



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services Branch

395 Wellington Street
Ottawa, Ontario
K1A 0N4

Bibliothèque nationale
du Canada

Direction des acquisitions et
des services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa (Ontario)
K1A 0N4

Notice - Votre référence

Notice - Votre référence

NOTICE

The quality of this microform is heavily dependent upon the quality of the original thesis submitted for microfilming. Every effort has been made to ensure the highest quality of reproduction possible.

If pages are missing, contact the university which granted the degree.

Some pages may have indistinct print especially if the original pages were typed with a poor typewriter ribbon or if the university sent us an inferior photocopy.

Reproduction in full or in part of this microform is governed by the Canadian Copyright Act, R.S.C. 1970, c. C-30, and subsequent amendments.

AVIS

La qualité de cette microforme dépend grandement de la qualité de la thèse soumise au microfilmage. Nous avons tout fait pour assurer une qualité supérieure de reproduction.

S'il manque des pages, veuillez communiquer avec l'université qui a conféré le grade.

La qualité d'impression de certaines pages peut laisser à désirer, surtout si les pages originales ont été dactylographiées à l'aide d'un ruban usé ou si l'université nous a fait parvenir une photocopie de qualité inférieure.

La reproduction, même partielle, de cette microforme est soumise à la Loi canadienne sur le droit d'auteur, SRC 1970, c. C-30, et ses amendements subséquents.

Canada

**L'INFLUENCE DE QUATRE DÉPLACEMENTS
SAGITTAUX DES MEMBRES INFÉRIEURS SUR
L'ÉLECTROMYOGRAPHIE ET SUR LA POSITION DE
LA COLONNE LOMBAIRE LORS DE LA POSTURE
DEBOUT QUASI STATIQUE.**

Par

RODRIGO MASCARENHAS CORRÊA

Thèse présentée à l'École des Études Supérieures et de la Recherche
de l'Université d'Ottawa en vue de l'obtention
de la Maîtrise ès Sciences.

© Rodrigo M. Corrêa, Ottawa, Canada, 1993



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services Branch

395 Wellington Street
Ottawa, Ontario
K1A 0N4

Bibliothèque nationale
du Canada

Direction des acquisitions et
des services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa (Ontario)
K1A 0N4

Ysa /e/ Kote /e/ /e/ /e/ /e/

Ysa /e/ Kote /e/ /e/ /e/ /e/

The author has granted an irrevocable non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of his/her thesis by any means and in any form or format, making this thesis available to interested persons.

L'auteur a accordé une licence irrévocable et non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de sa thèse de quelque manière et sous quelque forme que ce soit pour mettre des exemplaires de cette thèse à la disposition des personnes intéressées.

The author retains ownership of the copyright in his/her thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without his/her permission.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège sa thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

ISBN 0-315-89620-5

Canada



UNIVERSITÉ D'OTTAWA
UNIVERSITY OF OTTAWA

REMERCIEMENTS

Je dois exprimer ma gratitude à l'agence brésilienne CAPES dont l'apport financier a rendu possible la réalisation de cette thèse.

Je remercie mes superviseurs, mes professeurs, les techniciens et le personnel administratif de la Faculté de Sciences de la Santé.

Je remercie tous ceux qui ont participé comme sujets dans cette recherche.

Ma gratitude à l'École des Études Supérieures et de la Recherche de l'Université d'Ottawa.

Un salut à M.Brossard, secrétaire pour les étudiants étrangers.

Un grand merci à Yves Fortin. Un ami de tous les moments.

J'aimerais dédier cette thèse à mes parents, José de Anchieta et Heloísa, et à mon frère, Marcelo, pour leur appui inconditionnel et pour m'inspirer le courage de l'achever.

RÉSUMÉ

Le but de cette étude est d'analyser l'influence de quatre déplacements sagittaux des articulations du genou et de la cheville sur l'activité myoélectrique normalisée de certains muscles antigravitaires, et sur la position de la colonne lombaire lors de la posture debout quasi statique. Deux positions angulaires du genou et deux déplacements de la projection de la ligne de gravité (faits à partir de l'articulation de la cheville) sont analysés. La posture debout naturelle (telle que choisie par le sujet) a été utilisée comme posture témoin et facteur de normalisation. Le déplacement de la ligne de gravité a été mesurée par rapport à la colonne lombaire (niveau L₃) et aux membres inférieurs. L'analyse électromyographique a permis de connaître l'activité myoélectrique normalisée des muscles antigravitaires suivants: para-vertébraux lombaires au niveau de L₃, grand droit de l'abdomen au niveau de l'ombilic, droit antérieur, biceps fémoral, tibial antérieur et gastrocnémien.

Les résultats démontrent: 1) une variation significative ($P < 0.05$) de l'EMGN des muscles para-vertébraux lombaires, droit antérieur de la cuisse et tibial antérieur et; 2) un lien entre les moyennes de l'EMGN des

para-vertébraux et la position de L_3 , entre les moyennes de l'EMGN des para-vertébraux lombaires et l'EMGN des abdominaux, entre les moyennes de l'EMGN des abdominaux et la position de L_3 , entre les moyennes de l'EMGN du muscle tibial antérieur et la position de la cheville, et entre l'EMGN du muscle droit antérieur de la cuisse et la position de la cheville.

Les résultats de cette étude permettent d'arriver aux conclusions suivantes: 1) Pour les postures debout qui ont été analysées, l'EMGN des muscles para-vertébraux lombaires diminue dans la mesure où l'écart entre L_3 et la PCG augmente. 2) Dans une posture debout avec les genoux en hyperextension et la PCG tombant devant les malléoles externes, l'EMGN des muscles para-vertébraux lombaires est plus grande que l'EMGN dans une posture semblable avec la PCG tombant sur les malléoles externes. Elle est aussi plus grande dans une position debout avec les genoux fléchis, la PCG tombant soit sur les malléoles externes, soit devant les malléoles externes. 3) Dans la posture debout avec les genoux fléchis à dix degrés, l'EMGN des para-vertébraux lombaires et la distance sagittale entre L_3 et la PCG ont tendance à être semblables à celles trouvées dans une posture debout naturelle. 4) Les déplacements sagittaux de la cheville ont une influence sur le rôle antigravitaire des muscles tibial antérieur et droit antérieur.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX	ix
--	----

CHAPITRE I

INTRODUCTION	1
ÉNONCÉ DU PROBLÈME	4
HYPOTHÈSES	5
IMPORTANCE DE L'ÉTUDE	5
LIMITES DE L'ÉTUDE	9
DÉFINITIONS DES TERMES ET ABRÉVIATIONS	11

CHAPITRE II

REVUE DE LITTÉRATURE	14
LA COLONNE LOMBAIRE ET SES COMPOSANTES	
ANATOMIQUES	15
<i>Les vertèbres lombaires</i>	16
<i>Les articulations lombaires</i>	16
<i>Les tendons, les fascias et le système ligamentaire</i> .	18
<i>Les disques intervertébraux</i>	18
<i>La pression intra-abdominale</i>	19

<i>Les muscles</i>	20
<i>Résumé</i>	22
LES COURBURES	22
L'ALIGNEMENT: LA COLONNE, LES MEMBRES	
INFÉRIEURS ET LA VERTICALITÉ	31
<i>Les genoux et la ligne de gravité</i>	34
<i>Les chevilles et la ligne de gravité</i>	36
POSTURE DEBOUT ET MÉCANIQUE ARTICULAIRE	38
<i>Résumé</i>	42
ÉLECTROMYOGRAPHIE ET LA POSTURE DEBOUT	43
RÉSUMÉ GÉNÉRAL	50
CHAPITRE III	
MÉTHODOLOGIE	54
<i>Électromyographie</i>	55
<i>Photographie</i>	56
<i>Anthropométrie</i>	60
<i>Dynamométrie</i>	60
PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	62
<i>Choix des sujets</i>	62
<i>Postures</i>	63
<i>Différentes postures étudiées</i>	64

<i>Procédure expérimentale</i>	69
ANALYSE DES RÉSULTATS	72
<i>Électromyographie</i>	72
ANALYSE STATISTIQUE	75
CHAPITRE IV	
RÉSULTATS	77
<i>L'analyse de la variance</i>	84
<i>Le test de Scheffé</i>	86
<i>La corrélation linéaire et la régression</i>	90
CHAPITRE V	
DISCUSSION	96
<i>Posture P1</i>	96
<i>Posture P2</i>	97
<i>Posture P3</i>	98
<i>Posture P4</i>	98
<i>Posture P5</i>	99
<i>Le rapport entre l'EMGN des EXTCOL et le déplacement de</i> <i>L₃</i>	99
<i>L'EMGN des EXTCOL et l'angle du genou</i>	104
<i>L'influence de la position de la cheville sur l'EMGN des</i>	

<i>muscles tibial antérieur et droit antérieur</i>	107
 CHAPITRE VI	
CONCLUSIONS et RECOMMANDATIONS	110
 BIBLIOGRAPHIE	113
 ANNEXE I	
DONNÉES ANTHROPOMÉTRIQUES	127
 ANNEXE II	
FORMULAIRE DE CONSENTEMENT	129
 ANNEXE III	
DONNÉES BRUTES	132

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Figure 1: Cage de calibration.	58
Figure 2: Placement des appareils-photographiques.	58
Figure 3: Système d'acquisition des données.	61
Figure 4: Positions debout avec les genoux en extension.	67
Figure 5: Postures debout avec les genoux en flexion.	68
Figure 6: La collecte des données.	69
Figure 7: Protocole expérimentale.	71
Tableau 4.1: Valeurs moyennes des EMGN et des déplacements des repères osseux pour chaque posture	78
Figure 8: Déplacement du grand trochanter par rapport à la PCG.	79
Figure 9: Déplacement de L ₃ par rapport à la PCG.	79
Figure 10: Déplacement du genou par rapport à la PCG.	80
Figure 11: Déplacement de la cheville par rapport à la PCG.	80
Figure 12: Déplacements des repères osseux par rapport à la PCG.	81
Figure 13: EMG normalisée des muscles para-vertébraux lombaires et grand droit de l'abdomen.	82
Figure 14: EMG normalisée des muscles droit antérieur et biceps fémoral.	82
Figure 15: EMG normalisée des muscles gastrocnémien et tibial antérieur.	83
Tableau 4.2: Résultats significatifs au test d'analyse de la	

variance à une dimension	85
Tableau 4.3. Test de Scheffé pour la variable EXTCOL.	87
Tableau 4.4. Test de Scheffé pour la variable DA.	87
Tableau 4.5. Test de Scheffé pour la variable TIB	87
Figure 16: EMG Normalisée (% P1) des muscles para-vertébraux lombaires et grand droit de l'abdomen versus le déplacement de L ₃ par rapport à la PCG.	88
Figure 17: EMG normalisée (% P1) des muscles droit antérieur et tibial antérieur versus le déplacement de la cheville par rapport à la PCG.	89
Tableau 4.6. Coefficients de corrélation linéaire et de régression.	92
Figure 18: La droite de régression L ₃ X EXTCOL.	93
Figure 19: La droite de régression L ₃ X ABD.	94
Figure 20: La droite de régression EXTCOL X ABD.	94
Figure 21: La droite de régression CHE X TIB.	95
Figure 22: La droite de régression CHE X DA.	95
Tableau 5.1. Comparaison des résultats de cette étude avec celle d'Opila et coll. (1988).	97
Figure 23. EMG normalisée (% P1) des muscles para-vertébraux lombaires et abdominaux versus les variations angulaires du genou.	106

CHAPITRE I

INTRODUCTION

L'être humain, dans son évolution anatomo-physiologique, en est arrivé à passer la majorité de son temps dans des postures quasi statiques assises ou debout, plutôt que dans des postures dynamiques debout (Drew, 1926), et cela malgré le fait que le corps humain ne soit pas encore complètement adapté à la posture debout. Kapandji (1972) énonçait que la posture humaine est en évolution constante. En fait, le mode de vie moderne demande des postures quasi statiques (Barlow, 1946).

L'idée de départ de cette étude provient de l'observation d'un des aspects souvent remarqués dans une posture debout où l'individu adopte une posture en hyperextension (voir définition des termes, p.12) de l'articulation du genou. Cette posture en hyperextension adoptée par l'individu, et probablement favorable pour induire une laxité ligamentaire de l'articulation en question, peut causer des compensations au niveau de la colonne vertébrale; puisque la position angulaire de l'articulation du genou a une forte influence sur le rachis, particulièrement au niveau

sacré et lombaire (Itoi, 1990; Nakada, 1988; Anderson et coll., 1986; Woodhull et coll., 1985; Suzuki, 1978). Au niveau du genou cette posture demandera peu de travail, mais les ligaments y seront bien tendus. L'individu travaille ici sous la loi du moindre effort.

Comme toute machine bien réglée, le corps humain tend à travailler, biomécaniquement parlant, sous le principe de l'économie: économie d'énergie et diminution des risques de dommages à la structure. Ce fut d'abord Platon (500 a.C.) qui affirma que "les plus beaux mouvements sont ceux qui atteignent les résultats majeurs avec les moindres efforts". Le "Principe d'Énergie Minimale en Biomécanique" de Nubar et Contini (1961) postule que pour qu'un système ait un maximum d'efficacité, son rendement (rapport entre l'énergie appliquée par ce système et l'énergie qui en résulte) doit être maximal. Basmajian (1974) appela ce principe la "Loi du Démarrage Minimal", selon laquelle "seules les fibres musculaires strictement nécessaires seront sollicitées pour stabiliser ou déplacer un os contre la gravité ou contre une autre force de résistance, et aucun muscle ne sera utilisé pendant que la gravité fournit la force motrice nécessaire pour le mouvement". En ergonomie, le travail musculaire statique réduit à un minimum est une règle générale de prévention de blessures et d'usures (Anderson et coll., 1975). Des modèles concernant l'optimisation de la fonction de la

colonne vertébrale confie au système nerveux central la tâche de distribuer des commandes vers la musculature pour créer des mouvements selon le principe d'effort minimal (McGill, 1988).

Cette stratégie du moindre effort utilisée par l'individu qui manifeste une laxité ligamentaire au niveau du genou peut avoir un double aspect: l'activité réduite de certains muscles peut causer une souffrance et des compensations au niveau ligamentaire et articulaire, non seulement au genou mais aussi au niveau d'une articulation sus-jacente. L'idée du moindre effort devrait donc être basée d'une part sur l'aspect énergétique et d'autre part sur l'aspect anatomique et fonctionnel.

Pour vérifier l'application de la loi du moindre effort sur le problème des compensations posturales au niveau du rachis, il faudrait réaliser une étude utilisant la cinématique, la cinétique et l'alignement du corps avec la ligne de gravité en station debout, le tout synchronisé avec une mesure de l'activité des muscles antigravitaires. Jusqu'à présent, aucune étude de ce genre n'a été réalisée.

ÉNONCÉ DU PROBLÈME

Cette étude a pour but d'analyser l'influence de quatre déplacements sagittaux des articulations du genou et de la cheville sur l'activité myoélectrique normalisée de certains muscles antigravitaires, et sur la position de la colonne lombaire dans la posture debout quasi statique.

Deux positions angulaires du genou et deux déplacements de la projection de la ligne de gravité (faits à partir de l'articulation de la cheville) sont analysés. L'analyse cinématique a mesuré le déplacement de la ligne de gravité par rapport à la colonne lombaire (niveau L₃) et par rapport aux membres inférieurs. L'analyse électromyographique a mesuré l'activité myoélectrique normalisée des muscles antigravitaires suivants: para-vertébraux lombaires au niveau de L₃, grand droit de l'abdomen au niveau de l'ombilic, droit antérieur, biceps fémoral, tibial antérieur et gastrocnémien.

HYPOTHÈSES

Les hypothèses suivantes seront vérifiées:

1. Dans une posture debout et verticale, la diminution de la distance entre le niveau L₃ de la colonne lombaire et la ligne de gravité réduit l'activité normalisée des muscles para-vertébraux lombaires.
2. Dans une posture debout stable avec les genoux semi-fléchis à un angle de 10 degrés, l'activité musculaire normalisée des muscles para-vertébraux lombaires diminuera de manière significative comparativement à une posture debout semblable avec les genoux en hyperextension.

IMPORTANCE DE L'ÉTUDE

L'aspect cinématique - Jusqu'à présent, la plupart des recherches qui ont traité de la posture debout n'ont pas utilisé de critères de standardisation posturale ou cinématique pour l'étude systématique de l'orthostatisme humain (During et coll., 1985). De plus, aucune étude sur la posture debout utilisant à la fois l'électromyographie, la cinématique et la cinétique en synchronisation n'a été réalisée jusqu'à maintenant.

Woodhull et coll. (1985) ont démontré que le meilleur facteur individuel pour la prédiction du déplacement du centre de gravité en station debout est la variation angulaire et sagittale du genou. Itoi (1990), Nakada (1988), Anderson et coll. (1986), et Suzuki (1978) suggéraient une corrélation, dans la posture debout, entre l'angle du genou et le rachis lombaire. Comme pour le genou, les déplacements angulaires de la cheville ont une importance capitale sur la position de la ligne de gravité (Hellebrant, 1938; Oddson, 1990).

L'aspect énergétique - Le rendement énergétique (rapport *output/input*) de l'orthostatisme est un facteur important de l'étude; l'*input* étant la posture demandée/adoptée; l'*output* étant le produit final mesuré par l'EMG et les paramètres cinématiques. Prenons par exemple, le rapport coût-bénéfice de l'EMG d'un genou fléchi sur le produit global de la posture debout: la flexion des genoux augmentera la dépense énergétique du muscle quadriceps et, par conséquent, la dépense énergétique globale du corps. En revanche, le résultat d'une telle posture pourra montrer une diminution du stress causé par les fléchisseurs de la hanche sur la colonne. Ainsi l'analyse de la posture étudiée s'appuiera, non seulement sur le principe minimal (Nubar et Contini, 1961) cité antérieurement dans ce chapitre, mais aussi sur l'efficacité de la prévention du stress sur la colonne. Déjà en 1940, Hellenbrant affirmait

que le perfectionnement de la mécanique corporelle de la posture debout était associé à une diminution significative de la demande énergétique globale du corps.

L'aspect pathologique - Les maux de dos lombaires sont des problèmes courants dans la civilisation moderne. Plusieurs études épidémiologiques démontrent que 60% à 80% de la population adulte aura développé, au moins une fois au cours de sa vie, des symptômes de maux de dos lombaires (Pope, Rosen, Wilder et Frymoyer, 1980; Frymoyer, Pope, Clements, Wilder, MacPherson et Ashikaga, 1983; Schultz, 1983; Liemohn, Snodgrass et Sharpe, 1988; Sokas, Spiegelman et Wegman, 1989). Que dire des coûts de compensation qui s'élèvent à des milliards de dollars par année, de l'absentéisme au travail, des pertes matérielles énormes pour la société et des grands ennuis pour la personne atteinte et pour sa famille? Le mal de dos est l'affection la plus coûteuse au point de vue socio-économique (Nachemson, 1976). En dépit du fait que le mal de dos lombaire est un des malaises les plus communs chez l'être humain moderne, son étiologie n'est pas toujours évidente. Le rapport entre l'activité myoélectrique et les maux de dos lombaires a été le sujet de plusieurs études (Arena et coll., 1990 et 1989; Ahern et coll., 1988; Collins et coll., 1982; DeVries, 1968; Grabel coll., 1973; Flor et coll., 1985; Kravitz et coll., 1981; Nouwen et Bush, 1984;

Sherman, 1985; Wilfing, 1981); cependant les résultats sont très conflictuels. Les facteurs de risque susceptibles de développer des maux de dos ou d'affecter la structure lombaire peuvent être de nature chimique, mécanique, physiologique, psychologique ou neurologique structurelle (Buytendijk, 1957; Basmajian, 1974; Nachemson, 1971; Hunt et Massey, 1977; Pope et coll., 1980; Frymoyer et coll., 1983; Doring, 1985). En considérant qu'il y a une corrélation directe entre la position de la colonne lombaire et la position angulaire et sagittale des membres inférieurs (Itoi, 1990; Nakada, 1988; Anderson et coll., 1986; Woodhull et coll., 1985; et Suzuki, 1978), il existe donc la possibilité que certains malaises lombaires proviennent de certains positionnements des membres inférieurs ou soient influencés par ceux-ci (Doring et coll., 1985).

