibre dans une tâche d'équilibre quasi statique pendant une inclinaison progressive de 14°, tout comme dans une tâche d'équilibre statique sans inclinaison (Hatton et al., 2009). Pour réaliser la tâche, le système nerveux doit considérer deux aspects majeurs: l'effet dynamique de l'inclinaison de la PFI et la texture sous les pieds. Le fait qu'il n'y ait pas eu d'effet de surface marquant tant au niveau des forces que des EMG, malgré que les sujets mentionnaient tous qu'ils percevaient que la surface de support Lis était glissante, est peut-être attribuable à l'inclinaison qui était trop perturbante. Les changements de forces provoqués par l'inclinaison étaient trop importants pour qu'une différence de forces attribuable à la surface soit détectable. Il se peut aussi que l'absence d'effet de texture soit attribuable au fait que l'inclinaison n'engendrait pas de glissement entre la peau des sujets et la surface, ce qui réduisait la capacité de détecter des différences de surface. Le fait que des différences enfant/adulte apparaissent pour une surface mais pas pour l'autre serait-il un effet indirect de texture?

L'aspect développemental est sans contredit le résultat majeur de cette étude. Des effets significatifs de groupe ont été démontrés pour le gain Av, le gain Arr et la F Rec Arr. De plus, des effets significatifs d'interactions entre le groupe et la période ont été démontrés pour la F Rec Av et Arr ainsi que le gain Av et Arr donc, pour toutes les variables de forces. Malgré le petit nombre de sujets testés ainsi que les limites de notre appareillage d'acquisition, voici l'interprétation des résultats principaux de cette étude.

Il est important de souligner que malgré les limites de la plateforme (les limites de sensibilité de l'appareillage, des différences morphologiques de nos sujets, la rectification des données, etc.) pour les 2 mesures indépendantes de la plateforme (l'avant et l'arrière) les résultats sont concordants. Précédant l'inclinaison (T2), les adultes répartissent en moyenne la moitié de leur poids vers l'avant et l'autre moitié vers l'arrière (50/50) et ce, dans les deux conditions de surfaces. Par contraste, les enfants répartissent en moyenne leur poids selon un ratio avant/arrière de (38/62) en condition Rug et (29/71) en condition Lis. Les enfants appliquent davantage de force vers l'arrière que vers l'avant. Les valeurs maximales excèdent légèrement 100% en raison du petit poids des sujets. Une amplification supérieure des données brutes émises par les jauges de contraintes aurait pu minimiser ce problème.

La différence morphologique entre les deux groupes est un paramètre à considérer dans cette étude. Basé sur la littérature scientifique, il semble que la différence de morphologie ne soit pas un facteur qui influence beaucoup la tâche. L'interaction entre les changements morphologiques et la gestion de l'équilibre prendrait fin vers l'âge de 7 ans (Cherng et al., 2003; Riach et Starkes 1993; Lebedowska et Syczewska 2000). Les sujets de cette étude sont âgés entre 7 et 10 ans. La variable du contrôle postural de cette étude étant la répartition avant-arrière du poids de corps (force verticale), les données ont été normalisées en fonction du $\frac{1}{2}$ poids de corps de chaque sujet.

7.1. Le contrôle de l'équilibre quasi statique lors de l'inclinaison de la plateforme.

D'entrée de jeu, il faut préciser que les enfants âgés entre 6 et 10 ans ont été capables de faire la tâche demandée. Ils possèdent l'habileté de maintenir leur équilibre statique jusqu'à 14° d'inclinaison, sans la vision, malgré l'imposition de vecteurs de

force importants vers l'avant. À cet âge, le développement de la circuiterie neuronale est déjà très avancé en ce qui concerne le contrôle de l'équilibre (Rival et al., 2005). Ils ont déjà de bonnes capacités d'adaptation au niveau de l'équilibre. Toutefois, comme dans beaucoup d'études chez l'enfant, les résultats de cette recherche démontrent une grande variabilité entre les sujets enfants.

Le visionnement des vidéos a permis d'observer que lorsque la plateforme s'incline, l'alignement postural tête-tronc-membre inférieur semble rester bien droit pendant toute l'inclinaison chez les deux groupes de sujets. Comme le pied reste immobile et que le corps maintient son alignement, l'action se passe davantage au niveau de la cheville. Dans cette tâche, le système nerveux gère le corps, tel qu'anticipé dans notre revue de littérature, comme un pendule inversé.