Du point de vue biomécanique, le dos est un outil utilisé par l'être humain pour se mouvoir, porter une charge, etc. Pour que le corps fonctionne avec efficacité, il faudrait une bonne gestion du dos. Cependant, la gestion du travail du dos, autant dans ses aspects statiques que dynamiques, demeure toujours un problème controversé (Liemohm et coll., 1988).

Les résultats de cette recherche pourront avoir une valeur pratique puisque les principes posturaux sont habituellement applicables

universellement, principalement dans un travail préventif de rééducation ou en présence d'un mal de dos d'origine mécanique ou dégénératif (Fahrni, 1966). On pourra même répondre à des questions autres que celles établies dans l'hypothèse de l'étude. Devrait-on stresser une articulation et un groupe musculaire (ici, le genou et le quadriceps) pour épargner le stress ailleurs (colonne lombaire)? Quelles seront les priorités à retenir pour une attitude debout préventive?

LIMITES DE L'ÉTUDE

L'utilisation d'électrodes de surface pour l'enregistrement électromyographique présente plusieurs avantages et certains désavantages. L'avantage principal est la reproductibilité des résultats obtenus, c'est-à-dire, la possibilité de reproduire ultérieurement une même mesure dans des circonstances semblables. Un autre avantage de l'électrode de surface est sa facilité d'application. Cependant, les électrodes de surface sont moins fiables que les électrodes intramusculaires. Les électrodes de surface captent un signal électromyographique plus faible que celui réellement produit au niveau musculaire. Ceci est dû principalement à la résistance électrique créée

par la distance entre le point moteur musculaire et l'emplacement de l'électrode sur la peau. Avec des électrodes de surface, les muscles plus superficiels contribuent en majorité à l'enregistrement myoélectrique. Tandis que les électrodes intramusculaires sont plus fiables, sont plus difficiles à installer et sont jugées moins reproductibles (Winter, 1990).

La pression intra-discale pourrait être un paramètre de précision. Une jauge de contrainte appliquée sur un disque intervertébral peut être assez sensible à de petits ajustements posturaux. Malheureusement des limitations matérielles et déontologiques rendent difficiles une telle mesure *in vivo*.

La pression intra-abdominale ainsi que les forces de cisaillement sur la colonne ne seront pas mesurées. Ceci ne consistera pas en un facteur limitatif pour cette étude puisque ces facteurs sont négligeables en ce qui concerne les petits déplacements posturaux (Nachemson, 1975, 1976, 1986).

Sans avoir des effets significatifs, d'autres facteurs, comme les restrictions d'une expérimentation faite en laboratoire, la grandeur de l'échantillon analysé et les erreurs inhérentes à la photographie et à l'électromyographie, peuvent contribuer à limiter la portée de l'étude.

DÉFINITIONS DES TERMES ET ABRÉVIATIONS

Angle du genou: angle formé entre l'axe longitudinal du fémur et l'axe longitudinal du tibia, l'axe de mouvement étant le centre de rotation de l'articulation du genou.

Angle de la hanche: angle formé par l'axe longitudinal du tronc et l'axe longitudinal du fémur, l'axe de mouvement étant centré sur le grand trochanter.

Hyperextension du genou: position du genou où l'angle entre l'axe longitudinal de la cuisse et l'axe longitudinal de la jambe est un angle obtus antérieur, soit que le membre inférieur forme une convexité postérieure, soit que la face antérieure de la cuisse et la face antérieure de la jambe ont tendance à s'approcher. L'extension complète du genou est ici l'alignement entre la cuisse et la jambe.

Lordose lombaire: courbure à concavité postérieure de la région lombaire du dos; les termes suivants seront utilisés tout au long du document comme des adjectifs qualitatifs s'appliquant à la lordose lombaire: lordosé(e), délordosé, lordotisation, lordotique .

Quasi statique: On utilisera le terme posture debout quasi statique pour des fins pratiques puisque, même chez un être humain qui ne se déplace pas, la posture debout ne sera jamais totalement statique étant donné

que l'individu est toujours en train d'osciller autour de son centre de gravité.

Les abréviations suivantes sont définies dans le but de faciliter la compréhension du document:

ABD: muscles abdominaux.

BIC: muscle biceps fémoral.

CHE: articulation de la cheville.

DA: muscle droit antérieur de la cuisse.

EMGN: Électromyographie normalisée.

EXTCOL: muscles para-vertébraux lombaires.

GAST: muscle gastrocnémien.

GEN: articulation du genou.

IJ: muscles ischio-jambiers.

L₃: apophyse épineuse de la troisième vertèbre lombaire.

OEX: muscle oblique externe.

PCG: Projection du centre de gravité: Le point au sol où le centre de gravité du corps est projeté verticalement.

PDN: Posture debout naturellement adoptée: Position choisie par le sujet comme étant la plus confortable, debout relaxée et droite.

PT: Pourcentage de la taille en position debout.

QUAD: muscles du quadriceps.

RAH: Ratio abdomen/hanche: Rapport de la circonférence de l'abdomen (tour de taille) sur la circonférence des hanches (tour des fesses).

SOL: muscle soléaire.

TIB: muscle tibial antérieur.

TRO: grand trochanter du fémur.

CHAPITRE II

REVUE DE LITTÉRATURE

Dans ce chapitre, les facteurs structuraux susceptibles d'influencer la biomécanique de la posture debout sont revus. Cela comprend: une brève révision anatomique de la colonne lombaire, la courbure lombaire ou lordose lombaire, l'alignement de la colonne vertébrale et des membres inférieurs avec la ligne de gravité ainsi que des études biomécaniques et électromyographiques pertinentes à la station debout ou orthostatisme.

Les petits déplacements articulaires des membres inférieurs exigeront du système nerveux central un ré-équilibre de la position du centre de gravité par rapport à la base de support et le placement de la ligne de gravité par rapport à la colonne vertébrale. Ceci influencera le niveau de la courbure lombaire dans la posture debout chez un individu normal (Keegan, 1953; Bonne, 1969; Kendall, 1971; Woodhull, 1985; Anderson et coll., 1986; Gracovetsky et Farfan, 1986).

Il faut souligner des facteurs qui ne sont pas matière à cette étude comme les facteurs neurologiques purs (Basmajian, 1974) tels les réflexes simples (Pope et coll., 1980; During, 1985), les facteurs psychologiques (Buytendijk, 1957), les facteurs neurologiques

structurels, les facteurs héréditaires et congénitaux ainsi que des facteurs biochimiques (Hunt, 1977), et qui sont aussi susceptibles d'influencer la posture debout.

LA COLONNE LOMBAIRE ET SES COMPOSANTES ANATOMIQUES

Cette section nous introduit sommairement à l'anatomie de la région lombaire. Seuls les points saillants feront partie de cette section. Les structures fonctionnelles de la colonne lombaire sont les os et les tissus conjonctifs (Koch, 1964), les muscles et les tendons, les ligaments, les aponévroses ou les fascias, les disques intervertébraux, et les articulations facettaires synoviales.

La colonne vertébrale est l'axe ostéo-cartilagineux du tronc. Selon Kapandji (1972) la colonne possède deux caractéristiques mécaniques contradictoires: La rigidité et la souplesse. La rigidité sert à supporter le poids des parties sus-jacentes: la ceinture scapulaire, les membres supérieurs, le crâne, la cage thoracique et les viscères abdominales et thoraciques. La souplesse est due à des pièces multiples reliées par des ligaments, des cartilages et par la musculature. Flint (1963) affirmait que les facteurs musculaires susceptibles d'influencer le maintien d'une

posture bien alignée sont la flexibilité et la force. Ces multiples pièces superposées et équilibrées les unes sur les autres, c'est-à-dire les vertèbres, rendent possible le redressement du tronc en station debout.

La partie osseuse de la colonne vertébrale a une fonction protectrice du canal rachidien; l'axe nerveux du système nerveux central et des racines nerveuses périphériques.

Les vertèbres lombaires sont constituées d'éléments osseux qui ont des propriétés plastiques: les os par défaut sont des structures qui peuvent être déformées (Rasch et Burke, 1977; Koch, 1964; Keegan, 1953). Une analyse des lignes d'ossification des trabécules du tissu osseux montre bien les directions des forces impliquées. Le long du rachis se trouvent trois colonnes: une colonne principale, en avant, formée par l'empilement des corps vertébraux, et deux colonnes secondaires, en arrière du corps vertébral, formées par des apophyses articulaires (Kapandji, 1972).

Les articulations lombaires. Les articulations entre les corps vertébraux sont classifiées comme des articulations fibro-cartilagineuses (synchondroses) légèrement mobiles. Les articulations entre les apophyses articulaires sont classifiées comme des articulations

synoviales et sont plus mobiles. Les disques cartilagineux intervertébraux sont fermement soudés aux corps vertébraux voisins et les séparent.

Dans la région lombaire supérieure, les facettes articulaires ont une orientation radiale, vers le centre du disque. Ceci empêche pratiquement tous les mouvements de rotation de la colonne lombaire. Dans la région lombaire inférieure les apophyses articulaires sont placées plutôt dans le plan frontal (Taylor et Twomey, 1986) ce qui produit une meilleure résistance aux forces de cisaillement dans le plan sagittal (Bergmark, 1989). Les facettes forment une protection pour les disques intervertébraux contre la flexion et l'extension excessive de la colonne lombaire (Adams et coll. 1980a). Adams et coll. (1980b) ont trouvé que dans une posture debout neutre, une très petite ou même aucune force en cisaillement n'est transférée sur les facettes articulaires. Cependant, des modèles mathématiques relevés par Farfan (1978) ont démontré que des forces en cisaillement sont toujours présentes dans les articulations lombaires inférieures pour une posture debout lordosée. Il affirme (Farfan, 1978) ainsi que c'est pour cette raison que les articulations apophysaires de L₂ à L₅ ont développé une orientation radiale pour mieux supporter les forces en cisaillement. L'amplitude du mouvement lombaire est aussi limitée par les ligaments intervertébraux (Gracovetsky et Farfan, 1986).

Les tendons, les fascias et le système ligamentaire. Les tendons, fascias et ligaments sont considérés comme des composantes passives pour la stabilité de la colonne lombaire. (Bergmark, 1989). Ils sont formés principalement par de minces lames de tissus conjonctifs composés de collagène. Dans la posture debout redressée, l'essentiel du poids corporel est transmis au sol par la colonne et les membres inférieurs. Puisque chez l'humain la colonne vertébrale n'est pas rectiligne, un certain pourcentage du poids sera transmis directement au sol sans être passé par une structure osseuse. Pour contrebalancer ce poids et maintenir le corps en équilibre, les tendons, les ligaments et les fascias sont tendus du côté opposé au poids excédentaire. Indubitablement les ligaments, les fascias et les tendons, étant composés d'un puissant tissu conjonctif, retarderont considérablement la mise en contraction des muscles antigravitaires (Asmussen, 1960; Basmajian, 1961 et 1974; Bogduk, 1980; Bogduk et MacIntosh, 1984; Gracovetsky et Farfan, 1986; MacIntosh et coll., 1987). Aussi, les ligaments étant élastiques, ils tendront à restituer la position neutre de la colonne vertébrale après une flexion.

Les disques intervertébraux. Dans une colonne lombaire redressée et chargée, la déformation absolue des disques sera principalement

antérieure puisque les disques intervertébraux sont plus hauts en leur partie ventrale que dorsale (Asmussen et Klausen, 1962). Broberg (1983) a démontré que l'application de charges axiales sur la colonne n'augmentait pas beaucoup la pression dans l'anneau fibreux. En appliquant 700 N de charge axiale sur une colonne en posture debout redressée, il a pu mesurer une augmentation de la pression de 5% dans l'anneau fibreux. Tandis que pour 3200 N de charge axiale, la pression interne n'a augmenté que de 9%. Il concluait que sur une colonne chargée longitudinalement, les disques sont plus fermes.

La pression intra-abdominale. La pression intra-abdominale est maintenue par les muscles qui délimitent l'abdomen: antérieurement par le muscle grand droit de l'abdomen, latéralement par le transverse et beaucoup par les obliques internes et externes, en haut par le diaphragme et en bas par les muscles du plancher pelvien.

Bergmark (1989) postulait que la pression intra-abdominale possède un rôle global et un rôle local. Le rôle global est d'agir sur la cage thoracique. Le rôle local est de pousser la colonne lombaire vers l'arrière, produisant un moment en flexion autour du rachis lombaire. Broberg (1981) considérait la pression intra-abdominale comme une composante active de la biomécanique lombaire, puisque l'action globale

de la pression intra-abdominale peut diminuer la force compressive axiale produite sur la colonne vertébrale de 30%. Cependant selon McGill (1988) ce rôle n'a pas encore été clairement élucidé.

Les muscles. Selon des études faites sur la posture debout, les muscles antigravitaires les plus actifs sont: les extenseurs de la colonne, les abdominaux, les fessiers, le psoas-iliaque, le quadriceps, les ischio-jambiers, le triceps sural et le tibial antérieur. Cependant l'intensité à laquelle chacun de ces muscles est employé dans l'orthostatisme quasi statique, ainsi que le rôle exact de chacun ne sont pas encore clairs. Cette section traitera aussi de la corrélation négative entre la longueur des ischio-jambiers et la lordose citée par différents auteurs. Une révision de la fonction électromyographique des muscles qui seront mesurés dans cette étude est faite dans la section "Électromyographie et Posture Debout" du présent chapitre.

Le psoas est un muscle placé au milieu de la partie inférieure du tronc, difficile à étudier de par sa position, et dont les fonctions sont sujet à controverses. Ayant une position anatomique privilégiée, le psoas est un fort stabilisateur de la colonne lombaire, et ceci sans causer une grande augmentation des moments de force autour de la colonne lombaire (Gracovetsky et Farfan, 1986). LaBan et coll. (1965) n'ont pas

mesuré d'activité EMG pour ce muscle dans la posture debout. Cependant Basmajian (1958) et Nachemson (1966, 68) attribuaient une grande importance à ce muscle pour la tenue de la posture debout. Nachemson (1968) a présenté des données qui ont démontré que les forces intrinsèques (ligaments et disques) qui agissent sur la colonne lombaire ne sont pas suffisantes pour stabiliser la posture debout. Ainsi les portions vertébrales du psoas assumeront la stabilité de la colonne lombaire. Dans la présente recherche, parmi les muscles fléchisseurs de la hanche, on vérifiera essentiellement l'activité du muscle droit antérieur qui appartient au groupe du quadriceps. Des questions techniques nous empêchent, dans cette étude, de mesurer l'activité myoélectrique du muscle psoas.

Plusieurs auteurs (Toppenberg et Bullock, 1986; Bridger et coll., 1989; Stokes et coll., 1981) ont remarqué une corrélation négative entre la tension des muscles ischio-jambiers et l'augmentation de la lordose lombaire. C'est-à-dire que plus les ischio-jambiers sont tendus et raccourcis, plus grande est la lordose. Ces auteurs exprimaient une certaine surprise face à cette constatation puisqu'il est généralement admis que la contraction des ischio-jambiers cause le redressement de la lordose lombaire. Cette contraction entraîne en fait une compensation de la part du muscle psoas, augmentant ainsi la lordose lombaire.

Résumé. Basmajian (1974) n'a aucun doute quant au rôle des ligaments sur le maintien de la posture debout. Farfan (1975) renforce cette opinion en ajoutant qu'un ligament peut supporter une charge mais ne peut pas la faire bouger. Or, si la posture debout est quasi statique, pourquoi ne pas donner crédit à ces grosses ficelles élastiques?

LES COURBURES

Dans le plan sagittal, la vue latérale de la colonne vertébrale comporte quatre courbures: 1) La courbure sacrée à convexité postérieure; 2) La courbure lombaire ou lordose lombaire à concavité postérieure; 3) La courbure dorsale ou cyphose dorsale à convexité postérieure; 4) La courbure ou lordose cervicale à concavité postérieure (Kapandji, 1972). La colonne vertébrale normale, vue de face ou de dos, est rectiligne. Les courbures latérales dans le plan frontal n'existent pas chez un individu symétriquement bien équilibré.

La concavité lombaire ou lordose lombaire trouvée chez l'adulte n'est pas présente chez les nouveau-nés (Basmajian, 1977; Kapandji, 1972). La colonne vertébrale du nouveau-né est formée par une courbure

unique à concavité antérieure en forme de "C". L'enfant se déplace d'abord à quatre pattes avec la colonne placée horizontalement et la hanche fléchie à 90 degrés. Au moment où l'enfant apprend à marcher, il doit redresser sa colonne de 90 degrés, d'une position horizontale à la position orthostatique verticale. À cause de l'incapacité chez l'enfant à tourner le bassin de 90 degrés postérieurement et ainsi à maintenir l'alignement avec la verticalité du tronc, il résulte une inclinaison presque horizontale du sacrum et une courbe lombaire bien établie dans la vie adulte, ceci à des degrés variables chez chaque individu (Keegan, 1953). Ainsi la posture debout accroît la courbe lombaire. Keegan (1953) soutenait que la position spatiale normale de la courbure lombaire était déterminée chez l'adulte par un angle approximatif de 135 degrés (mesuré sur radiographie) entre la colonne lombaire et le fémur. Mandall (1981) affirmait que, dû à une rotation pelvienne antérieure provoquée par une rigidité des muscles psoas-iliaques et quadriceps, la posture debout augmenterait la courbure lombaire.

Ainsi, une pauvre posture (Hellebrant et Fransen, 1943; Kapandji, 1972; Keegan, 1953) est la conséquence du passage de la posture quadrupède à la posture bipède. Tous reconnaissent le fait que le corps humain est encore en évolution et n'est pas encore complètement adapté à la posture debout. Goldthwait (1934) et Cyriax (1978) postulaient que

la structure anatomique du corps affecte largement sa fonction. Un squelette et une musculature bien équilibrés accorderont aux viscères et organes internes, l'espace physiologique nécessaire à leur bon fonctionnement.

Kapandji (1972) soulignait que "l'angle de redressement du tronc n'a pas été entièrement absorbé par la rétroversion du bassin; il persiste un certain angle qui doit être annulé par la courbure du rachis lombaire. Ainsi s'explique cette lordose lombaire qui est d'ailleurs variable selon les sujets et le degré d'antéversion ou de rétroversion du bassin". Ceci n'est pas corroboré par Gracovetsky et Farfan (1986), qui affirment que la lordose lombaire est une structure stable depuis déjà des milliers d'années.

Les courbures lombaires sont dues à la compression des disques intervertébraux, en particulier L₄, pour la forme des corps vertébraux et pour l'obliquité de la surface supérieure du sacrum (Gracovetsky et Farfan, 1986). Utilisant un modèle mathématique de la colonne, ils ont suggéré qu'une lordose lombaire supérieure à L₄-L₅ entraîne des complications lors du soulèvement normal de poids (tâches ménagères par exemple). Caillet (1977) affirmait que la bonne façon de soulever un poids est de tenir l'objet le plus près possible du centre de gravité de la personne, et ceci en basculant le bassin postérieurement, et en

redressant ainsi la colonne lombaire.

Kapandji (1972) a proposé une formule qui démontre que la résistance (R) d'une colonne quelconque présentant des courbures est proportionnelle au carré du nombre de courbures (N) plus un ($R = N^2 + 1$). Donc, si une colonne doit supporter du poids, une courbure double sera plus résistante qu'une courbe simple en forme de "C" puisque la deuxième courbure annulera la première. Ainsi, une colonne en forme de "C" semble être mécaniquement moins résistante qu'une colonne verticale et droite (Asmussen, 1960).

La forme en "S" permet à la colonne de travailler comme un ressort, amortissant l'impact de la force qui est conduite vers le haut à partir du pied et vers le bas à partir de la tête. Asmussen et Klausen (1962) étaient en désaccord avec l'affirmation de Strasser (1913), à savoir que pour amortir les impacts verticaux, la colonne vertébrale doit augmenter toutes ses courbures. Dans une colonne en forme de "S" il se produit trois régions de concentration des contraintes: les sommets des apex des régions cervicale, thoracique et lombaire. Plus exactement, ce sont les régions où l'incidence de dégénération discale est majeure, particulièrement à l'apex lombaire (Fahrni et Trueman, 1965).

Farhni et Trueman (1965) ont démontré qu'à l'origine, l'humain utilisait la posture debout principalement d'une façon dynamique comme

pour la marche. Aussitôt qu'il arrêtait son déplacement, il cherchait un endroit pour s'asseoir ou "s'accroupissait" simplement (à moins qu'il ne trouve une activité statique debout à effectuer). Ainsi, la constitution physique humaine a évolué vers un corps mieux adapté pour se comporter dynamiquement dans la position debout, car, semble-t-il, cette constitution n'est pas aussi bien adaptée pour fonctionner dans une posture debout statique ou quasi statique. En se basant sur des études radiographiques de peuples primitifs qui passent la plupart de leur temps en position accroupie, et sur celles de peuples modernes qui passent la plupart du temps en postures assises ou debout quasi statiques, ils concluent que l'incidence de dégénérescence discale chez les peuples généralement en position accroupie est considérablement moindre que chez les peuples civilisés. Ils suggèrent que la lordose serait impliquée dans la pathogenèse de la dégénérescence discale. De cette façon Farnhi et Trueman (1965) postulent que cliniquement, la réduction de la lordose lombaire est essentielle pour toutes les postures correctes. Dolan et coll. (1988) ont démontré que chez des sujets adultes normaux, plusieurs postures adoptées réduisent la lordose lombaire comparées à une posture debout droite, même si pour cela la posture adoptée augmentait l'activité myoélectrique lombaire. Ohlen et coll. (1989) ont démontré qu'il existe une corrélation positive entre une grande lordose lombaire et les maux

de dos lombaires, et ceci chez les jeunes filles gymnastes.

Asmussen et Klausen (1962) ont démontré que la ligne de gravité chez la majorité des garçons examinés (150 sur 200) passait devant la colonne lombaire, en moyenne à 1cm antérieurement au centre du corps vertébral de L₄. Ils soulignent que si l'axe frontal de rotation de L₄ était localisé antérieurement au centre de son corps vertébral, ceci pourrait confirmer les résultats électromyographiques qui indiquent que la gravité a une tendance à redresser la courbe lombaire, et non, comme postulé par Steindler (1955), à l'aggraver. En effet, si la gravité avait tendance à augmenter la lordose lombaire il faudrait une activité plus marquée des muscles abdominaux et des psoas-iliaques; et s'il n'y a pas de travail musculaire engagé, ce sera le long ligament vertébral antérieur qui supportera le poids (Asmussen, 1960). L'activité musculaire des extenseurs de la colonne étant active dans 75% des cas (Asmussen, 1960), ceci indiquerait une stabilisation de la part des extenseurs de la colonne pour équilibrer le moment de force produit par la force de gravité. Cependant Snijders (1969) affirme que les moments de force sur la colonne lombaire ont tendance à augmenter la lordose lombaire puisque la gravité se projette postérieurement aux vertèbres lombaires et que les muscles psoas et iliaques sont responsables pour le couple de forces antagonistes à la gravité. Ils joueront ainsi un rôle primordial sur

les courbures de la colonne. Pour corroborer les affirmations d'Asmussen (1960) et d'Asmussen et Klausen (1962), Troup et Chapman (1969) ont démontré que les forces musculaires fléchissantes sur la colonne sont nettement plus petites que les forces en extension, et que les moments fléchisseurs causés par les muscles fléchisseurs sont, de façon similaire, plus faibles que les moments causés par les muscles extenseurs. Ainsi, si la gravité a tendance à fléchir la colonne antérieurement, il est logique que la musculature des extenseurs soit majoritaire. À cet égard l'affirmation de Flint (1963) disant que les maux de dos sont causés par une faiblesse des fléchisseurs du tronc paraît controversée. Le problème est de savoir si la ligne de gravité se projette postérieurement, antérieurement, ou exactement sur les vertèbres lombaires. Si la ligne de gravité est postérieure, le dos aura une tendance à tourner postérieurement, requérant ainsi une force antagoniste antérieure. Si la ligne de gravité se projette antérieurement aux vertèbres lombaires, il faut engager une force antagoniste postérieure. Finalement si la ligne de gravité se projette exactement sur les vertèbres L₅ et S₁, le système sera en équilibre, et ceci seulement pour cette section de la colonne vertébrale.

D'autre part, pour Farfan (1978) et Gracovetsky et Farfan (1986) l'arrangement lordotique du système ligamentaire humain fournit deux

grands avantages:

1) comme les ligaments supra-épineux sont à l'arrière des extrémités des apophyses spinales, la lordose lombaire accroît son bras de levier, ce qui augmente son avantage mécanique et diminue les forces de réaction sur les disques intervertébraux; 2) à cause de l'arrangement ligamentaire au moment où la colonne est étirée, il existera une tendance au redressement entre les vertèbres L₃ et S₂, c'est-à-dire que les ligaments tireront les vertèbres vers l'arrière, ce qui minimisera les forces en cisaillement antérieur provoquées lors du soulèvement de poids.

Des recherches faites en Suède par Anderson et coll.(1979) sur la pression intra-discale ont aussi révélé les avantages de garder une lordose lombaire autant en position assise qu'en position debout. L'explication de ce point de vue par Liemohn et coll. (1988) montre qu'un dos lordosé amène la ligne verticale du centre de gravité relativement plus près de la colonne. Ceci amoindrit le moment de force vers l'avant de la colonne, en diminuant la force des érecteurs spinaux nécessaire pour contrebalancer la charge corporelle, ce qui réduira la pression intra-discale.

Les recherches d'Adams et Hutton (1985) révèlent à leur tour que les postures avec faible courbure lombaire ont quelques avantages, tels qu'une amélioration du transport de métabolites à l'intérieur des disques

intervertébraux, une diminution du stress sur les apophyses articulaires et sur la mobilité de la moitié postérieure de l'anneau fibreux, et en plus une compression plus uniforme sur les disques. La posture lordosée a ses désavantages comme l'augmentation du stress sur la partie antérieure de l'anneau et l'augmentation de la pression hydrostatique sur le noyau, quand celui-ci est soumis à des charges élevées. Kramer (1974) souligne que la compression et décompression sur la colonne vertébrale est importante pour la bonne nutrition et hydratation des disques intervertébraux.

Le débat sur le rapport entre les lombalgies et la lordose lombaire est toujours animé de thèses contradictoires. Selon Caillet (1977), 75 % des lombalgies d'origine statique sont liées à une hyperlordose. Keegan (1953), remarquait l'influence d'une lordose lombaire accentuée sur le développement des lombalgies. Cependant, Pope et coll. (1985) ont trouvé que la lordose lombaire n'est pas un facteur pertinent pour les plaintes de maux de dos.

La posture debout est en réalité un léger mouvement continu sur une base stationnaire. L'oscillation est inséparable de la posture orthostatique (Hellebrant, 1938; Whitney, 1958). C'est la perpétuelle recherche de l'équilibre, le *motum continuum* de l'être humain. En effet, Winter et coll.(1990) affirment que les deux tiers de notre masse

corporelle sont précairement équilibrés sur de minces structures et une base de support étroite (les jambes et les pieds, respectivement). Ceci demande une coordination très précise du système d'équilibre.

L'ALIGNEMENT: LA COLONNE, LES MEMBRES INFÉRIEURS ET LA VERTICALITÉ

Hellebrant (1938) est le premier à avoir étudié la position du centre de gravité par rapport à un plan vertical avec une plate-forme de force. En 1972, Kapandji proposait que lorsque l'individu est debout en équilibre normal, la partie postérieure du crâne, la région thoracique du dos et les fesses sont tangentes à un plan vertical. Selon Kendall (1971), le fil à plomb étant utilisé pour représenter la projection de la ligne de gravité sur la surface externe du corps, pour une posture idéale, cette projection doit coïncider avec les repères suivants: légèrement antérieure à la malléole externe; légèrement antérieure à l'axe de l'articulation du genou; légèrement postérieure à l'axe de l'articulation de la hanche; les corps des vertèbres lombaires; l'articulation de l'épaule; les corps de la plupart des vertèbres cervicales; méat auditif externe; légèrement

postérieure au sommet de la suture coronale.

May (1955), en étudiant l'emplacement de la ligne de gravité dans le plan sagittal et son rapport avec la posture debout, a trouvé que la ligne de gravité croise le méat auditif externe et l'angle antéro-supérieur de la première vertèbre lombaire mais ne croise pas l'angle antéro-supérieur de la septième cervicale (C₇). Il ajoute que la projection du centre de gravité tombe approximativement au milieu de la base de support du pied, entre le talon et les articulations métatarsophalangiennes, donc devant la malléole externe.

Contrairement à un postulat de Steindler (1955) qui veut que la ligne de gravité fasse interception avec toutes les courbures vertébrales, Asmussen (1960) démontre dans une étude faite avec 201 jeunes adolescents, que la ligne de gravité passe très près du centre de rotation de L₄ mais ne coupe pas la courbure lombaire, sauf si les muscles abdominaux sont actifs.

D'après Asmussen et Klausen (1962), la ligne de gravité passe, en moyenne, à 1cm devant le centre du corps vertébral de L₄ et n'intercepte pas chacune des quatre courbures de la colonne tel que postulé par Steindler (1955). Cependant les résultats de Klausen et Rasmussen (1968) provenant du même laboratoire 6 ans plus tard, démontrent que la ligne de gravité passe, en moyenne, entre 3 et 4 cm

derrière le centre du disque intervertébral L₄-L₅.

Woodhull et coll. (1985) soutiennent que la projection du centre de gravité se trouve à peu près au milieu de la base de support du corps, à savoir le carré formé par les deux pieds. Ils critiquaient le fait fréquemment décrit par d'autres auteurs que la ligne de gravité doit être centrée sur la cheville. Cependant, si la ligne de gravité tombe dans approximativement sept pour cent du centre géométrique de la base de support, l'intégration posturale humaine ou l'équilibre stable, sera réalisé (Rasch et Burke, 1983, Hellebrant et Fransen, 1943).

Hunt et Massey (1977) soutenaient que toutes les déviations de l'alignement structurel idéal créent un stress inutile sur l'organisme. Le corps travaille sous l'effet de la force de gravité utilisant l'énergie avec économie. Lors d'une étude électromyographique, avant et après l'utilisation de la technique du Rolfing, Hunt et Massey (1977) ont trouvé une diminution ainsi qu'une meilleure organisation et harmonisation de l'activité électromyographique. Et ceci, avant, pendant et après l'exécution des certaines tâches comme marcher, courir, soulever une chaise, lancer un poids, se tenir debout ou couché.

Dans une étude radiographique de la posture, Keegan (1953) démontre que la lordose lombaire, normalement observée dans la station debout, diminue lorsque la hanche est fléchie. Ceci est corroboré par

l'étude goniométrique de Bridger et coll. (1989), qui affirment que la lordose lombaire est inversement proportionnelle à l'extension de la hanche.

During et coll.(1985) révèlent qu'une position anormale de la ligne de gravité dans la posture debout peut être une des causes des maux de dos lombaires.

Les genoux et la ligne de gravité. Le genou est une articulation essentielle autant pour l'orthostatisme que pour le déplacement humain. Il est le principal amortisseur des forces de réaction du sol qui se dirigent de la base des pieds vers le tronc et le crâne.

Carlsoo (1961) et Carlsoo et Molbech (1966) ont étudié l'activité myoélectrique de plusieurs muscles des membres inférieurs et leur rapport avec la ligne de gravité pour différentes postures debout. Ils ont trouvé que, le sujet étant en posture debout avec le genou semi-fléchi, l'activité du biceps fémoral, du droit antérieur et du semi-membraneux était myoélectriquement positive. Ils ont démontré que le biceps fémoral agissait comme un extenseur du genou quand la ligne de gravité passe devant l'axe frontal de rotation du genou, et comme fléchisseur du genou quand la ligne de gravité passe en arrière de l'axe de rotation du genou. Ils concluent que le biceps fémoral agit synergiquement avec le

quadriceps dans l'extension du genou. Cependant, Carlsoo et Molbech (1966) ont été durement critiqués par Andrews et Hay (1983) qui ont trouvé plusieurs limites à leur étude telle l'absence d'un point de référence prédéterminé pour le positionnement du centre de rotation d'un segment donné.

Anderson et coll. (1986) décrivent un modèle où l'augmentation de la flexion du genou (diminution de son angle) cause une diminution de la rotation sacrée et une augmentation de la rotation lombaire. En d'autres termes ils disent que, quand que les genoux fléchissent, ils font tourner le sacrum vers l'arrière (sens inverse des aiguilles d'une montre) et redressent la colonne lombaire. Ainsi l'orientation de la colonne lombaire est influencée par l'angle des genoux. Day et coll. de leur côté (1984) trouvent que la flexion des genoux facilite le redressement de la lordose lombaire, mais n'altère pas l'inclinaison pelvienne.

Smith (1953), lors d'une étude épidémiologique de la posture debout chez 250 sujets (lesquels n'étaient pas conscients du fait qu'ils étaient observés), rapporte qu'une position typique de ces sujets était les genoux hypertendus en rotation interne. Brunnstrom (1972) démontre que l'hyperextension des genoux en orthostatisme entraîne une rotation interne du fémur sur le tibia et que ceci bloquerait les genoux dans cette position: hyperextension et rotation interne. Les membres inférieurs

forment ainsi un arc à convexité postérieure. Pour compenser cet arc, la colonne lombaire augmenterait donc son arc à concavité postérieure: la lordose lombaire.

Oddsson (1990) suggère que, pour que l'équilibre optimal soit atteint, la flexion de l'articulation du genou doit être coordonnée avec le mouvement de la cheville.

La plupart des activités empiriques de perfectionnement de la posture, des arts martiaux à la danse, ainsi que plusieurs thérapies de rééducation posturale (par exemple: Rolf, 1977; Souchard, 1985) ont préconisé et préconisent encore un travail postural avec une grande emphase sur les genoux légèrement fléchis. Les genoux débarrés fonctionnent comme un postulat de base pour la correction de la posture. La position des membres inférieurs est un des facteurs importants qui peuvent affecter la ligne de gravité corporelle et provoquer un changement de la posture du tronc.

Les chevilles et la ligne de gravité. C'est d'abord Babinski (1899) qui a proposé que la cheville agit comme stabilisateur de la posture. Portnoy et Morin (1956) soutiennent que la cheville est le pivot central de l'oscillation antéro-postérieure de la posture debout. Les genoux ont

une influence plus marquante sur les courbes de la colonne vertébrale, tandis que la cheville a une influence sur la posture comme un tout (Steindler, 1955; Hellebrant, 1938).

Smith (1957) démontre que la posture debout est maintenue par des forces actives et passives qui ont tendance à provoquer des flexions plantaires et dorsales sur l'articulation de la cheville. Nashner (1976, 1977) affirme que les premiers stimulus de déclenchement de la réponse posturale ont pour origine la rotation de l'articulation de la cheville.

Plusieurs études soutiennent le fait que la ligne de gravité tombe devant les malléoles externes: Hellebrant (1938) 4.93cm, Fox et Young (1954) 5.36cm, Steindler (1955) 4cm, WoodHull et coll. (1985) 4.9cm, Opila et coll. (1988) 6cm, Fox et Young (1954) ainsi que WoodHull et coll. (1985) et May (1955) trouvent eux aussi que la ligne de gravité tombe antérieurement à l'articulation de la cheville.

Bendix et coll. (1984), et Opila et coll. (1988) ont étudié le déplacement de la projection du centre de gravité en fonction de la hauteur de talons des chaussures. Avec les talons hauts, ils ont trouvé que la ligne de gravité se rapprochait de l'articulation de la cheville et que la lordose lombaire diminuait.

En observant la composition des os qui forment l'ensemble du pied, il s'avère que le calcanéum et l'astragale sont les plus robustes.

Antérieurement à ces deux grands os se trouvent les arches internes et externes du pied et, au bout de cette structure, des os très minces. Ainsi, il semble que les os de l'arrière-pied sont des pièces de soutien capables de supporter du poids pour une longue durée, tandis que l'ossification de l'avant-pied est plus vouée à une fonction dynamique. Les trabécules du tissu osseux correspondent aux lignes de force empruntées dans cette structure. Dans cette étude, ceci va faire l'objet d'une vérification des effets sur la colonne lombaire d'une posture orthostatique reculée où la projection du centre de gravité tombe exactement sur les talons.

POSTURE DEBOUT ET MÉCANIQUE ARTICULAIRE

A l'heure actuelle, les instruments disponibles pour une mesure interne *in vivo* des contraintes, résistances, structures et configurations qui agissent dans le corps humain sont encore d'une portée restreinte. Ainsi pour l'évaluation des forces internes, plusieurs modèles et théories ont été proposés. Cependant, cliniquement, la posture debout demeure plutôt un problème d'estimation, de comparaison de profils et souvent

d'évaluation subjective (Bergmark, 1989; Schultz et coll., 1982a; Schultz et coll., 1983b; Schultz et coll., 1983; et Skogland et Miller, 1980).

Les équations de l'équilibre statique utilisent souvent la technique qui consiste à isoler les structures étudiées dans le *diagramme du corps libre* pour que les lois de la physique newtonienne puissent être appliquées au corps humain. Ceci forme un système imaginaire, et selon Bergmark (1989), une estimation de ce que seraient à peu près les forces réelles agissant sur un système si complexe. Ce n'est pas l'idée de l'emploi du *diagramme du corps libre* qui est en cause, mais le nombre de variables que le chercheur inclut dans son modèle.

Plusieurs auteurs ont tenté de définir la bonne posture. Beck et Killus (1973) ont examiné 150 radiographies latérales de la colonne lombaire avec des modèles mathématiques et statistiques. Ils ont ainsi défini le type idéal de colonne humaine avec de petits écarts de tolérance. En accord avec ces résultats, ils affirment que la théorie des types constitutionnels, où chaque individu aurait sa propre configuration structurelle, ne peut pas être confirmée, et ils concluent leur étude en indiquant les niveaux limites de tolérance des courbures d'une colonne idéale. Ainsi, Beck et Killus (1973) proposent que la colonne humaine ait une seule forme seule: parfaite, unique et idéalisée.

Une détermination mathématique d'une posture étalon pour la population en général aura une valeur douteuse selon Bonne (1969) qui dit qu'il y a autant de postures normales qu'il y a de poids corporels. De plus, During et coll.(1985) remarquent qu'il y a une absence complète de critères pour standardiser une posture normale. Pour Kendall (1971), la détermination d'une bonne posture se fait en analysant la superposition des structures de support avec la ligne de gravité. Mandall (1981) affirme que l'enseignement de l'anatomie a toujours mis l'accent sur une posture anatomique "normale", mais que personne n'assume cette position de façon spontanée.