Tout d'abord, afin d'interpréter les résultats, il est important d'avoir toujours en tête que la PFI induit un déséquilibre vers l'avant. Lorsque le centre de gravité se déplace vers l'avant, le sujet doit contracter ses fléchisseurs plantaires pour contrer le moment angulaire antérieur. Pour ce faire, il utilisera les muscles de la chaîne postérieure dont les GAS font partie intégrante. Plus la plateforme est inclinée, plus le sujet doit déployer un niveau d'activation musculaire au niveau du GAS pour préserver l'alignement vertical du corps. Cette activation du GAS pourrait aussi permettre de transférer le poids de corps vers l'arrière pour prévenir la perte d'équilibre vers l'avant. Le rôle du TA dans cette tâche serait antagoniste. En se contractant avec le GAS, le TA permet d'augmenter la rigidité à la cheville afin d'augmenter la stabilité posturale (voir section 6.2.).

La perturbation posturale de cette l'étude n'est pas rapide et/ou inattendue mais bien lente et progressive. La perturbation était connue des sujets de part les deux essais de pratique avec la surface intermédiaire. Malgré que l'expérimentateur ne donne pas de rétroaction sur les résultats, la plateforme exécutait toujours la même inclinaison, dans la même direction, à une vitesse relativement similaire. Les sujets avaient 2 à 3

essais de pratique avant le début de l'expérimentation. Ces essais permettaient de savoir qu'il y avait une inclinaison et de l'expérimenter. Tous les enfants ont du utiliser le support de sécurité pendant le premier essai de pratique. Il est probable que dans les essais suivants les enfants aient développé une réaction de précaution engendrée par la crainte de tomber vers l'avant. Toutefois, les enfants ont très bien réussi la tâche lors de l'expérimentation et n'ont pas chuté davantage que les adultes. L'anticipation serait alors une explication plausible du transfert du poids de corps vers l'arrière plus important observé chez l'enfant en T2. Il est peu probable que le transfert de poids vers l'arrière soit l'amorce d'une chute vers l'arrière car les enfants avaient un bon contrôle de leur équilibre malgré l'inclinaison. Le fait que les enfants compensent en allant davantage vers l'arrière comparativement à l'adulte est peut-être attribuable à l'hypothèse de la précaution combinée à celle de l'inexpérience. Peut-être est-ce dû au fait qu'ils sont moins habiles et moins expérimentés et qu'ils compensent dès le départ par précaution. Il est bien démontré que jusqu'à l'âge de 10 ans, les enfants sont moins efficaces dans le contrôle de l'équilibre quasi-statique que l'adulte (Rival et al., 2005; Wolff et al., 1998; Kirshenbaum et al., 2001). Ces hypothèses sont supportées par le fait que, lorsque la surface Lis est sous les pieds des enfants en T2, ils ont tendance à projeter davantage leur corps vers l'arrière. Des investigations plus approfondies au niveau de l'oscillation et un élargissement du groupe d'enfants pourraient permettre de répondre à cette question.

De la période contrôle T2 jusqu'à la fin de l'inclinaison, les enfants ont un gain supérieur vers l'avant et vers l'arrière. Un gain vers l'avant révèle que le sujet applique davantage de force à l'avant et un gain vers l'arrière révèle que le sujet diminue la force appliquée à l'arrière. Autrement dit, les sujets enfants appliquent en moyenne davantage de force à l'avant comparativement à l'adulte et enlèvent logiquement davantage de force à l'arrière comparativement à l'adulte à mesure de l'inclinaison progresse, ce que les résultats démontrent. Considérant que, indépendamment des textures, le gain total de l'enfant est significativement supérieur

à celui de l'adulte (voir la figure 6.5), l'amplitude de déplacement total du % de poids de corps antéropostérieur, de la période contrôlée jusqu'à la fin de l'inclinaison antérieure de la PFI, est supérieure chez l'enfant ce qui va dans le sens de la littérature scientifique dans les tâches d'équilibre. En effet, le développement du contrôle de l'équilibre se traduit entre autres par une diminution de l'amplitude d'oscillation AP (Foudriat et al., 1993; Riach et Starkes 1994; Wolff et al., 1998; Kirshenbaum et al., 2001; Rival et al., 2005). L'oscillation AP de l'enfant de 7-10 ans est supérieure à celle de l'adulte. Additionné au fait que les mécanismes à la base du contrôle postural ne sont pas encore matures, les résultats supérieurs de l'enfant en T3₃ sont possiblement le reflet de la difficulté de l'enfant à anticiper les effets d'une action sur leur corps. À cet âge, l'enfant est dans une phase de développement où il apprend à choisir la stratégie posturale la plus appropriée et il doit puiser sa réponse dans un répertoire de stratégies posturales (Assaiante et al., 2005). Comme notre tâche est peu commune dans la vie quotidienne, cela diminue l'éventail des possibilités. La sélection d'une stratégie d'équilibre appropriée dépend de l'expérience et de la maturation neurale (Hatzitaki et al., 2002). La capacité de choisir la meilleure stratégie dépend aussi de l'habileté à anticiper les conséquences du mouvement afin de maintenir le contrôle de l'équilibre et l'efficacité de la tâche (Assaiante et al., 2005).