Anderson et coll.(1986) ont étudié la cinématique et la cinétique du soulèvement de poids et la flexion de la colonne avec des marqueurs faits de tiges d'aluminium placées sur les apophyses épineuses des vertèbres. Ces données montrent que le bassin pivote postérieurement pendant que la personne s'accroupit. Ainsi, lorsque les angles de rotation sagittale du genou diminuent (genou en flexion), les angles de rotation sagittale du pelvis augmentent (rotation postérieure du bassin ou redressement lombaire). La flexion du genou est donc directement corrélée avec l'angle de la lordose lombaire. Ainsi le degré de flexion du sacrum sur la hanche et le degré de flexion de L₅ sur le sacrum dans la posture statique est influencé principalement par *l'angle du genou* et par

l'angle du tronc. Les poids soulevés n'ont qu'une influence minime sur les degrés de rotation sagittale des articulations observées contrairement à ce que Farfan (1975) postulait. Ainsi Anderson et coll.(1986) ont pu développer un modèle de prédiction pour les angles du sacrum et L₅-S₁ en différentes positions debout.

Snijders (1969) a fait des radiographies de la colonne lombaire pour ensuite les numériser. Avec un modèle de la colonne lombaire ressemblant à une tige comprimée, il a calculé les forces en compression et les moments appliqués aux deux extrémités de la colonne lombaire. Les forces résultantes trouvées donnent l'impression que les muscles psoas-iliaques sont les responsables de la courbure lordotique que la colonne présente. D'après les conclusions de Snijders (1969), le stress sur la colonne vertébrale sera plus grand là où les caractéristiques suivantes sont présentes: 1) une grande rotation angulaire entre vertèbres adjacentes, 2) fréquents mouvements de rotation, 3) grande pression du poids corporel sur cette région, 4) hauteur des disques maximale. La colonne lombaire présente toutes ces caractéristiques.

Krauss (1976) a utilisé un modèle mathématique pour explorer l'influence de la lordose sur le stress de la colonne humaine. Il a démontré que les colonnes aplaties ont tendance à s'écrouler en flexion, tandis que les colonnes plus courbées ont tendance à s'écrouler en

torsion.

Asmussen (1960) affirme qu'un équilibre passif du corps humain est une rare exception, quelque chose de difficile à obtenir et même plus difficile à maintenir, mais pourtant pas impossible. À l'aide de la radiographie et de la mesure de l'activité EMG, il a étudié la posture debout. Il conclut que le moment de force causé par la gravité est neutralisé par un seul groupe musculaire à la fois, le plus souvent les muscles du dos. Seulement dans 20 à 25% des cas, la force de gravité sera neutralisée par les abdominaux. Dans ce cas, la force de gravité aura tendance à diminuer la lordose lombaire.

Résumé. Toutes ces recherches ont produit plusieurs modèles biomécaniques pour prédire les forces sur la colonne vertébrale et sur les membres inférieurs lors de la posture debout. Malgré la technologie disponible, on ne peut, à l'heure actuelle, que conclure que les anciens postulats de base de la mécanique statique newtonienne sont ceux qui nous donnent les meilleures réponses: plus le bras de levier d'une résistance sera petit, plus le moment de force causé par cette résistance sera également petit. Donc, il y aura moins de contrainte exercée au niveau des structures. Ainsi, pour maintenir une colonne déchargée des poids et des forces de compensation secondaires et stress, il faut

rapprocher les poids à soutenir de la ligne de gravité du système. C'est ainsi que les résultats d'Anderson B.J.G. et coll.(1977) et d'Anderson C.K. et coll.(1986) démontrent une faible ou légère différence sur la rotation sagittale de la colonne, lorsqu'ils ajoutent des charges axiales. En suivant la logique des lois de la mécanique, pour qu'un effort minimal soit produit au niveau des structures de support de la posture, et pour que les conséquences entre stress et lésions soient aussi mineures, les os doivent être superposés de façon à ce que la ligne de gravité passe directement par le centre de chaque articulation (Wells et Luttgens, 1976).

ÉLECTROMYOGRAPHIE ET LA POSTURE DEBOUT

L'électromyographie (EMG) permet d'identifier l'activité électrique des muscles pendant un mouvement ou une attitude donnés. Les études revues dans cette section portent sur les recherches électromyographiques de la musculature anrigravitaire en station debout quasi statique.

Plusieurs auteurs ont déjà étudié l'EMG des muscles antigravitaires

pour une posture debout au repos (Duchenne, 1867; Beevor, 1903; Joseph et Nightingale, 1952; Floyd et Silver, 1955; Portnoy et Morin, 1956; Joseph et McMoll, 1961; Asmussen, 1960; De Vries, 1965; Klausen et Rasmussen, 1968; Okada, 1972; Donish et Basmajian, 1972; Anderson et coll., 1977; Hunt et Massey, 1977; Soames et Atha, 1981; Schultz et coll., 1982a et 1982b; et Woodhull-McNeal 1986). Aucune de ces recherches n'a pu démontrer clairement l'activité électrique musculaire pour la station debout; les conclusions varient beaucoup, ainsi que les définitions des postures debout étudiées.

Joseph et Nightingale (1952), en étudiant les muscles soléaire et gastrocnémien, ont mesuré avec des électrodes de surface une activité électrique très faible et même quelques périodes de silence musculaire (non-activité) lors de la posture debout. Ils concluent que, quand les jambes transmettent le poids corporel total au sol, et ceci à travers ses structures osseuses, il n'existe pas de signal électrique détectable. Les techniques de mesure ne permettaient probablement pas de détecter la présence ou l'absence de signaux faibles provenant des muscles du mollet. Ceci suggérerait la possibilité que le maintien postural soit sous la responsabilité des ligaments.

Portnoy (1956) a étudié l'EMG des EXTCOL, QUAD, GAST et IJ pour la posture debout au repos avec les genoux immobilisés

passivement en extension. Des électrodes de surface ont montré une activité musculaire toujours présente sauf pour les quadriceps.

Joseph et McMoll (1961) ont étudié les EXTCOL de C₄ jusqu'à S₂ pour la posture debout relaxée avec les sujets portant des souliers. La sensibilité minimum de leur appareillage était de 3 μ v avec des électrodes de surface, mais ils considéraient 5 μ v comme non activité. Néanmoins, ils ont trouvé plusieurs périodes de silence myoélectrique au niveau de L₃ et une grande activité myoélectrique entre T₉ et T₁₁. Ils concluent que les structures passives (disques, ligaments, etc.) diminuent considérablement l'effort musculaire.

La présence d'une activité myoélectrique pour les muscles soléaire et gastrocnémien en posture debout a été détectée par quelques auteurs (Joseph et Nightingale, 1952; De Vries, 1965; et Woodhull-McNeal, 1986). Cependant une activité musculaire inconstante pour les muscles gastrocnémien et soléaire a été détectée par Soames et Atha (1981). Le tibial antérieur est myoélectriquement actif selon les études de Portnoy et Morin (1956), et De Vries (1965).

Quelques auteurs ont remarqué l'absence d'activité myoélectrique pour les extenseurs de la colonne au niveau lombaire chez plusieurs de ces sujets (Floyd et Silver, 1955; Joseph et McMoll, 1960; Donish et Basmajian, 1972). Au contraire, d'autres auteurs tels Asmussen (1960),

Portnoy et Morin (1956), De Vries (1965), Klausen et Rasmussen (1968), Anderson et coll.(1977), Schultz et coll.(1982a et b), Woodhull-McNeal (1986), ont rapporté de l'activation EMG dans les muscles extenseurs du tronc.

Le muscle psoas montre de l'activité EMG en orthostathisme dans les études de Basmajian (1958) et Nachemson (1966 et 1968), et il est myoélectriquement inactif dans l'étude de LaBan et coll.(1965).

Klausen et Rasmussen (1968) ont étudié l'EMG des EXTCOL, ABD et OEX par rapport à la ligne de gravité avec des radiographies et une plate-forme de force. Avec un protocole semblable à celui d'Asmussen (1960), ils ont trouvé qu'au moment où le sujet se penchait vers l'avant et se reculait vers l'arrière, l'activité des ABD cessait quand la ligne de gravité se trouvait à trois centimètres derrière le centre du disque L₄-L₅, et était ensuite remplacée par l'activité des EXTCOL.

Soames et Atha (1981) en étudiant la posture debout à l'aise et redressée, ont trouvé des périodes de silence et des activités musculaires très faibles pour la plupart des dix-huit muscles antigravitaires qu'ils ont étudié. Ceci incluait les muscles GAST, SOL, et EXTCOL.

Woodhull-McNeal (1986), lors de son expérimentation sur la posture debout a rapporté une activité myoélectrique pour les EXTCOL de 1 μ v, pour les OEX de 2,5 μ v, et pour les ABD de 0,7 μ v. Il a attribué

l'activité musculaire toujours présente des EXTCOL, ABD, et OEX à la théorie proposée par De Vries (1965), où les muscles agissent comme des câbles tendus pour tenir le squelette. Il faut cependant se demander si, lors d'une activité aussi réduite, ceci ne représenterait pas qu'un tonus postural. Ce tonus postural serait-il alors capable de développer une tension suffisante pour équilibrer le corps? Parfois le corps humain peut être tellement bien aligné que l'activité basale enregistrée par l'EMG ne représente qu'un tonus musculaire antigravitaire de soutien du propre poids du muscle, puisque la plupart des muscles antigravitaires sont placés verticalement dans la station debout. Kelton et Wrigth (1949) ont suggéré que la posture debout peut être maintenue sans activité musculaire à travers un équilibre passif.

La majorité des études électromyographiques revues comprenaient des problèmes techniques ou méthodologiques, tels le manque de sensibilité de l'instrumentation, le manque de précision de la mesure et la synchronisation avec une étude cinématique.

Lorsque la plus petite activité musculaire possible dans une station debout stable est recherchée, les conditions du laboratoire tel que l'environnement où se déroule l'expérimentation, l'état psychologique créé dans le but envisagé par les chercheurs, l'expérience du sujet avec la tâche demandée et sa capacité de concentration sont tous des

facteurs à considérer.

Pour la plupart des recherches revues dans cette section il était impossible de discuter en termes techniques d'acquisition et de traitement des données pour la simple raison que les auteurs n'ont pas fourni d'informations suffisantes. Seulement Woodhull-McNeal (1986) et De Vries (1965) semblent avoir utilisé des équipements et procédures appropriés.

Un point important à souligner concerne les définitions de la posture debout utilisée dans chaque étude. Aucun des auteurs n'étudie la posture debout avec une rigueur cinématique ou en adoptant une certaine normalisation de la posture debout. Même si Bonne (1969) affirme qu'il y a autant de postures debout qu'il existe de poids corporels, il faut bien avoir un point de repère pour la comparaison entre les résultats de chaque étude. Ainsi, comment peut-on savoir quelle est la différence ou la ressemblance entre: "easy erect standing", "typical relaxed", "easy standing position off rest", "upright at ease", "standing at ease", "spontaneous upright posture"...., pour ne citer que quelques uns de ces termes plutôt subjectifs. En plus, quelques auteurs ont étudié leurs sujets avec souliers, d'autres avec le bassin immobilisé ou les genoux "verrouillés". Quelques auteurs cherchaient la posture debout la plus confortable pour les sujets.

Un autre point à soulever est le côté du corps étudié: les différences entre les résultats EMG sont énormes entre le côté droit et le côté gauche du corps (Soames et Atha, 1981; Floyd et Silver, 1955; Joseph et McMoll, 1961; et Schultz et coll., 1982a et b).

Le problème de la normalisation de la posture est relatif à l'emplacement du corps humain dans l'espace. Dans une posture debout les seuls points "fixes" du corps seront la plante des pieds. Il est déjà clair que la posture debout stable est une oscillation de la projection du centre de gravité sur la base de support du corps (Hellebrant, 1938; Oddsson, 1990). Ainsi, la recherche sur la posture humaine doit tenir compte non seulement de l'EMG, mais aussi de l'orientation et de la position segmentaire du corps. En plus, ce corps n'est pas un bloc rigide mais il est articulé: chacun des ses segments peut bouger librement, ce qui augmente beaucoup les possibilités de ce corps pour osciller dans l'espace.

Une façon de standardiser la posture debout serait de tracer la projection de la ligne de gravité du sujet acquise sur une plate-forme de force de pair avec la cinématographie (ou la photographie) et l'EMG. Ainsi le déplacement des points de repère par rapport à la ligne de gravité et l'activité EMG pourraient être comparés.

RÉSUMÉ GÉNÉRAL

Plusieurs études se réfèrent à une période de silence myoélectrique de la musculature antigravitaire. Selon De Vries (1965) le manque d'activité électrique des muscles antigravitaires énoncé dans certaines recherches serait dû à un équipement inadéquat et à un échantillonnage inadéquat.

Cependant, plus récemment, Soames et Atha (1981) ont révélé que l'activité électrique des muscles antigravitaires est généralement très basse et souvent absente, et que l'électromyogramme des muscles du côté droit et celui du côté gauche sont remarquablement différents. Cette recherche prétend que les mécanismes réflexes du contrôle postural ne seront probablement pas valides pour des petits ajustements de l'équilibre postural, puisqu'il faudra des mouvements beaucoup plus violents qu'une simple oscillation pour pouvoir déclencher les réflexes myotatiques.

Il faut remarquer aussi que la corrélation entre le raccourcissement des ischio-jambiers et l'aplatissement de la courbure lombaire (Toppenberg et Bullock, 1986; Bridger et coll., 1989) peut être causée par une compensation de la force exercée par le muscle psoas. Une autre

cause de ce raccourcissement sera que l'activité des ischio-jambiers sont à la fois une compensation et un couple antagoniste de la force fléchissante antérieure de la gravité sur la colonne (Snijders, 1969).

À propos de l'étude de Snijders (1969) sur les moments de force produits sur la colonne par la gravité, et à propos de son impression que le muscle psoas-iliaque est actif dans la mécanique de la posture debout et de la courbure lombaire, il faut remarquer la nécessité que des recherches futures soient faites sur ce muscle.

Un fait étonnant émergeant de cette revue de littérature est que la posture debout n'a jamais été étudiée dans une position normalisée, par rapport à un facteur prédéterminé. De plus, aucune étude EMG de la posture ne présente de synchronisation avec la position spatiale du corps. Ainsi il est difficile de comparer et d'évaluer les recherches.

Les résultats de Smith (1953), après une longue étude sur l'attitude humaine debout, sont les suivants: 1) la position orthostatique est constituée par une série de postures relativement statiques, séparées par de brefs intervalles de mouvements; 2) une posture peut être symétrique dans sa forme, mais 3) la posture debout est plus communément asymétrique, le poids du corps reposant presque entièrement sur un des pieds; 4) les différentes postures de la position orthostatique ne persistaient pas plus d'une minute, la moyenne de leur

durée étant d'environ trente secondes; 5) en alternant les postures, on rend intermittente la force sur les structures de support; et 6) il convient d'envisager que de longues périodes répétées d'immobilité dans une même posture orthostatique peuvent engendrer des troubles posturaux. Ceux-ci sont accrus si le poids n'est pas supporté par les structures appropriées. Ainsi, si une posture physiologique n'est pas adoptée, il est évident qu'il ne sera pas possible de rester debout plus de quelques secondes.

Dans une posture debout quasi statique, l'oscillation *active* autour de la projection du centre de gravité associée à une respiration pulmonaire *active* pourra permettre la simulation de l'effet charge-décharge sur la colonne et ainsi stimuler l'apport en nutriments vers les disques intervertébraux, comme proposé par certains auteurs (Kramer, 1974; Adams et Hutton, 1985; et Fahrni, 1966; Jeong, 1991).

La posture debout avec le dos légèrement redressé est la posture adoptée naturellement par les personnes en bonne santé, même si elles n'ont jamais eu d'instructions sur la nécessité d'être ainsi debout et redressé (Fahrni, 1966). Néanmoins, Steindler (1955) et Kapandji (1972) affirment que la configuration de la colonne humaine rend impossible d'être debout et de redresser en même temps toutes ses courbures dorsales.

Fahrni (1966) recommande que la posture debout soit une posture assumée avec l'intention de *faire* quelque chose et non pour simplement relaxer ou passer le temps. Pourtant, il faut être bien conscient au moment de prendre l'inévitable attitude debout, et penser au rapport coût-bénéfice global de l'orthostatisme. Si le redressement total du dos est impossible, faut-il l'envisager comme un but ultime, comme la forme recherchée?

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

Cette étude consiste à analyser l'influence, dans la posture debout, des différentes positions articulaires des chevilles et des genoux sur l'activité myoélectrique produite au niveau lombaire, abdominal et au niveau des membres inférieurs, et aussi sur le déplacement de la ligne de gravité au niveau lombaire L₃. La posture debout est analysée selon l'orthostatisme le plus confortablement adopté par l'individu et selon différentes positions des membres inférieurs.

Cette section consiste en la présentation de la méthodologie expérimentale de l'étude, divisée en sous-sections: instrumentation utilisée et protocole expérimental.

INSTRUMENTATION

Cette section traite de l'instrumentation qui a été utilisée pour l'acquisition des données. Les principales techniques de mesure sont l'électromyographie (EMG), la photographie, et l'anthropométrie. Une plate-forme de force (dynarnographie) a été utilisée pour indiquer l'emplacement exact de la projection du centre de gravité sur le sol, et

pour fournir un biofeed-back visuel et sonore au sujet. L'EMG et les photographies ont été synchronisées lors de l'expérimentation.

Électromyographie

Le potentiel électrique musculaire brut des muscles paravertébraux lombaires au niveau de L₃, du grand droit de l'abdomen au niveau de l'ombilic, du droit antérieur de la cuisse, du biceps fémoral, du tibial antérieur et du triceps sural a été recueilli à l'aide d'un système d'acquisition de données (BioAd 1.2, Université d'Ottawa, 1992).

À cause de limitations matérielles, seule l'activité des muscles du côté droit du corps a été examinée. Des électrodes de surface (Medi-Trace pellet electrodes) faites d'un alliage chlorure argent/argent ont été utilisées. Les paires d'électrodes ont été placées parallèlement aux fibres musculaires au-dessus du point moteur des muscles mentionnés ci-dessus. Selon Delagi, Perotto, Iazetti et Morisson (1980), la distance entre les électrodes doit être de 2.5 cm pour un meilleur rapport signal/bruit. L'impédance de la peau devra être réduite à un maximum de 20 k Ω . Ceci a été réalisé en rasant les poils et en frottant la peau avec de l'alcool et du bicarbonate de sodium. Une électrode de référence servant de commun a été positionnée sur le repère osseux le plus proche, entre le coeur et le muscle étudié.

Le signal électromyographique brut a été amplifié à l'aide de pré-amplificateurs avec un gain de 375. Le signal amplifié a été ensuite converti numériquement à l'aide d'un système d'acquisition de données (BioAd 1.2, Université d'Ottawa, 1992) relié à un micro-ordinateur (PC 386-33 MHz). Le système d'acquisition de données permet d'échantillonner le signal EMG amplifié à 1000 Hz pour une période de trois secondes, tout en synchronisant l'EMG avec les caméras photographiques.

Photographie

La combinaison de plusieurs photographies permet la représentation en trois dimensions d'un objet quelconque dans l'espace (dans cette étude, l'objet en question est le corps humain). Pour l'analyse détaillée du déplacement, la mesure de la position de chacun des segments est nécessaire dans chacune des positions debout étudiées. A cet effet, la technique de la transformation linéaire directe (DLT) proposée par Marzan et Karara (1975) a été utilisée. Selon Challis et Kerwin (1992) la technique du DLT offre plusieurs avantages: 1) l'intersection des axes optiques des caméras n'est pas nécessaire; 2) les positions des caméras sont arbitraires et n'ont pas besoin d'être connues; 3) seulement deux caméras sont nécessaires; et 4) des

caméras supplémentaires peuvent être utilisées.