7.2. Les EMG

Les résultats démontrent que les enfants semblent avoir une activation musculaire supérieure à celle de l'adulte. Toutefois, il faut émettre une certaine réserve sur les résultats EMG imposés par les tests maximaux isométriques effectués par tous les sujets. Les résultats EMG sont relatifs à la performance maximale déployée par le sujet. L'angle articulaire de la cheville change passivement pendant la tâche expérimentale (l'inclinaison) modulant ainsi la longueur du muscle et les moments de force sur l'articulation comparativement au test de contraction maximale isométrique

effectué avant l'expérimentation. De plus, la contraction isométrique maximale est connue pour être inférieure chez l'enfant comparativement à celle de l'adulte lorsqu'elle est normalisée en fonction du poids du corps (De Ste Croix et al., 1999; Flack et al., 2009). Les enfants semblent avoir plus de difficultés à solliciter ou à mobiliser entièrement les unités motrices à seuil élevé. Toutefois, l'analyse des EMG avec et sans la période contrôle T2 démontre les mêmes résultats statistiques. De plus, le patron d'activation du TA de l'enfant est significativement différent de celui de l'adulte. Les muscles de la cheville des deux groupes de sujets déploient peu d'activité en T1-T2 et leur PUM moyen est comparable durant cette période. En T3₁, une bouffée marquée des TA est démontrée chez l'enfant comparativement à l'adulte (figure 6.6). La contraction simultanée doit être présente sinon l'augmentation du GAS causerait une perte d'équilibre vers l'arrière. Il se peut aussi que l'activité musculaire supérieure chez les enfants soit due à une surestimation. Toutefois le profil des courbes est différent dans les deux groupes, ce qui démontre que ce n'est pas juste une différence d'intensité mais de recrutement pendant l'inclinaison. Ceci dit, pour une même tâche, l'intensité de contraction du GAS et du TA des enfants est supérieure à celle des adultes. Ces résultats concordent avec ceux de la littérature scientifique. L'amplitude moyenne des EMG (GAS, TA, soléaire, semi-tendineux, trapèze inférieur et deltoïde postérieur) lors d'une tâche d'équilibre statique diminue en fonction de l'âge (Williams et al., 1983) donc, la contraction simultanée diminue chez l'adulte.

L'interprétation de l'activité musculaire doit aussi considérer la relation tension-longueur du muscle. Lors de l'inclinaison la cheville exécute un mouvement de flexion plantaire, ce qui engendre un raccourcissement du GAS et un étirement du TA. Ainsi, le niveau de tension développé par le TA augmentera imposé par le niveau d'étirement. Le GAS pour sa part, doit augmenter son activation pour maintenir le même niveau de tension malgré le raccourcissement.

Comme aucun mouvement volontaire n'est demandé au sujet, le rôle des muscles est de maintenir l'équilibre et ce dernier est en étroite relation avec les forces appliquées sur le corps. Au niveau du GAS, les patrons de recrutement musculaire sont les mêmes à travers les sujets, ils augmentent progressivement pour résister à l'inclinaison antérieure. Indépendamment de l'âge, plus la PFI s'incline plus le sujet active son GAS pour contrer les forces angulaires et la gravité qui l'attirent vers l'avant. Additionné à ce fait, lors de l'inclinaison, l'augmentation de la flexion plantaire entraîne un raccourcissement du GAS qui doit donc augmenter son activation pour maintenir le même niveau de tension. Ce muscle est alors actif pendant tout le mouvement de la plateforme. Ainsi, cette activation du GAS est probablement le meilleur moyen pour le sujet de contrer l'effet de l'inclinaison puisqu'il est utilisé par tous les sujets quelle que soit la catégorie d'âge. Bien qu'il soit progressif, le PUM du GAS est supérieur chez l'enfant. Cette différence pourrait être attribuable à un phénomène biomécanique et/ou un phénomène de maturation. Comme les enfants vont davantage vers l'avant que les adultes, ils doivent contracter davantage leur GAS. Le rôle de ce muscle semble donc corrélé avec la pression appliquée à l'avant. De par sa fonction de fléchisseur plantaire de la cheville, il permet de ne pas chuter vers l'avant. Les résultats pourraient aussi être expliqués par le fait que, comme décrit précédemment, les enfants sont reconnus pour contracter davantage que les adultes pour une même tâche (Williams et al., 1983).