Le DLT permet de reconstruire en trois dimensions un objet photographié ou filmé. La technique de reconstruction tridimensionnelle consiste à placer un objet de calibration de dimensions connues entourant l'espace où un objet de dimensions inconnues sera placé. L'objet de calibration est ainsi photographié et ensuite enlevé pour que l'activité puisse prendre place. Dans l'espace à calibrer, une tige contenant un point d'origine et un point repère est aussi placée. Cette tige reste toujours en place, tant dans les photos de calibration que dans les photos de reproduction. Les points d'origine et de repère servent de référence pour la reproduction tridimensionnelle de l'objet inconnu.

Dans la présente étude, une cage en aluminium contenant douze points de contrôle connus a été utilisée comme objet de calibration (figure 1). Selon Challis et Kervin (1992), il est plus important d'encercler l'espace où se déroulera l'activité que de le remplir de points. Selon Wood et Marshall (1986), la distribution de points de contrôle est plus importante que le nombre de points. Quelques points bien distribués dans l'espace fournissent des résultats minutieux.

Les différentes postures ont été photographiées dans le plan sagittal droit et frontal postérieur du sujet, ceci à l'aide de trois appareils-photo Minolta de 35 mm. Ceux-ci ont été placés à 90 degrés, 135

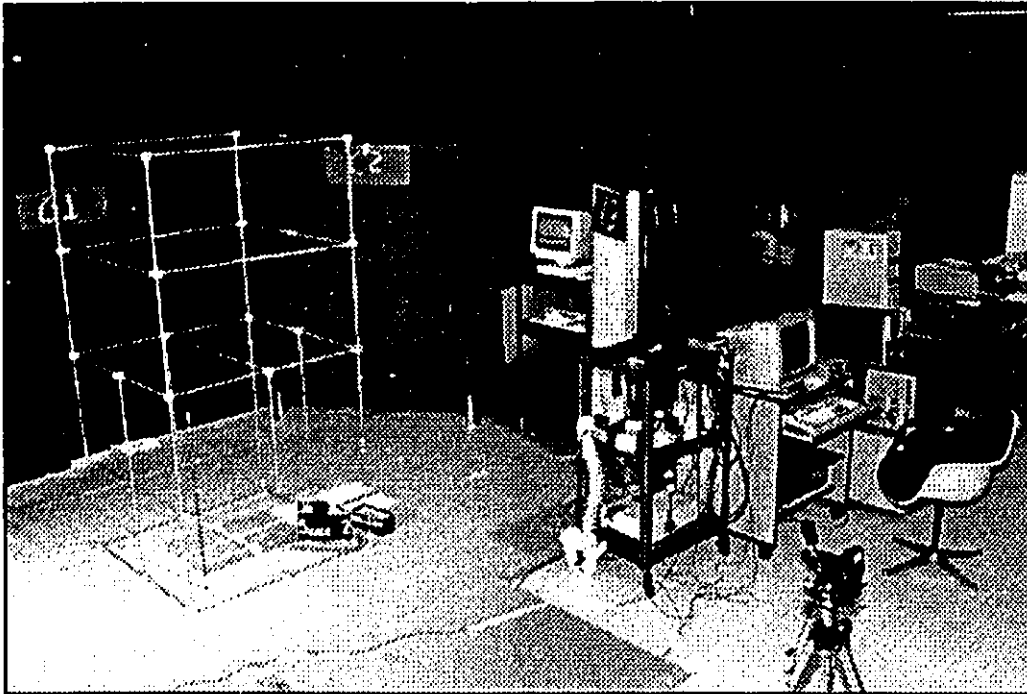


Figure 1: Cage de calibration.



Figure 2: Placement des appareils-photographiques.

degrés et 180 degrés par rapport au plan frontal droit du sujet (figure 2). Un tel placement des appareils-photo permet l'étude du développement des segments photographiés dans le plan sagittal droit. Les trois appareils-photo furent synchronisés à l'aide d'une boîte de synchronisation développée au laboratoire de biomécanique de l'Université d'Ottawa. Cette boîte a été branchée sur le système d'acquisition de données BioAd 1.2 (Université d'Ottawa, 1992).

Des marqueurs auto-adhésifs contrastant ont été utilisés pour rendre visibles les points de repère sur les diapositives. Les marqueurs ont été placés sur le côté droit et sur le dos de chaque sujet. Les points repères suivants ont été sélectionnés (Winter, 1990; Bryant et coll., 1989): calcanéum; partie distale du cinquième métatarse; cheville, sur la malléole latérale externe; genou, sur le bord externe du plateau tibial; hanche, sur la protubérance du grand trochanter; crête iliaque antéro-supérieure (CIAS); crête iliaque postéro-supérieure (CIPS); au niveau de la première vertèbre sacrée; au niveau de l'apophyse épineuse de la troisième vertèbre lombaire; aux niveaux des douzième, septième, et première apophyses épineuses thoraciques. Des marqueurs ont également été placés au milieu des bords latéraux de la plate-forme de force.

Anthropométrie

Les mesures anthropométriques suivantes ont été prises au début de l'expérimentation: la masse; la taille du sujet debout; la mesure des circonférences de l'abdomen (tour de taille) et des hanches (tour des fesses); la flexibilité du tronc (selon le Physitest Canadien, 1986); l'hyperextension maximale du genou; l'angle du genou dans la P1 (position choisie par le sujet); la distance de la malléole externe à la PCG dans P1 (voir annexe I, Données Anthropométriques).

Dynamométrie

Une plate-forme de force de marque Kistler a été utilisée. La dynamographie a permis l'analyse de la projection du centre de gravité (PCG) sur la base géométrique de support. Une fonction spéciale du logiciel Bioware 1.1 (Kistler Instrument Corp., 1991, 1992) a servi comme source de biofeed-back visuel et sonore pour les déplacements PCG faits à partir de l'articulation de la cheville (Figure 3).

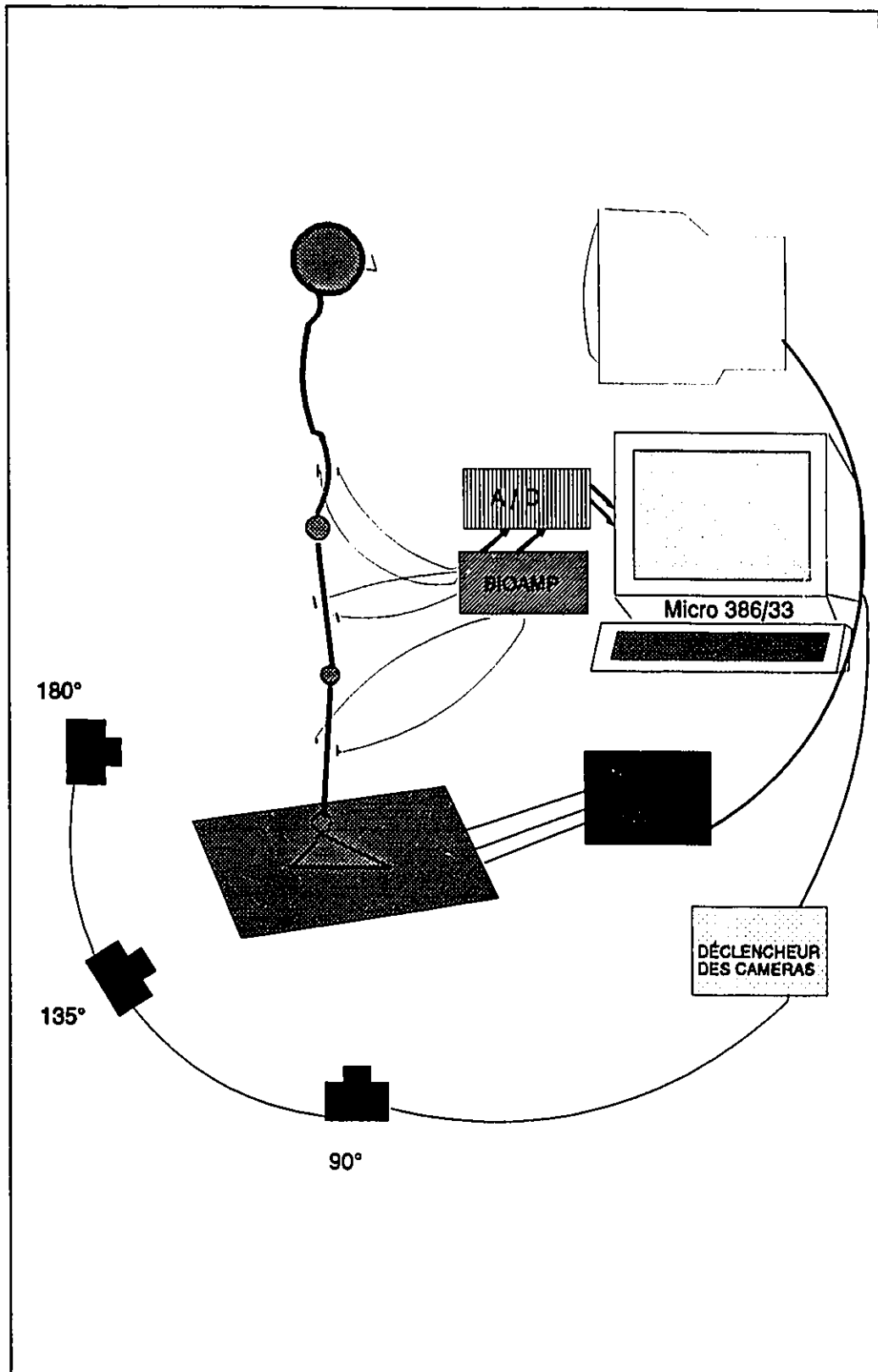


Figure 3: Système d'acquisition des données.

PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Cette section traitera du choix des sujets, des postures étudiées et des procédures expérimentales.

Choix des sujets

Les sujets qui ont participé à cette expérience ont été sélectionnés sur une base de volontariat. Vingt sujets adultes de sexe masculin âgés de 19 à 36 ans (Moyenne d'âge: 24.2 ans. Écart-type: \pm 5 ans) participaient à la phase expérimentale du projet.

La raison du choix du sexe masculin repose sur le fait que le sexe influence la résistance passive du genou à un mouvement angulaire, et ceci dans l'amplitude fonctionnelle de l'articulation (Such et coll., 1975; Heerkens et coll., 1985). Dans l'échantillon de cette étude, l'extension maximale (hyperextension) du genou varie de 0 à 23 degrés, avec une moyenne de 10.4 degrés (annexe I - Données Anthropométriques).

Les sujets sélectionnés devaient avoir une histoire médicale asymptomatique au niveau des malaises de la colonne lombaire, ainsi qu'au niveau thoracique et cervical puisque des problèmes de ce genre peuvent provoquer un phénomène de compensation. Ils devaient en outre n'avoir eu aucune blessure grave aux membres inférieurs. Les sujets

ayant une posture pathologique comme la scoliose, et les sujets ayant des troubles neurologiques pouvant affecter les résultats de cette étude n'ont pas été acceptés.

Le ratio abdomen/hanche (RAH) - ratio de l'abdomen (tour de taille) divisé par les hanches (tour des fesses) - suggéré par le Physitest Normalisé Canadien (1986, p. 30, 31) a été utilisé. Ce ratio permet de normaliser l'échantillon des sujets par rapport à leur constitution corporelle. Ainsi les sujets âgés de 20 à 29 ans ayant un RAH plus grand ou égal à 0.91, et les sujets âgés de 30 à 39 ans ayant un RAH plus grand ou égal à 0.90 ont été rejetés. Le RAH moyen des sujets était 0.83, avec un écart type de 0.04 (voir annexe I, Données Anthropométriques).

Les sujets devaient prendre cinq postures debout différentes comme spécifié dans le protocole expérimental. Un formulaire de consentement pour la participation à l'étude et une formule descriptive du protocole expérimental (voir annexe II, Formule de Consentement) ont dû être lues, bien comprises et signées par le sujet.

Postures

Les postures ont été déterminées à partir de la variation angulaire des articulations des membres inférieurs dans le plan sagittal. La posture

debout relaxée adoptée naturellement par chaque sujet était la position-critère servant à établir les autres positions. Quatre différentes positions ont donc été déterminées à partir d'une combinaison de deux angles des genoux et de deux déplacements de la cheville. La posture naturellement adoptée a été utilisée comme posture témoin (ou facteur de normalisation) telle que choisie par chaque sujet. Toutes les postures ont été standardisées: les sujets étaient pieds nus, les pieds placés en parallèle, directement en dessous des articulations coxo-fémorales, la tête droite et le regard horizontal fixant un écran d'ordinateur placé devant eux. Une comparaison entre l'EMG de la posture témoin et l'EMG des postures standardisées a aussi été faite.

La position du tronc n'a pas été contrôlée tant que les paramètres établis dans la section des déplacements angulaires des chevilles pour la projection du centre de gravité étaient respectés. Toutefois le sujet devait être le plus redressé possible, tout en étant le plus confortable possible.

Différentes postures étudiées

Les angles de l'articulation du genou établis pour cette étude ont été les suivants: a) extension maximale des genoux: hyperextension ou extension complète (selon la limite d'extension du genou de chaque

sujet); b) genoux à 170 degrés, soit une flexion de 10 degrés. L'angle de flexion du genou a été contrôlé par une tige en aluminium pliée à 10 degrés et placée sur le genou droit du sujet. Au moment où le sujet trouvait son équilibre, cette tige était enlevée et la collecte des données était faite.

Au moment de la collecte des données, le sujet devait retenir sa respiration après l'expiration pour une période de 5 secondes, et ceci pour chacune des postures. Jeong (1991) a démontré que l'équilibre dans une posture debout est plus stable si le sujet retient sa respiration après l'expiration plutôt qu'après l'inspiration.

La position de la projection du centre de gravité (PCG) sur la base de support a été établie par deux variations angulaires de l'articulation de la cheville: a) La PCG passant exactement sur les malléoles externes; b) La PCG passant devant les malléoles externes. La valeur de 5% de la taille du sujet en position debout (dénommée pourcentage de la taille: PT) a été utilisée pour normaliser la distance entre la PCG et la malléole externe droite, et ceci pour les conditions 2 et 4. Par exemple: un sujet de 175 cm placera son centre de gravité à 8.75 cm de la malléole externe, ce qui correspond à 5% de sa taille. La position du centre de gravité a été établie par un biofeed-back provenant de la plate-forme de force Kistler et du logiciel Bioware 1.1 (Kistler, 1991, 1992). Un micro-

ordinateur 386 a été utilisé comme agent de rétro-action. L'écran de l'ordinateur a été placé devant la plate-forme de force et exhibait la représentation de celle-ci, permettant ainsi au sujet de suivre visuellement la projection de son centre de gravité. Le sujet pouvait placer sa cheville à la distance désirée de sa PCG. Le sujet était donc invité à placer sa PCG sur le centre de la plate-forme et à bien tenir cette position avant la collecte des données. La distance a été mesurée à l'aide d'un mètre à ruban fixé sur la plate-forme.

Il a été clairement expliqué au sujet que le déplacement d'ajustement de la PCG se faisait à partir de la variation angulaire de la cheville. Le déplacement du corps devait se faire en bloc, comme un pendule inversé. Le tronc devait être maintenu libre, relaxé, redressé et confortable. Les postures suivantes ont été utilisées:

1) La position debout (1) choisie par le sujet comme étant la plus naturelle et la plus confortable possible (PDN).

Les quatre autres positions debout furent effectuées à partir de la position critère (PDN) et conforme aux quatre combinaisons possibles d'angle du genou et des PCGs établies ci-dessus.

2) La position debout (2), la combinaison d'une extension maximale du genou et de la PCG passant devant les malléoles externes.

3) La position debout (3), la combinaison d'une extension maximale du genou et de la PCG passant exactement sur les malléoles externes.

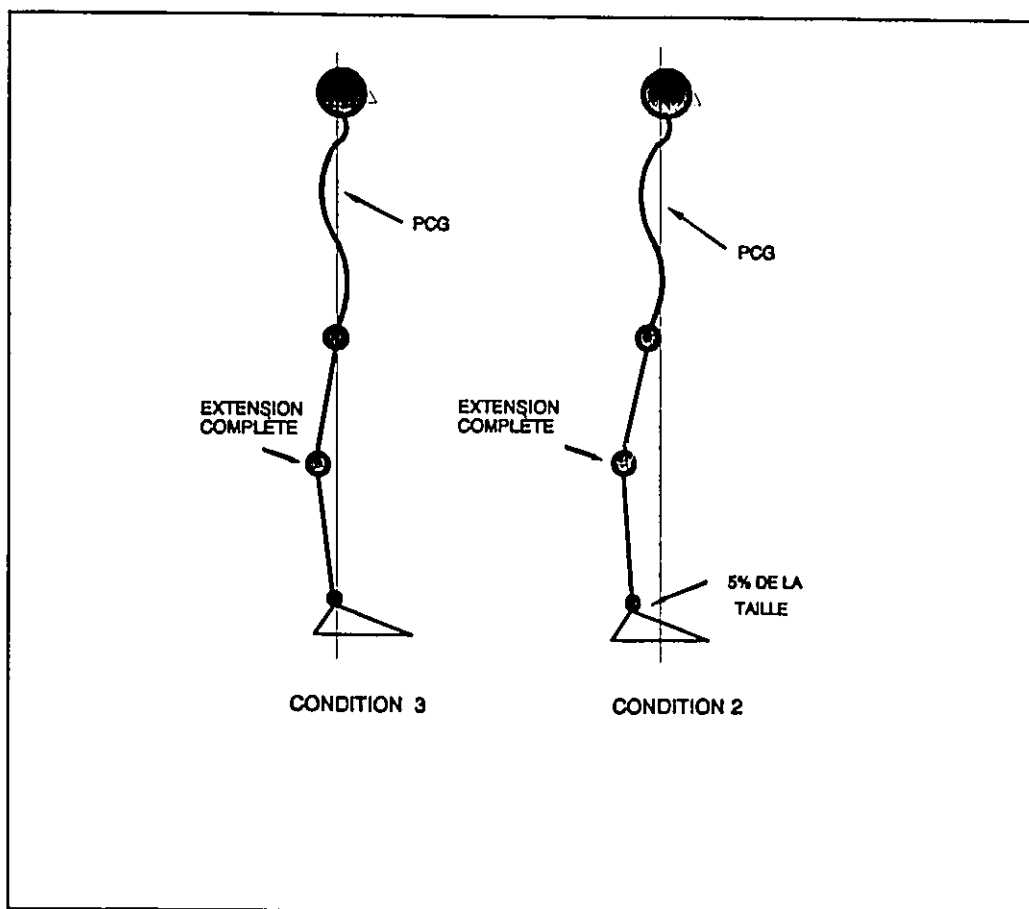


Figure 4: Positions debout avec les genoux en extension.

4) La position debout (4), la combinaison d'une flexion du genou à 10 degrés et de la PCG passant devant les malléoles externes.

5) La position debout (5), la combinaison d'une flexion du genou à 10 degrés et de la PCG passant exactement sur les malléoles externes.