Pour les TA une différence apparaît au niveau du PUM moyen entre les groupes de sujets. Les enfants recrutent intensément le TA lorsque la plateforme débute son inclinaison (T_{31}). L'activation ensuite diminue légèrement (T_{32}) et se maintient à cette intensité jusqu'à la fin (T_{33}). Les adultes augmentent légèrement l'intensité d'activation du TA avec le début de l'inclinaison (T_{31}) pour ensuite maintenir cette intensité jusqu'à la fin (T_{32} - T_{33}) (voir figure 6.6). Il ne faut pas oublier que si l'EMG du TA demeure similaire en T_{31} , T_{32} , et T_{33} , le niveau de tension développé par le muscle augmente à cause du niveau d'étirement. Donc, le début de l'inclinaison

coïncide avec une augmentation de l'activation musculaire des muscles de la cheville pour maintenir l'équilibre debout et ce, jusqu'à la fin de l'inclinaison chez les deux groupes. Toutefois, les enfants recrutent davantage leur TA et leur GAS à T3₁, ce qui pourrait vouloir signifier une cocontraction des deux muscles plus forte chez les enfants que chez les adultes.

L'action du TA dans la tâche de cette étude n'est évidemment pas d'engendrer une flexion dorsale car avec l'inclinaison de la plateforme, ce mouvement est induit par les forces externes. Une explication possible de ces résultats est l'action de « frein » du TA. La cocontraction musculaire des muscles de la cheville est reconnue pour conférer de la rigidité à la cheville (Winter et al., 1998) et ainsi, contribuer à résister les forces de l'inclinaison. Bien que l'analyse musculaire effectuée dans cette étude ne permette pas d'analyser la cocontraction, les résultats EMG démontrent une augmentation de l'activation musculaire des TA et du GAS avec le début de l'inclinaison comparativement à la période contrôle. Plus précisément, une augmentation marquée du PUM des TA et de celui du GAS en T3₁ chez l'enfant est démontrée. Le synchronisme musculaire étant plus erratique et plus variable chez l'enfant (Haas et al., 1986, Forssberg et Nashner 1982), la contraction simultanée du GAS et du TA est peut-être moins efficace que celle de l'adulte. Les enfants sont aussi moins habiles à anticiper l'impact des forces sur le corps. L'enfant compenserait en déplaçant son poids de corps, vers l'arrière avant l'inclinaison et lorsque la plateforme commence à s'incliner, cela crée un grand moment de force et il doit contracter davantage son TA pour tenter de freiner le *momentum*. Cette activation supérieure du TA additionnée au moment de force de la plateforme résulterait en une trop grande flexion dorsale et ainsi une pression supérieure vers l'avant de l'inclinaison.

7.3. Les RTP dans le contrôle de l'équilibre

Malgré qu'il n'y ait pas eu d'effet de texture marquant, les RTP étaient assurément impliqués dans la tâche car leurs récepteurs sont sensibles à la pression. Ils permettent de détecter les CdP et les forces d'étirements et ainsi, de fournir des informations spatiotemporelles de chacune des régions de la plante des pieds, ce qui procure l'information relative aux déplacements antéropostérieurs du CdM requis pour contrôler l'équilibre (Kavounoudias et al., 1999; Wu et Chiang 1997). L'information des RTP combinée à celles provenant des systèmes vestibulaire et proprioceptif (yeux fermés) de l'enfant ne permettent pas un contrôle aussi précis que chez l'adulte. Les enfants sont plus influencés par l'inclinaison car l'amplitude totale de déplacement antéropostérieur et l'activité musculaire sont supérieures à celles obtenues chez l'adulte. Il est possible aussi que chaque système composant la boucle sensorimotrice contribue à ces résultats. Par exemple, le système musculaire des enfants possède un délai d'activation, une variabilité, une intensité d'activation supérieure à l'adulte (Williams et al., 1983; Falk et al., 2009), les centres supérieurs responsables de la représentation du schéma corporel, de l'anticipation, de l'intégration sensorielle etc. sont en développement et en période de calibration (Assaiante et al., 2005). Toutefois, il est bien démontré que lorsque les enfants se tiennent en équilibre statique sur une mousse les yeux fermés, ils ont une performance inférieure à l'adulte (Lin et al., 2006). La perturbation des RTP affecte davantage les enfants que l'adulte. Dans cette étude, pour une même perturbation, la sollicitation importante des RTP procure une rétroaction pour le contrôle de l'équilibre et les enfants ont une performance inférieure aux adultes. Le contrôle postural multisegmentaire implique une coordination efficace entre la posture et le mouvement qui elle repose sur la rétroaction sensorielle (Assaiante et Amblard 1995). L'utilisation de la rétroaction sensorielle est puisée pendant les corrections successives du CdP afin de contrôler le CdM à l'intérieur de la base de support (Kirshenbaum et al., 2001). Ce contrôle moteur fin, en temps réel, basé sur la rétroaction sensorielle est moins efficace chez