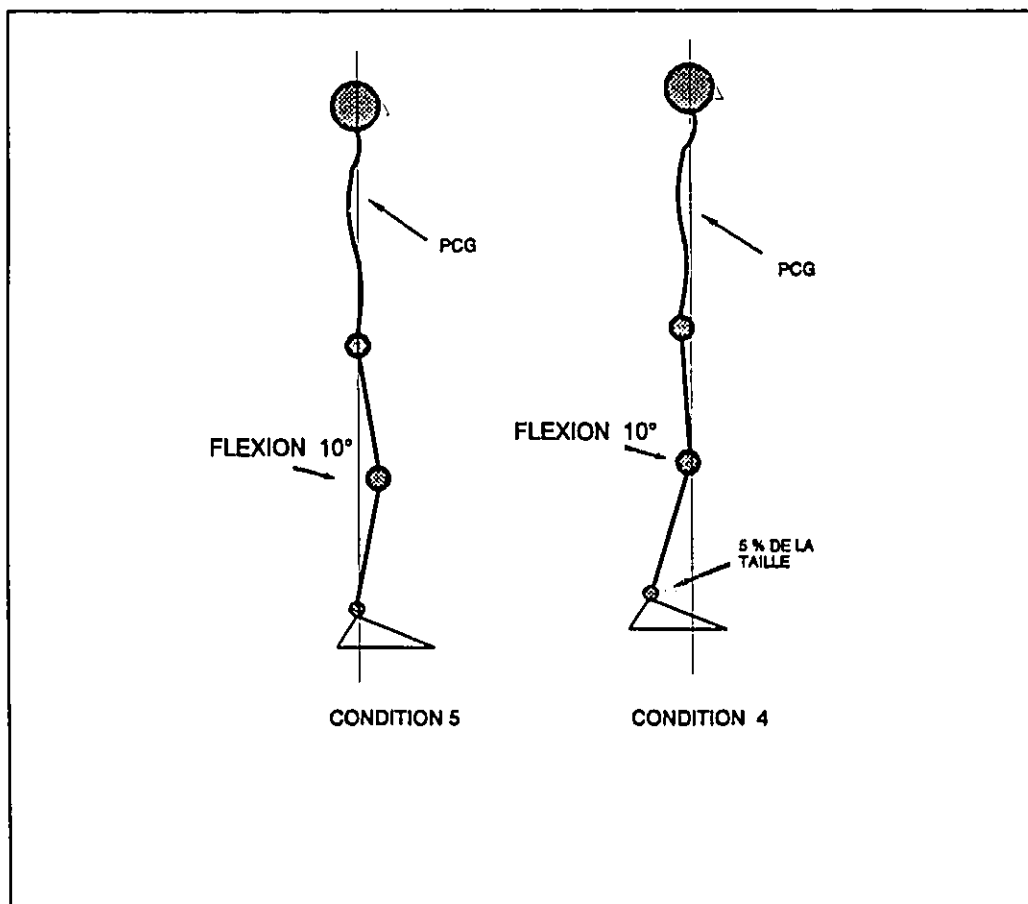


Figure 5: Postures debout avec les genoux en flexion.

Procédure expérimentale

D'abord le sujet a été invité à lire la formule descriptive des procédures expérimentales et à signer le formulaire de consentement. Ensuite, les mesures anthropométriques ont été prises. Peu après, c'était la mise en place des électrodes EMG de surface sur les points moteurs appropriés ainsi que des marqueurs photographiques. Dans le but de familiariser le sujet avec l'environnement de l'expérimentation et les procédures utilisées, chaque sujet a été invité à essayer la posture debout qu'il jugeait la plus confortable et la plus naturelle possible (P1 ou

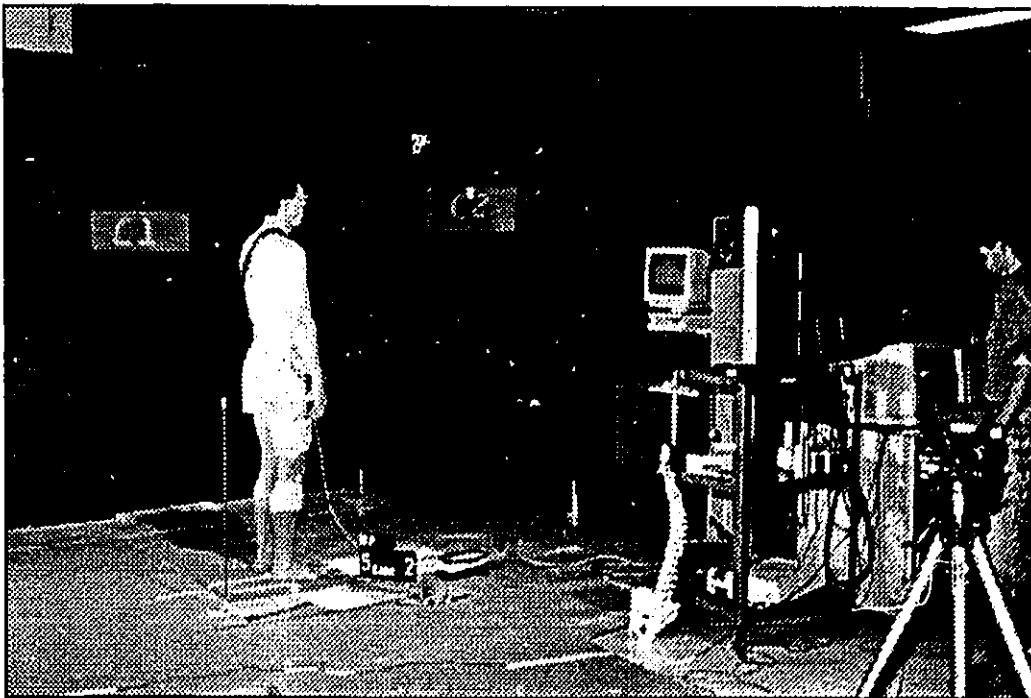


Figure 6: La collecte des données.

PDN) et ceci à plusieurs reprises pendant une période de dix minutes précédant l'expérimentation proprement dite. Avant que le sujet ne se place sur la plate-forme, une photographie de la cage de calibration a été prise. Ensuite, la cage a été enlevée et le sujet s'est placé sur la plate-forme pour effectuer la première posture (P1 ou PDN). Le sujet a donc été invité à expirer l'air de ses poumons et à garder cette position pendant dix secondes. Aussitôt que le biofeed-back provenant de la plate-forme montrait que la posture du sujet était devenue stable, la collecte des données était déclenchée. Durant la collecte des données (Figure 6), l'activité musculaire (EMG) des muscles sélectionnés a été enregistrée pour une période de trois secondes. Au milieu de l'enregistrement EMG la prise d'images photographiques a été réalisée. La même procédure a ensuite été répétée pour les autres postures, avec chaque sujet. Pour chaque posture (condition) deux échantillonnages ont été réalisés. Les données EMG enregistrées ont été sauvegardées sur le disque dur du micro-ordinateur. Les négatifs des diapositives ont été conservés pour fin de développement ultérieur.

Le protocole expérimental a été conçu à partir des paramètres décrits dans la figure 7.

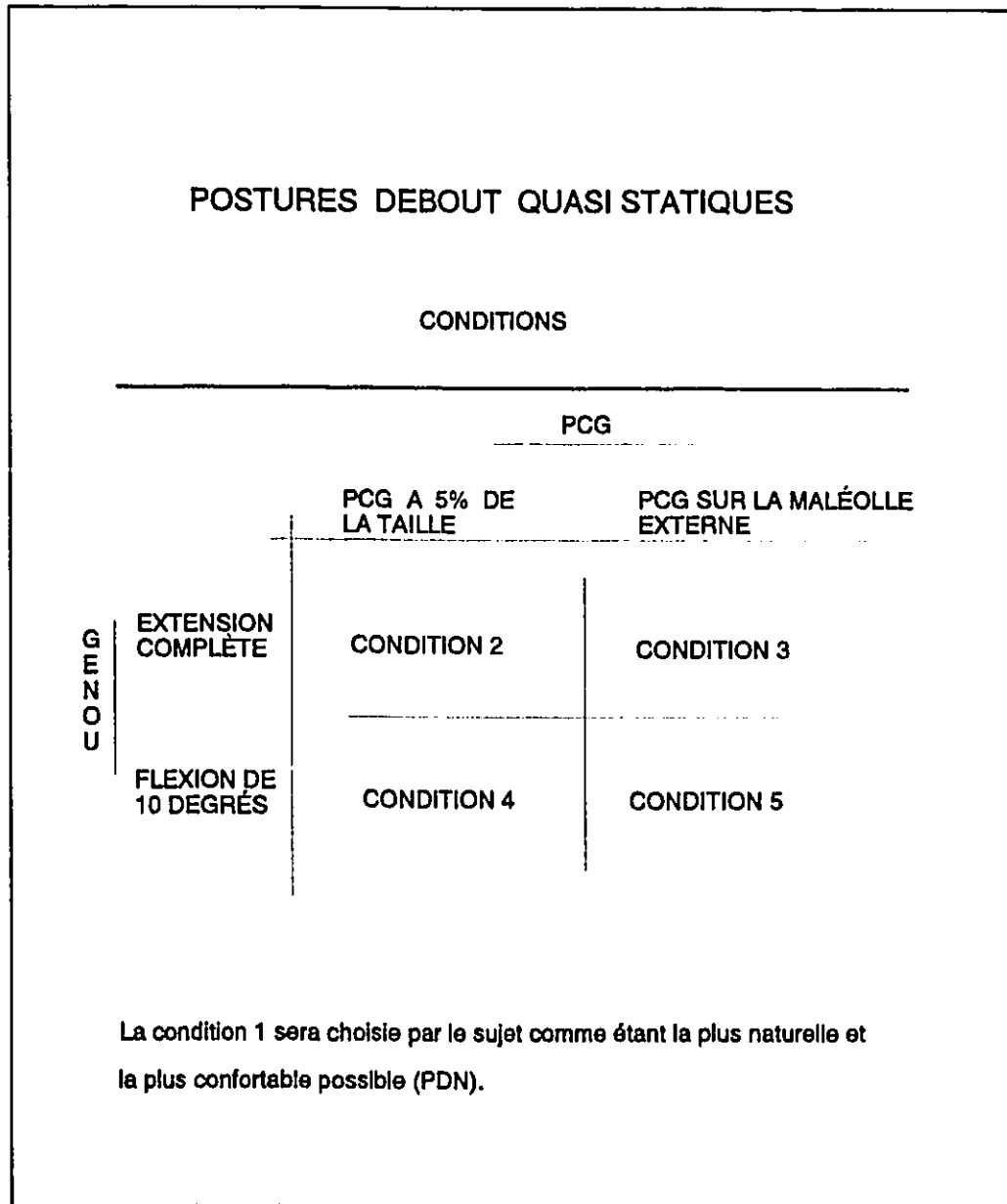


Figure 7: Protocole expérimentale.

ANALYSE DES RÉSULTATS

L'analyse des résultats de cette étude a été effectuée à partir des calculs des déplacements segmentaires et l'enregistrement électromyographique, dans une première étape séparément et ensuite en synchronisation. L'analyse de la position spatiale des segments étudiés a été réalisée sur les déplacements des membres inférieurs et de la colonne lombaire par rapport à la projection du centre de gravité corporel. L'analyse électromyographique a été réalisée sur l'activité myoélectrique des différents muscles antigravitaires.

Électromyographie

Le logiciel BioProc 1.19 (Université d'Ottawa, 1992) a été utilisé pour l'analyse des données électromyographiques. Les données EMG ont été échantillonnées pour une période de trois (3) secondes. Dans ces trois secondes d'échantillonnage, une fenêtre de 800 ms (millisecondes) prise 500 ms après le déclenchement des appareils-photo et contenant un (1) signal ECG (électrocardiographique) a été saisie pour l'analyse des données. Cette fenêtre de 800 ms a été prise dans le but d'homogénéiser chaque échantillon avec un ECG. Dans le but d'éliminer

le bruit initial provenant du système d'acquisition des données, la fenêtre a été prise 500 ms après le déclenchement des appareils-photo.

Le signal EMG brut enregistré pour chacun des muscles et pour chacun des sujets a été échelonné de façon à ce que les unités du signal EMG soient représentées en microvolts (μV). Le signal a été rectifié et filtré à l'aide d'un filtre à amortissement critique à fréquence de coupure de cinq hertz (enveloppe linéaire). Puis l'enveloppe linéaire du signal électromyographique a été normalisée à partir de la moyenne des deux essais obtenue à partir de la position repère 1 (PDN). La valeur obtenue de la normalisation a ensuite été multipliée par 100 et une valeur en pourcentage est rapportée. La position debout 1 choisie par le sujet comme la plus confortable et la plus naturelle possible a été ainsi utilisée comme facteur de normalisation. Cette normalisation a pour but de simplifier la comparaison du niveau d'activité musculaire entre chaque muscle et pour chaque sujet. L'activité musculaire de la posture 1 est établie comme étant le tonus musculaire de base pour chaque muscle. L'activité musculaire est ainsi représentée comme un pourcentage de l'activité musculaire trouvée dans la PDN. L'EMG normalisée de la PDN sera comparée avec l'EMG normalisée des postures standardisées. La normalisation permet aussi d'éliminer l'interférence due à l'ECG. De plus, ce genre de normalisation permet de réduire considérablement la

variation inter-sujets (Yang et Winter, 1984).

L'activité myoélectrique normalisée permet d'évaluer la contribution de chacun des muscles étudiés sur le déplacement de la posture par rapport à la projection du centre de gravité, et le moment exact où ces muscles sont actifs.

Photographie

Les diapositives ont été numérisées à l'aide d'un tableau numérisateur (Sriptel). Les repères numérisés d'une seule diapositive ont été emmagasinés comme une image en deux dimensions (coordonnées x , y). Pour construire une image en trois dimensions, l'algorithme DLT a besoin des mesures réelles de la cage de calibration, plus deux paires de données de l'objet à reconstruire: 1) les coordonnées en deux dimensions des deux images numérisées de la cage de calibration, et 2) les coordonnées en deux dimensions des deux images numérisées du sujet. Ces cinq valeurs sont mises dans l'algorithme DLT qui produit ainsi les coordonnées en trois dimensions du sujet. Les points de contrôle servent à fournir des paramètres pour la DLT, comme la position des appareils-photo, et une correction pour la déformation des films et la distorsion des lentilles.

La cage de calibration utilisée dans cette étude mesurait: 1 m x 1

m x 2 m. La prise des dimensions réelles de la cage de calibration et la mesure des points de contrôle ont été effectuées manuellement. La précision de la reproduction avec la DLT fut de $\pm 0.37\text{mm}$. La précision de la reproduction est limitée par l'expérimentateur à la table de numérisation.

ANALYSE STATISTIQUE

Pour l'analyse statistique le logiciel SSPS 4.1 pour IBM VM/CMS, et le logiciel SSPS-x 3.1 pour IBM VM/CMS ont été utilisés sur un ordinateur AMDAHL 5880 DP. Les résultats furent analysés par une série de tests d'analyse de la variance à une dimension avec mesures répétées sans facteur ($n=20$). Pour savoir où se trouvaient exactement les différences significatives entre les conditions, le test de Scheffé a été utilisé. Dans le but de vérifier s'il y avait une différence significative entre les sujets qui présentaient une extension des genoux prononcée et ceux qui présentaient une extension des genoux moins prononcée, un test d'analyse de la variance a été réalisé où l'échantillon des sujets était divisé en deux groupes: le premier avec ceux qui avaient une

hyperextension du genou plus grande que 12 degrés ($n=8$), et le deuxième avec les sujets qui avaient une hyperextension du genou plus petite que 8 degrés ($n=8$). Ici une analyse de la variance avec mesures répétées à une dimension a été réalisée.

Une analyse de corrélation linéaire et de régression a été conduite entre les différentes conditions (postures debout) pour les déplacements des articulations par rapport à la ligne de gravité et les muscles étudiés. Ont été considérés comme variables indépendantes ou variables explicatives les déplacements de chaque repère osseux par rapport à la PCG, et comme variables dépendantes ou variables expliquées, l'activité myoélectrique mesurée pour chacun des muscles.

CHAPITRE IV

RÉSULTATS

Dans le tableau 4.1 se trouvent les moyennes de l'électromyographie normalisée (EMGN) ainsi que les moyennes au test du déplacement des repères osseux par rapport à la ligne de gravité, et ceci pour tous les sujets et pour chaque posture. Les moyennes obtenues de l'EMGN et des déplacements segmentaires sont montrées graphiquement dans les figures 8 à 15. Les valeurs EMGN sont en pourcentage, puisque celles-ci ont été normalisées comme décrit dans le chapitre précédent. Il faut se souvenir que l'EMG enregistrée dans cette étude est de l'ordre du microvolt; c'est donc une mesure très sensible. Les valeurs des déplacements segmentaires sont en millimètres (mm). Les scores présentés sont les moyennes des vingt sujets pour chacune des positions et pour chacune des mesures EMGN et cinématiques. Les scores bruts de tous les sujets se trouvent dans l'annexe III.

Plusieurs tests d'analyse de la variance à une dimension avec mesures répétées ont été conduits dans le but de vérifier s'il y avait des

Tableau 4.1: Valeurs moyennes des EMGN et des déplacements des repères osseux pour chaque posture (données EMG de P1 en pourcentage de données cinématiques en mm).

	EXTCOL		ABD		L3	
		E.T.		E.T.		E.T.
P1	100%		100%		-81.35	21.19
P2	191.35	83.85	97.5	11.28	-69.15	18.9
P3	132.85	62.7	113.5	33.39	-75.5	20.52
P4	115.85	46.22	113.35	58.41	-81.1	73.86
P5	95.5	14.2	123.6	69.09	-81.95	15.15
	DA		BIC		TRO	
		E.T.		E.T.		E.T.
P1	100%		100%		-10.35	14.29
P2	100.1	8.81	126.	64.26	-17.11	20.58
P3	194.75	105.65	105.63	48.48	-6.89	25.58
P4	109.2	27.75	111.16	28.35	-10.74	20.82
P5	203.65	84.27	96.16	12.66	8.53	24.57
	GAST		TIB		GEN	
		E.T.		E.T.		E.T.
P1	100%		100%		-21.6	18.37
P2	155.11	65.62	116.0	46.05	-60.85	28.59
P3	153.39	209.64	453.1	280.32	-7.05	29.14
P4	152.11	58.57	109.63	30.82	-11.25	18.97
P5	185.33	232.91	455.2	282.79	37.25	36.82
					CHEVILL	
						E.T.
P1					-68.05	15.32
P2					-86.45	10.13
P3					-4.5	5.83
P4					-82.1	6.11
P5					-2.55	5.69

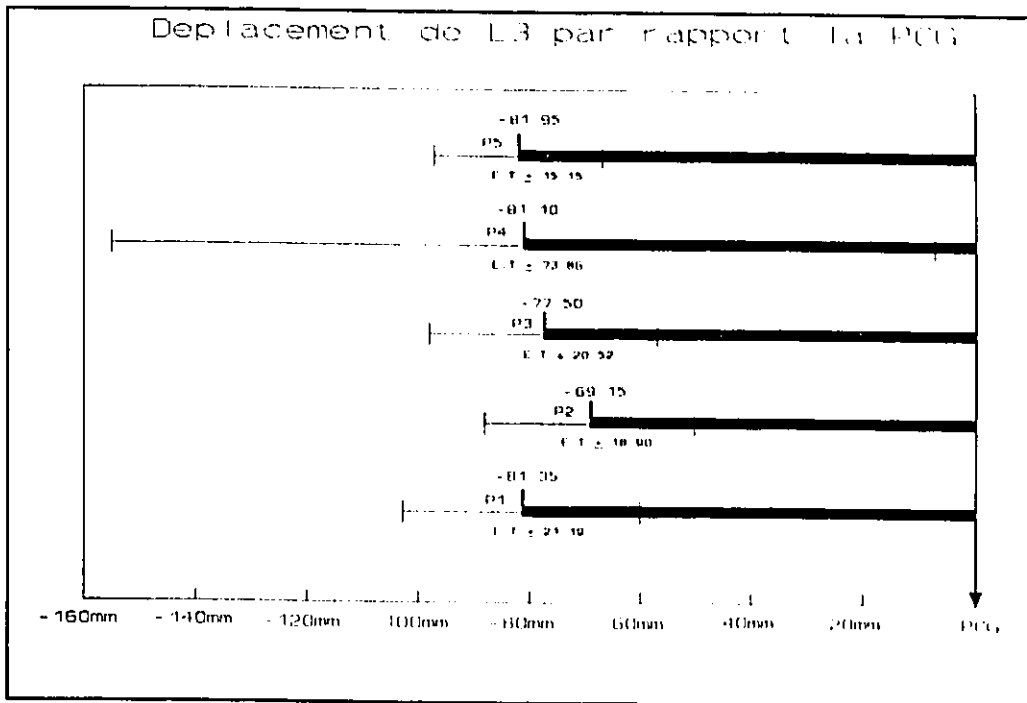


Figure 9: Déplacement de L₃ par rapport à la PCG.

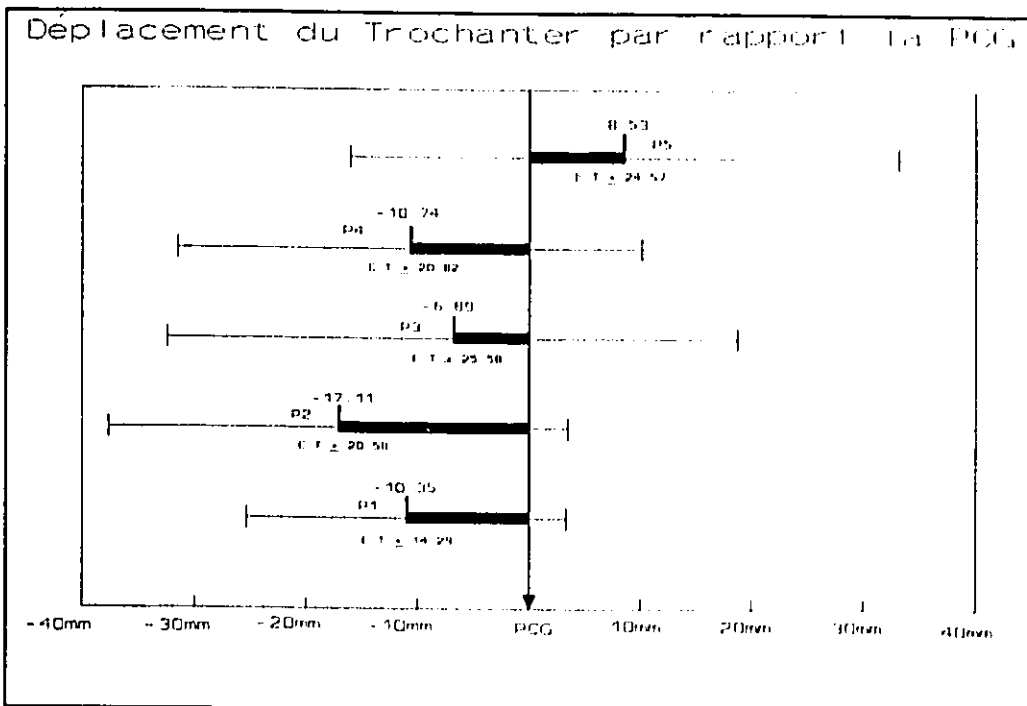


Figure 8: Déplacement du grand trochanter par rapport à la PCG.

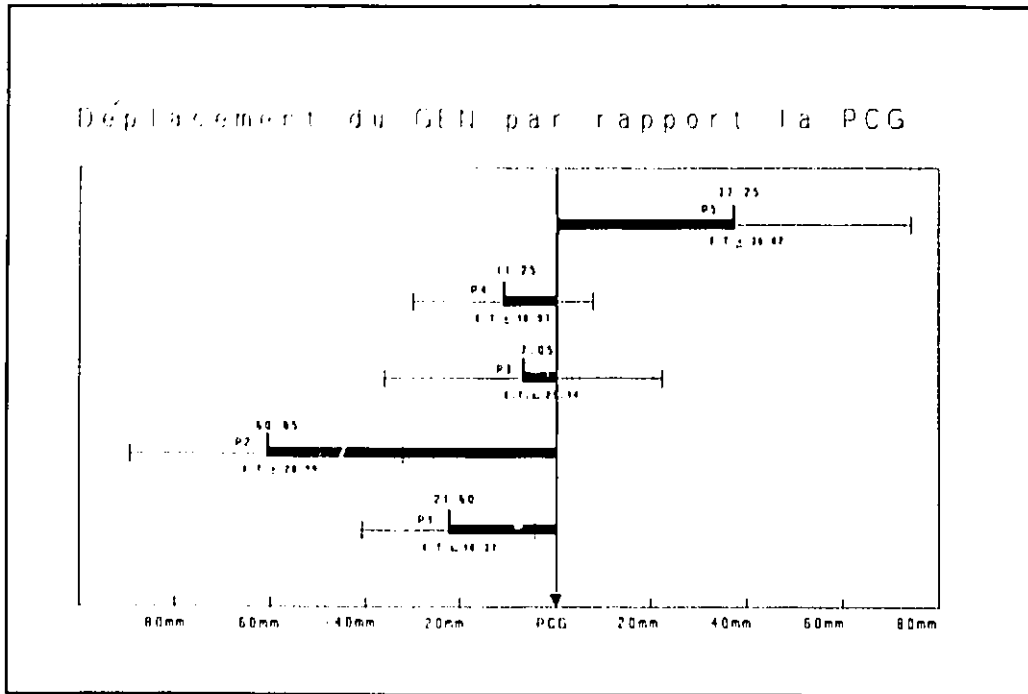


Figure 10: Déplacement du genou par rapport à la PCG.

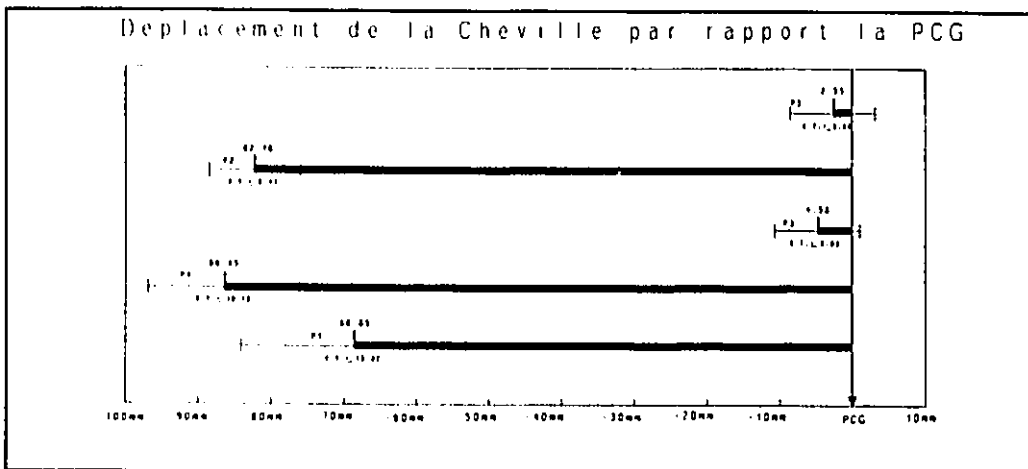


Figure 11: Déplacement de la cheville par rapport à la PCG.

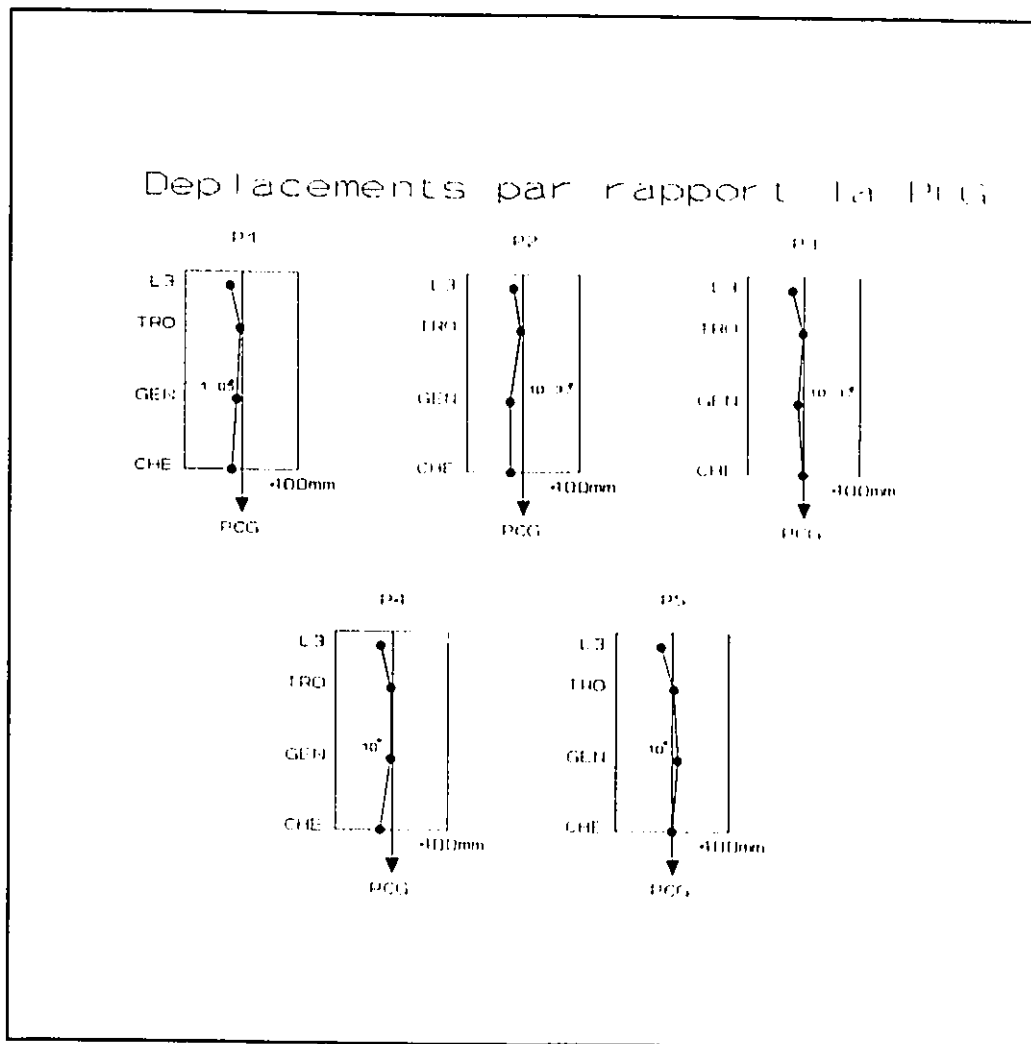


Figure 12: Déplacements des repères osseux par rapport à la PCG.

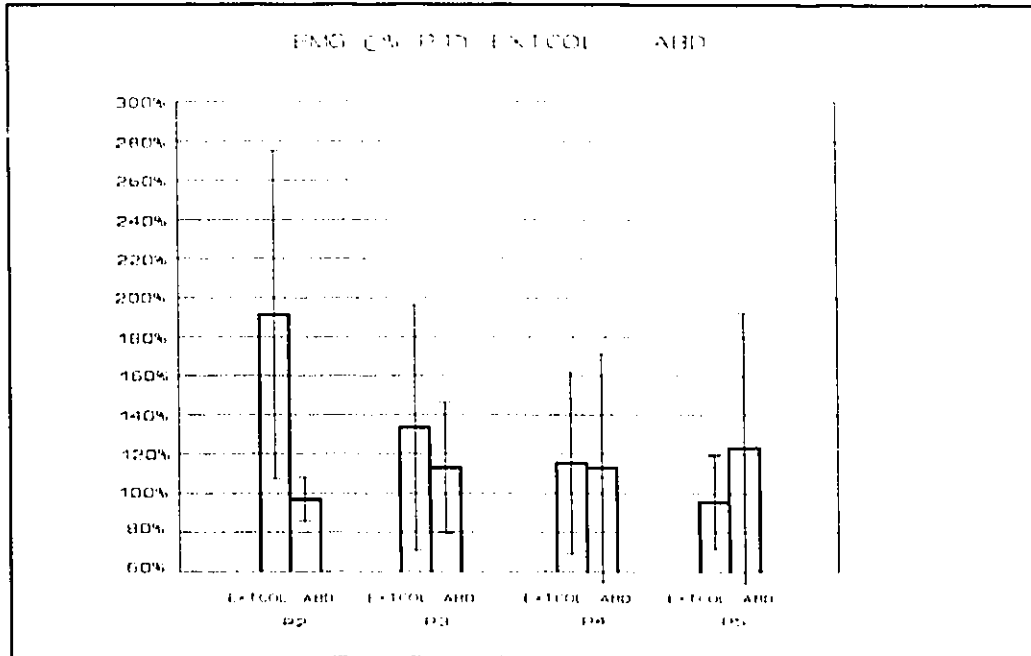


Figure 13: EMG normalisée des muscles para-vertébraux lombaires et grand droit de l'abdomen.

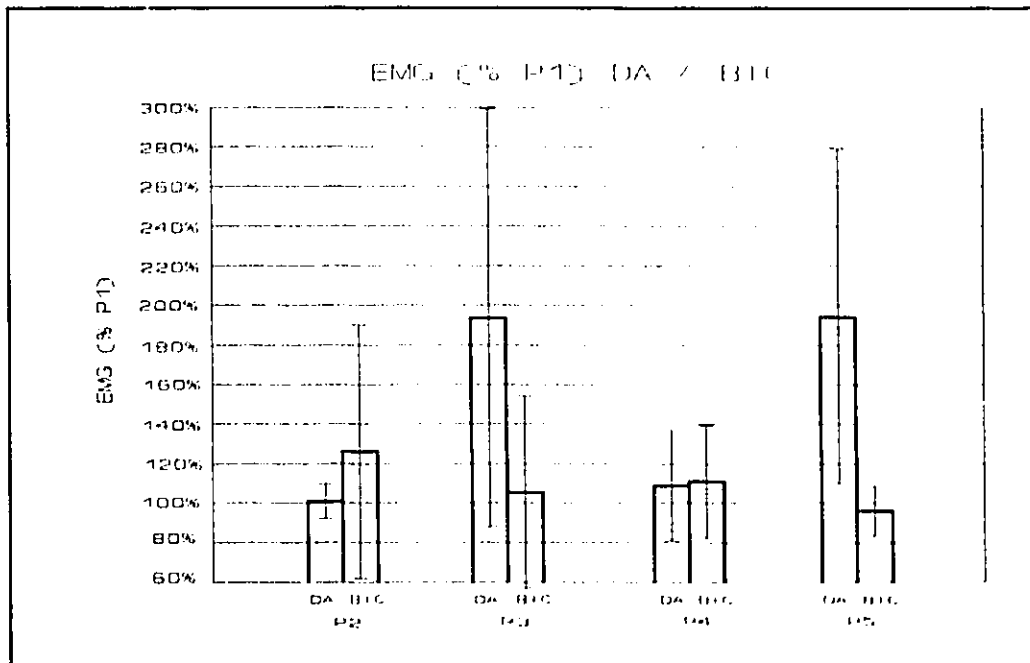


Figure 14: EMG normalisée des muscles droit antérieur et biceps fémoral.

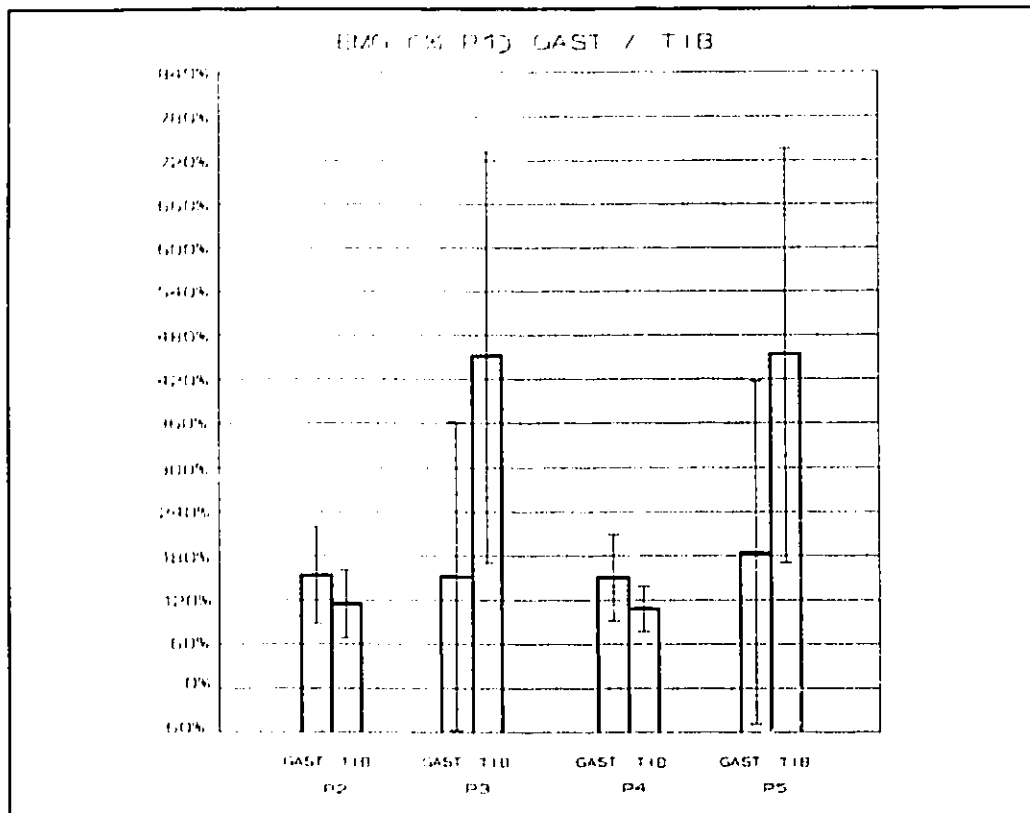


Figure 15: EMG normalisée des muscles gastrocnémien et tibial antérieur.

différences significatives entre les moyennes de chaque paramètre observé (Winer, 1970). Pour savoir exactement entre quelles postures se trouvent les différences significatives, le test de Scheffé a été utilisé.

Dans le but de vérifier s'il existe un lien entre l'EMGN et le déplacement de chaque repère osseux, et si le déplacement cinématique peut prédire l'EMGN, des tests de corrélation linéaire et de régression furent effectués.

L'analyse de la variance

Le test d'analyse de la variance à une dimension (mesures répétées) réalisé et les moyennes des quatre conditions, montre une différence significative ($P < 0.05$) entre les moyennes de l'EMG normalisée des muscles para-vertébraux lombaires (EXTCOL), du muscle droit antérieur (DA), et du muscle tibial antérieur (TIB). Il est possible d'affirmer, au seuil de 0.05, qu'au moins une des quatre positions debout étudiées a eu un effet significativement différent sur l'EMGN des muscles mentionnés ci-dessus (tableau 4.2).

Cependant, les modifications aux positions étudiées n'ont pas eu d'influence significative sur le déplacement de L_3 par rapport à la ligne

de gravité. Il n'existe pas de différence significative entre les moyennes du déplacement de L₃.

Pour l'EMG normalisée des muscles abdominaux (ABD), du biceps fémoral (BIC) et du gastrocnémien (GAST), il n'y a pas eu de différence significative entre leurs moyennes et les quatre positions debout.