l'enfant de 7-10 ans que celui de l'adulte (Kirshenbaum et al., 2001; Riach et Starkes 1994;). Le contrôle postural des enfants de ce groupe d'âge est effectué par des ajustements constants régulés par l'interaction fonctionnelle des systèmes sensoriels et neuromusculaires. Cette stratégie est nommée stratégie sensorielle ou boucle ouverte et requière un délai de temps supérieur pour le traitement de l'information sensorielle comparativement à l'adulte (Riach et Starkes 1994). Les différences démontrées dans cette étude pourraient être attribuables au délai de temps induit par le traitement de l'information sensorielle ainsi qu'à la stratégie sensorielle qui n'est pas encore mature et qui est en période de calibration. Il est probable que dans cette étude l'inclinaison de la plateforme ait amplifié l'écart entre l'adulte et l'enfant. La perturbation augmentait les exigences d'intégration sensorielle et les enfants ont pu être limités dans cette intégration.

Certaines figures démontrent des tendances différentielles face au contrôle de l'équilibre selon les textures de la surface de support mais la grande variabilité à travers les sujets noie les effets de surface. L'ordre de passage des différentes textures a peut-être influencé les résultats. Une étude ultérieure pourrait comporter 10 essais consécutifs d'une même surface suivis de 10 essais consécutifs de l'autre surface afin d'observer l'effet d'adaptation aux différentes surfaces.

7.4. Limites de l'étude

La sensibilité de la PFI a limité l'analyse des paramètres de l'oscillation. La vitesse et l'amplitude de l'oscillation auraient probablement ajouté des données supplémentaires fort intéressantes sur le contrôle postural face aux textures et au développement. Malgré que d'autres études soient requises pour démontrer hors de tout doute le rôle exact des RTP dans le contrôle de l'équilibre, les résultats de cette étude démontrent que les enfants ont un contrôle postural différent de celui des

adultes et utilisent une stratégie d'anticipation lors d'une tâche d'équilibre statique sur une PFI.

Est-ce qu'une vitesse d'inclinaison différente pour un même angle d'inclinaison aurait donné les mêmes résultats chez l'adulte et chez l'enfant? Certains sujets possèdent peut-être une expérience transférable comme celle d'un marin par exemple qui est habitué au tangage d'un bateau. Est-ce qu'un groupe de sujets souffrant d'une pathologie neurologique aurait eu davantage d'effets de texture? Plusieurs questions restent en suspens et des investigations futures pourraient apporter des éléments de réponse. Une première expérimentation devait toutefois être menée afin de savoir si cette branche de recherche pourrait valoir la peine d'être investiguée en profondeur.

7.5. Conclusion

De toute évidence, malgré la variabilité, la taille des échantillons et les limites de notre appareillage, les données obtenues démontrent des différences développementales importantes mais pas d'effets de texture. Dans une tâche d'équilibre statique sur une plateforme stable qui s'inclinera de façon lente et progressive vers l'avant jusqu'à 14° , le système nerveux en développement déplacera le poids de corps vers l'arrière avant l'inclinaison alors que chez l'adulte, un système mature permettra une répartition du poids également entre l'avant et l'arrière. Pendant l'inclinaison, l'amplitude de déplacement totale est supérieure chez l'enfant. De même, l'activité musculaire des enfants est supérieure à celle des adultes et l'est plus particulièrement dans la première période de l'inclinaison ($T3_1$). Il semble qu'il y ait une cocontraction des muscles TA et GAS plus élevée chez l'enfant. Ainsi, la stratégie de contrôle postural basé sur les afférences sensorielles utilisée par l'enfant est moins efficace que celle utilisée par l'adulte. La comparaison d'un système mature à celui d'un enfant âgé entre 7 et 10 ans démontre dans cette recherche que pour une même tâche, l'adulte possède un contrôle postural plus efficace avec une

intensité musculaire moindre que l'enfant. Le constat général de cette étude rejoint celui de Hatzitaki et ses collègues (2002), selon lequel la sélection d'une stratégie d'équilibre appropriée ne dépend pas seulement des contraintes de la tâche et de l'environnement mais dépendra également de la maturation neurale et de l'expérience.

CHAPITRE V

RÉFÉRENCES

Assiante C. et Amblard B. 1995. «An ontogenetic model for the sensori motor organization of balance control in humans ». *Hum Mov Sci*, vol. 14, p. 13-43.

Asai K, Fujiwara H, Toyama T, Yamashina K. et Tachino L. 1992. «The influence of foot soles cooling on standing postural control analyzed by tracking of the center of foot pressure». *Posture & Gait: Control mechanisms*, vol. 1, p. 24-27.

Ashmead DH. et McCarty ME. 1991. «Postural sway of human infants while standing in light and dark». *Child Dev*, vol. 62, p. 1276-1287.

Assaiante C, Mallau S, Viel S, Jover M. et Schmitz C. 2005. «Development of postural control in healthy children : A functional approach». *Neural Plast*, vol. 12, p. 109-118.

Backlund Wasling H, Norrsell Ulf, Göthner K. et Olausson H. 2005. «Tactile directional sensitivity and postural control». *Exp Brain Res*, vol. 166, p. 147-156.

Belhassen S. 2003. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Édition Masson. Paris.

Berger W, Discher M, Trippel M, Ibrahim KI. et Dietz V. 1992. «Developmental aspects of stance regulation, compensation and adaptation». *Exp Brain Res*, vol. 90, p. 610-619.

Bernard-Demanze L, Burdet C, Berger L. et Rougier P. 2004. «Recalibration of somesthetic plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance». *J Integr Neurosci*, vol. 3, p. 433-451.

Bessou M. et Bessou P. 2003. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Édition Masson. Paris.

Cherng RJ, Lee HY. et Su FC. 2003. «Frequency spectral characteristics of standing balance in children and young adults». *Med Eng Phys*, vol. 25, p. 509-515.

Collins JJ, Priplata AA, Gravelle DC, Niemi J, Harry J, et al., 2003. «Noise-enhanced human sensorimotor function». *Eng. Med. Biol*, vol. 22, p.76-83.

De Ste Croix, M.B.A, Armstrong, N. et Welsman J.R. 1999. «Concentric isokinetic leg strength in pre-teen, teenage and adult males and females». *Biol Sport*, vol. 16, p. 75-86.

Dichgans J. et Diener HC. 1989. The contribution of vestibule-spinal mechanisms to the maintenance of human upright posture. *Acta Otolaryngol*, vol. 107, p. 338-345.

Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B. et Bacher M. 1986. Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control. *Hum Neurobiol*, vol. 5, p. 105-113.

Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M. et Trippel. 1992. «Regulation of bipedal stance : dependency on "load" receptors». *Exp brain res*, vol. 89, p. 229-231.

Do MC, Bussel B. et Breniere Y. 1990. «Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall». *Exp. Brain Res*, vol. 79, p. 319-324.

Falk B, Usselman C, Dotan R, Brunton L, Klentrou P, Shaw J. et Gabriel D. 2009. «Child-adult differences in muscle strength and activation pattern during isometric elbow flexion and extension». *Appl. Physiol. Nutr. Metab*, vol. 34, p. 609-615.

Fallon JB, Bent LR, McNulty PA. et Macefield VG. 2005. «Evidence for strong synaptic coupling between single tactile afferents from the sole of the foot and motoneurons supplying leg muscles». *J Neurophysiol*, vol. 94, p. 3795-3804.

Ferdjallah M, Harris GF, Smith P. et Wertsch JJ. 2002. «Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy». *Clin Biomech*, vol. 17, p. 203-210.

Figura F, Cama G, Capranica L, Guidetti L. et Pulejo C. 1991. «Assessment of static balance in children». *J Sports Med. Phys Fitness*, vol. 31, p. 235-242.

Forsberg H. et Nashner LM. 1982. «Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance». *J Neurosci*, vol. 2, p. 545-52.

Foudriat BA, Di Fabio RP. et Anderson JH. 1993. «Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications». *Int J Pediatr Otorhinol*, vol. 27, p. 255-271.

- Gagey PM, Martinerie J, Pezard L. et Benaim C. 1998. «Static balance is controlled by a non-linear dynamic system». *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*, vol. 115, p. 161-168.
- Haas G, Diener HC, Bacher M. et Dichgans J. 1986. «Development of postural control in children: short-, medium-, and long latency EMG responses of leg muscles after perturbation of stance». *Exp Brain Res*, vol. 64, p. 127-132.
- Hasan SS, Deborah WR, Dennis CS, DH Ashmead, Steven WP. et Richard GS. 1996. «Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data». *Gait & Posture*, vol. 4, p. 11-20.
- Hatton AL, Dixon J, Martin D. et Rome K. 2009. «The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 19, p. 957-964.
- Hallems ACD, Dongen SV. et Aerts P. 2006. «Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study». *Gait & Posture*, vol. 23, p. 142-148.
- Hatzitaki V, Zisi V, Kollias I. et Kioumourtoglou E. 2002. «Perceptual-Motor contributions to static and dynamic balance control in children». *J Mot Behav*, vol. 34, p. 161-170.
- Hirabayashi SI. et Iwaasaki Y. 1995. «Developmental perspective of sensory organisation on postural control». *Brain Dev*, vol. 17, p. 111-3.
- Horak FB, Nashner LM. et Diener HC. 1990. «Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss». *Exp Brain Res*, vol. 82, p.167-177.
- Horak FB, et McPherson JM. 1996. Postural orientation and equilibrium. In : Rowell L and Shepherd J (eds). *Handbook of physiology, Sect. 1, Exercise Regulation and Integration of multiple systems*, New York: Oxford University Press, p. 255-292.
- Jeka JJ. 1997. «Light touch contact as a balance aid». *Phys Ther*, vol. 77, p. 476-487.
- Johansson RS. et Westling G. 1987. «Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip». *Exp Brain Res*, vol. 66, p. 141-154.
- Kavounoudias A, Roll R. et Roll JP. 1998. «The plantar sole is a "dynamometric map" for human balance control». *Neuro Report*, vol. 9, no 14, p. 3247-3252.

- Kavounoudias A, Roll R. et Roll JP. 1999. «Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar sole». *Neurosci Lett*, vol. 266, p. 181-184.
- Kavounoudias A, Roll R. et Roll JP. 2001. «Foot sole and ankle muscles inputs contribute jointly to human erect posture regulation». *J Physiol*, vol. 532.3, p. 869-878.
- Kennedy PM. et Inglis JT. 2002. «Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole». *J Physiol*, vol. 538.3, p. 995-1002.
- Kirshenbaum N, Riach CL. et Starkes JL. 2001. «Non-linear development of postural control and strategy use in young children: a longitudinal study». *Exp Brain Res*, vol. 140, p. 420-431.
- Lackner JR. et Dizio P. 2005. «Vestibular, proprioceptive, and haptic contributions to spatial orientation». *Annu. Rev. Psychol*, vol. 56, p. 115-147.
- Lafond D, Duarte M. et Prince F. 2004. «Comparaison of three methods to estimate the centre of mass during balance assessment». *J Biomech*, vol. 37, p. 1421-1426.
- Lebiedowska MK. et Syczewska M. 2000. «Invariant sway properties in children». *Gait & Posture*, vol. 12, p. 200-204.
- Le Normand M. 2003. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Édition Masson. Paris.
- Lin CH, Lee HY, Jason Chen JJ, Lee HM. et Kuo MD. 2006. «Development of a quantitative assessment system for correlation analysis of footprint parameters to postural control in children». *Physiol Meas*, vol. 27, p. 119-130.
- Lobo SA, Koren A, Ishak S, Karasik LB, Adolph KE. et Tamis-LeMonda. 2007. «Friction Underfoot affect infants' ability to cope with slopes». Poster presented at the society of research in child development (Boston 2007). Soumis pour publication.
- Massion J. 1998. «Postural control systems in developmental perspective». *Neurosc Biobehav Rev*, vol. 22, p. 465-472.
- Maurer C, Bolha B. et Hlavacka F. 2000. «Vestibular, visual and somatosensory contributions to human control of upright stance». *Neurosci Lett*, vol. 281, p. 99-102.
- Maurer C, Mergner T, Bolha B. et Hlavacka F. 2001. «Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles». *Neurosci Lett*, vol. 302, p. 45-48.

- Meyer PF. et Oddsson LIE. 2003. «Alternating-pulse iontophoresis for targeted cutaneous anesthesia». *J Neurosc Methods*, vol. 125, p. 209-214.
- Meyer PF, Oddsson LIE. et De Luca CJ. 2004. «The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*, vol. 156, p. 505-512.
- 2-Meyer PF, Oddsson LIE. et De Luca CJ. 2004. «Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res*, vol. 157, p. 526-536.
- Morasso PG. et Schieppati M. 1999. «Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?» *J Neurophysiol*, vol. 82 p. 1622-1626.
- Nashner LM. et McCollum G. 1985. «The organisation of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis». *Behav Brain Sci*, vol. 1, p. 135-167.
- Nardone A, Tarantola J, Giordano A. et Schieppati M. 1997. «Fatigue effects on body balance». *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 105, p. 309-320.
- Odendrick P. et Sandstedt P. 1984. «Development of postural sway in the normal child.» *Human Neurobiol*, vol. 3, p. 241-244.
- Pearson K. et Gordon J. 2000. Locomotion dans *Principle of neurosciences* 4^e éd., éditeurs Kandel, Schwartz et Jessel. McGraw-Hill p.737-755.
- Perry SD, McIlroy WE. et Maki BE. 2000. «The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation». *Brain Res*, vol. 877, p. 401-406.
- Peterka R. 2000. «Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis». *Biol. Cybern*, vol. 82, p. 335-343.
- Prieto TE, Myklebust JB. et Myklebust BM. 1993. «Characterization and modeling the postural steadiness in the elderly: a review». *Trans. Rehab. Engng*, vol. 1, p. 26-34.
- Riach CL. et Starkes JL. 1993. «Stability limits of quiet standing postural control in children and adults». *Gait & Posture*, vol. 1, p. 105-111.
- Riach CL. et Starkes JL. 1994. «Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children». *Gait & Posture*, vol. 2, p. 167-172.

Ribot-Ciscar E, Vedel JP. et Roll JP. 1989. «Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg». *Neurosci Lett*, vol. 104, p. 130-135.

Rival C, Ceyte H. et Olivier I. 2005. «Developmental changes of static standing balance in children». *Neurosci Lett*, vol. 376, p. 133-136.

Rogers MW, Wardman DL, Lord SR. et Fitzpatrick RC. 2001. «Passive tactile sensory input improves stability during standing». *Exp Brain Res*, vol. 136, p. 514-522.

Roland-Gosselin M. 2003. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Édition Masson. Paris.

Roll R, Kavounoudias A. et Roll JP. 2002. «Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness». *Neuro Report*, vol. 13, no 15, p. 1957-1961.

Roll JP. 2003. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Édition Masson. Paris.

Rowlandson PH. et Stephens JA. 1985. «Maturation of cutaneous reflex responses recorded in the lower limb in man». *Dev Med Child Neuro*, vol. 27, p. 425-433.

Schmidt Richard A. 1993. *Apprentissage moteur et performance*. Edition Vigot collection sport + enseignement. Traduction 1991 by Richard A. Schmidt, d'après le titre original: *Motor learning and performance, from principles to practice*, Human kinetics Books, Box 5076, Champaign, IL 61825-5076.

Shumway-Cook M. et Wollacott MH. 1985. «The growth of stability: postural control from a developmental perspective». *J. Mot. Behav*, vol. 17, p. 131-147.

Timman D, Belting C, Schwarz M. et Diener HC. 1994. «Influence of visual and somatosensory input on leg EMG responses in dynamic posturography in normals». *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 93, p. 7-14.

Vedel JP. et Roll JP. 1982. «Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mecanoreceptors in the human foot». *Neurosci Lett*, vol. 34, p. 289-294.

Villeneuve PH. et Weber B. 2003. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Édition Masson. Paris.

Westcott LS, Lowes LP. et Richardson PK. 1997. «Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools». *Phys Ther*, vol. 77, p. 629-645.

Williams HG, Fisher JM. et Tritschler KA. 1983. «Descriptive analysis of static postural control in 4, 6 and 8 year old normal and motorically awkward children». *A J Phys Med*, vol. 62, p. 12-26.

Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M. et Gielo-Perczak K. 1998. «Stiffness control of balance in quiet standing». *J Neurophysiol*, vol. 80, p. 1211-1221.

Winter DA, Patla AE, Ishac M. et Gage WH. 2003. «Motor mechanisms of balance during quiet standing». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 13, p. 49-56.

Wolff DR, Rose J, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW. et Gamble JG. 1998. «Postural balance measurements for children and adolescents». *J Ortho Res*, vol. 16, p. 271-275.

Wu G. et Chiang JH. 1996. «The effects to surface compliance on foot pressure in stance». *Gait & Posture*, vol. 4, p. 122-129.

Wu G. et Chiang JH. 1997. «The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes». *Exp Brain Res*, vol. 114, p.163-169.