Tableau 4.2: Résultats significatifs au test d'analyse de la variance à une dimension.

ANOVA À UNE DIMENSION (Mesures Répétées)	
Résultats significatifs entre les moyennes de chaque posture pour les données électromyographiques normalisées.	
EXTCOL (para-vertébraux lombaires)	
DA (droit antérieur)	
TIB (tibial antérieur)	
	P < 0.05

Dans le but de savoir si les degrés d'hyperextension du genou ont une influence sur les moyennes de chaque paramètre étudié, les sujets furent divisés en deux groupes: le premier avec ceux qui avaient une hyperextension du genou plus grande que 12 degrés (n = 8), et le second avec les sujets qui avaient une hyperextension du genou plus petite que 8 degrés (n = 8). Pour que les deux échantillons puissent avoir un écart raisonnable, les sujets avec une hyperextension du genou proche de dix degrés ont été rejetés. Une analyse de la variance avec mesures répétées

à une dimension a été réalisée; toutefois aucune différence significative entre les moyennes des deux groupes ne fut détectée, et ceci pour chacun des paramètres EMGN et du déplacement sagittal des repères osseux.

Le test de Scheffé

Pour des comparaisons multiples à postiori le test de Scheffé a été utilisé. Il a été appliqué dans le but de savoir où se trouvent exactement les différences entre les moyennes.

La comparaison multiple des moyennes de l'activation EMG dans les muscles EXTCOL dans les 4 postures a révélé que seule la posture P2 différait. P2 est la posture avec les genoux en extension complète et la PCG normalisée à 5% de la taille. Entre les positions debout 3 (P3), 4 (P4), et 5 (P5) il n'existe pas de différences (tableau 4.3).

Pour le muscle droit antérieur (DA), la comparaison multiple des moyennes de l'activation EMG a révélé que les postures 2 (P2) et 4 (P4) sont égales, et qu'elles diffèrent des postures 3 (P3) et 5 (P5) qui, à leur tour, sont réciproquement égales (tableau 4.4).

Le même scénario trouvé pour le muscle droit antérieur (DA) se répète avec le muscle tibial antérieur (TIB): la comparaison multiple des

moyennes de l'activation EMG a révéle que les postures 2 (P2) et 4 (P4) sont égales, et qu'elles diffèrent des postures 3 (P3) et 5 (P5) qui, à leur tour, sont réciproquement égales (tableau 4.5).

Tableau 4.3. Test de Scheffé pour la variable EXTCOL.

Moyenne		P5	P4	P3	P2
95.5	P5				
115.5	P4				
132.85	P3				
191.35	P2	*	*	*	
P5 = P4 = P3 ≠ P2					

Tableau 4.4. Test de Scheffé pour la variable DA.

Moyenne		P2	P4	P3	P5
100.1	P2				
109.2	P4				
194.75	P3	*	*		
203.65	P5	*	*		
P2 = P4 ≠ P3 = P5					

Tableau 4.5. Test de Scheffé pour la variable TIB.

Moyenne		P4	P2	P3	P5
109.63	P4				
116.0	P2				
453.1	P3	*	*		
455.2	P5	*	*		
P2 = P4 ≠ P3 = P5					

Les données (Figure 16) montrent que l'activité myoélectrique normalisée des muscles para-vertébraux lombaires augmente significativement dans une posture avec les genoux en hyperextension (P2 et P3), et ceci comparé aux postures avec genoux en flexion (P4 et P5).

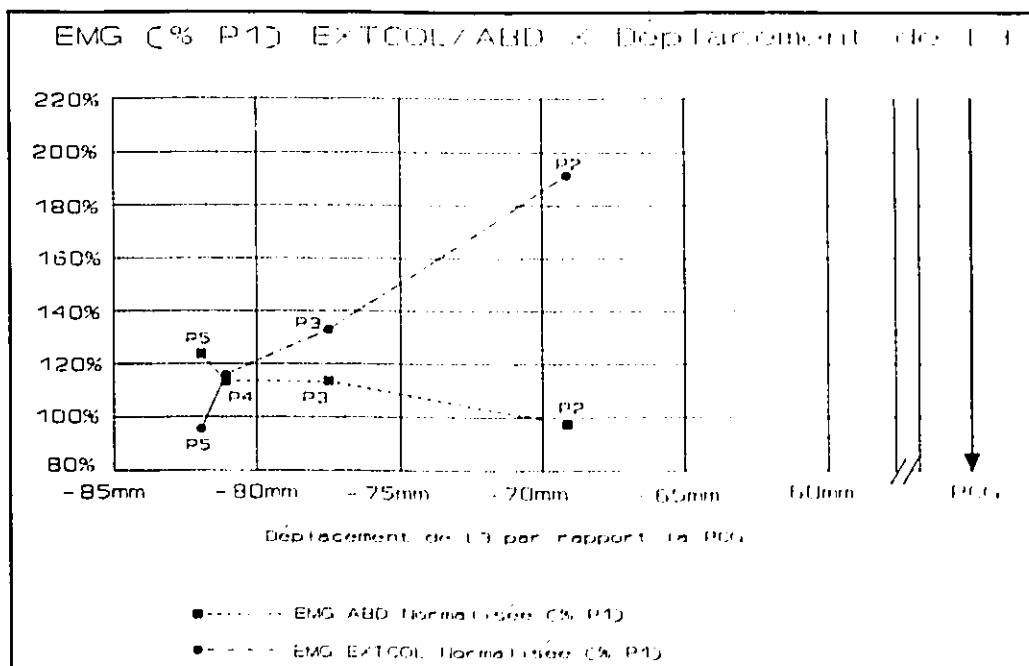


Figure 16: EMG Normalisée (% P1) des muscles para-vertébraux lombaires et grand droit de l'abdomen versus le déplacement de L₃ par rapport à la PCG.

La figure 17 montre que dans les postures où l'articulation de la cheville se trouve près de la PCG, l'EMGN des muscles TIB et DA augmente, comparé aux postures où la cheville se trouve écartée de la PCG.

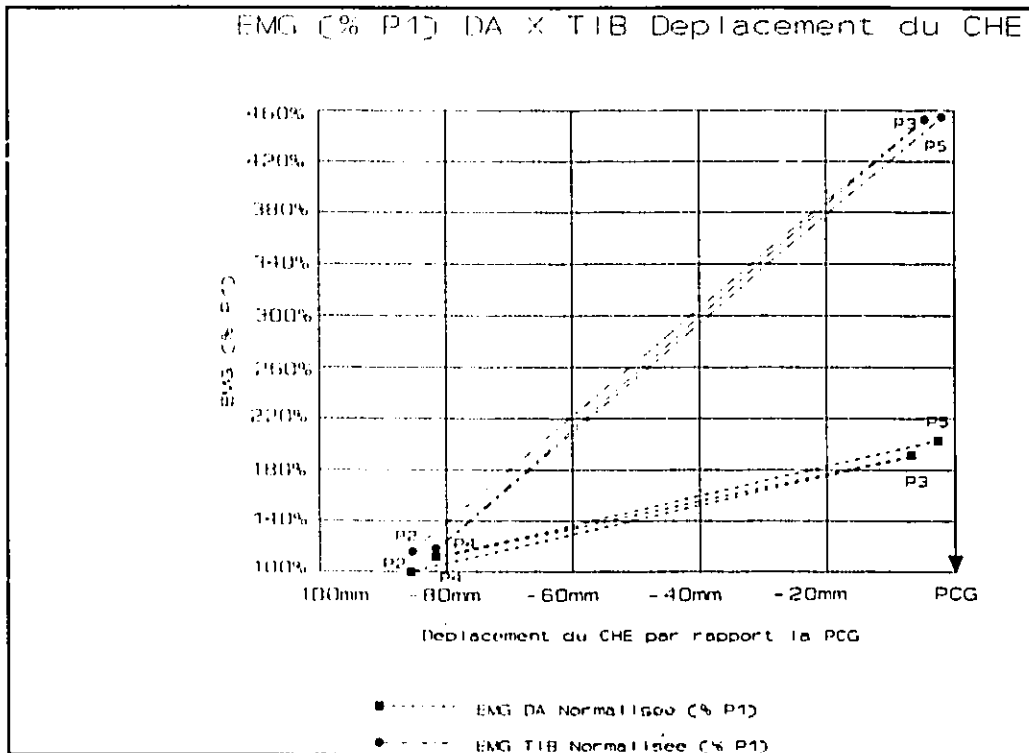


Figure 17: EMG normalisée (% P1) des muscles droit antérieur et tibial antérieur versus le déplacement de la cheville par rapport à la PCG.

La corrélation linéaire et la régression

La relation entre l'EMGN et le déplacement des repères osseux par rapport à la PCG est vérifiée par le calcul du coefficient de corrélation linéaire entre ces deux variables. Une équation de régression qui permet de prévoir l'EMGN à partir du déplacement de l'articulation en question est donc établie. Puisque le nombre de paires, pour construire chaque équation, n'est pas élevé ($n=4$), seuls les coefficients de corrélation linéaire (r) plus grands que 0.9 ($r > 0.9$) et plus petits que -0.9 ($r < -0.9$) ont été considérés.

Les données ont été analysées par paires. Chaque paire comprenait toujours les moyennes d'une variable EMGN et les moyennes de la variable cinématique en question. Puisque cette étude vise une compréhension du comportement moyélectrique des muscles paravertébraux lombaires, le test de corrélation linéaire et de régression a également été effectué entre l'EMGN des EXTCOL et l'EMGN des ABD. Le tableau 4.6 montre les paires où les coefficients de corrélations linéaires sont plus grands que 0.9 ($r > 0.9$) et plus petits que -0.9 ($r < -0.9$).

Les paires analysées ont été groupées comme suit: 1) les

déplacements de l'apophyse épineuse de la troisième vertèbre lombaire (L₃) avec les EMGN des muscles para-vertébraux lombaires (EXTCOL); 2) les déplacements de l'apophyse épineuse de la troisième vertèbre lombaire (L₃) avec les EMGN des muscles abdominaux (ABD); 3) les déplacements du grand trochanter (TRO) avec les EMGN du muscle droit antérieur (DA); 4) les déplacements du grand trochanter (TRO) avec les EMGN du muscle biceps fémoral (BIC); 5) les déplacements de l'articulation du genou (GEN) avec les EMGN du muscle tibial antérieur (TIB); 6) les déplacements de l'articulation du genou (GEN) avec les EMGN du muscle gastrocnémien (GAST); 7) les déplacements de l'articulation du genou (GEN) avec les EMGN du muscle droit antérieur (DA); 8) les déplacements de l'articulation du genou (GEN) avec les EMGN du muscle biceps fémoral (BIC); 9) les déplacements de la malléole externe droite (CHE) avec les EMGN du muscle tibial antérieur (TIB); 10) les déplacements de la malléole externe droite (CHE) avec les EMGN du muscle gastrocnémien (GAST); 11) les déplacements de la malléole externe droite (CHE) avec les EMGN du muscle droit antérieur (DA); 12) les déplacements de la malléole externe droite (CHE) avec les EMGN des muscles para-vertébraux lombaires (EXTCOL); 13) les déplacements de la malléole externe droite (CHE) avec les EMGN des muscles abdominaux (ABD); 14) les déplacements de la malléole externe

droite (CHE) avec les EMGN du muscle biceps fémoral (BIC); 15) les EMGN des muscles abdominaux (ABD) et les EMGN des muscles paravertébraux lombaires (EXTCOL).

Pour construire les droites de régression la méthode des moindres carrés a été utilisée. Cette méthode est celle qui représente le mieux l'ensemble des paires (Gilbert, 1978).

Tableau 4.6. Coefficients de corrélation linéaire et de régression.

Résultats > 0.9 et < - 0.9	
EXTCOL x L ₃	r = -0.9958
ABD x L ₃	r = 0.9799
TIB x CHE	r = 0.9986
DA x CHE	r = 0.9983
EXTCOL x ABD	r = -0.9777

Le coefficient de corrélation linéaire et de régression entre les positions moyennes de L₃ et l'EMGN moyenne des EXTCOL est fort, mais cependant négatif (r = -0.9896). L'équation de régression s'exprime comme suit: $EXTCOL = 674.603 - 6.9837 \times L_3$. Donc, dans la mesure où l'écart entre L₃ et la PCG augmente, l'EMGN des EXTCOL diminue. L'inverse se produit entre les positions moyennes de L₃ et l'EMGN moyenne des ABD. Dans la mesure où l'écart entre L₃ et la PCG augmente, l'EMGN des ABD augmente aussi. Le coefficient de

corrélation linéaire et de régression entre l'EMGN moyenne des EXTCOL et l'EMGN est négatif ($r = -0.9777$). Donc, dans la mesure où l'EMGN des EXTCOL diminue, l'EMGN des ABD augmente. Le comportement des EMGN de TIB et DA par rapport au déplacement de la CHE est comparable. Dans la mesure où la distance entre la PCG et la CHE augmente, l'EMGN de TIB et DA augmente aussi ($r = 0.9986$ et $r = 0.9983$ respectivement). Les figures 18 à 22 montrent la droite de régression.

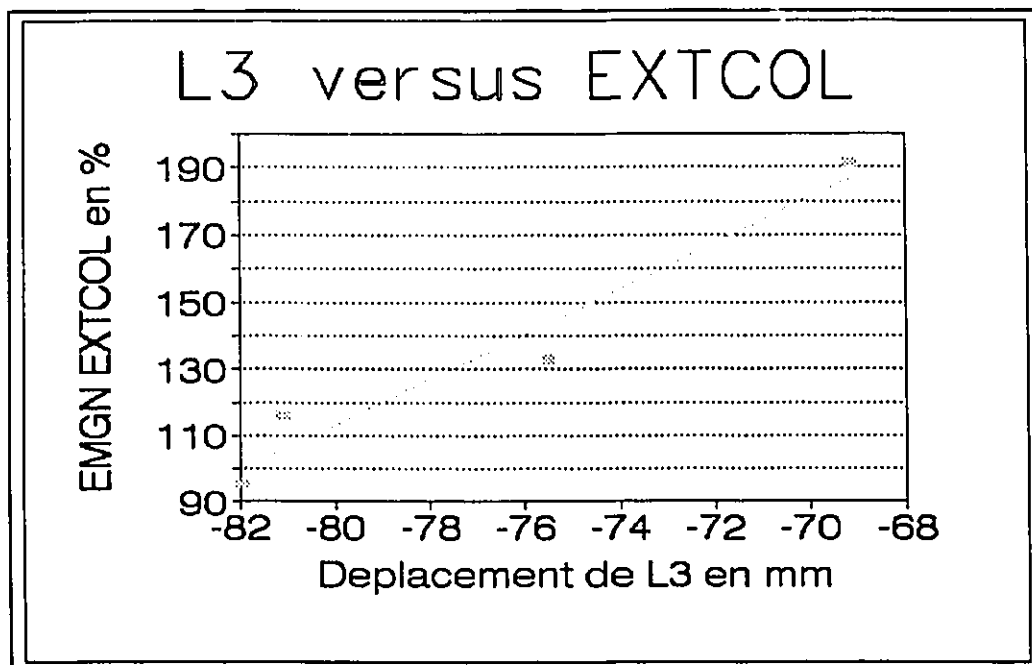


Figure 18: La droite de régression L_3 X EXTCOL.

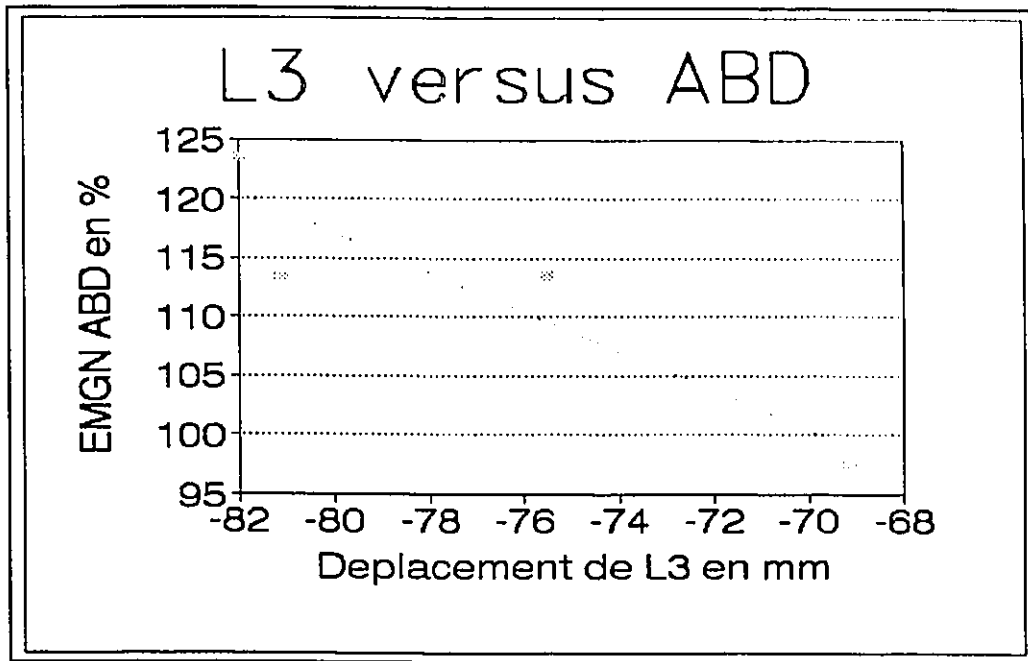


Figure 19: La droite de régression $L_3 \times ABD$.

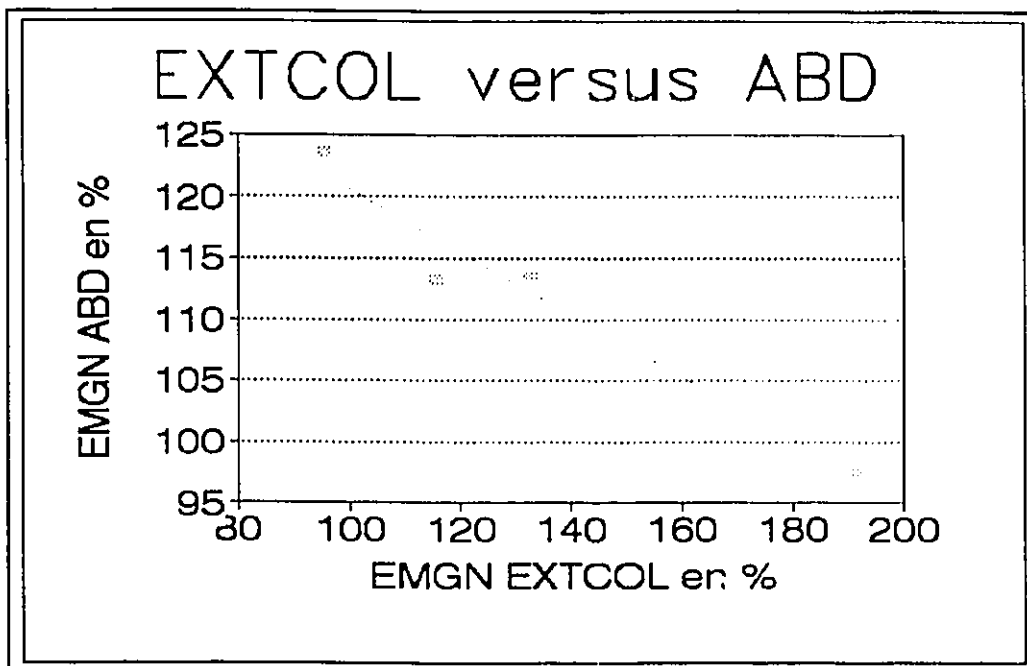


Figure 20: La droite de régression $EXTCOL \times ABD$.

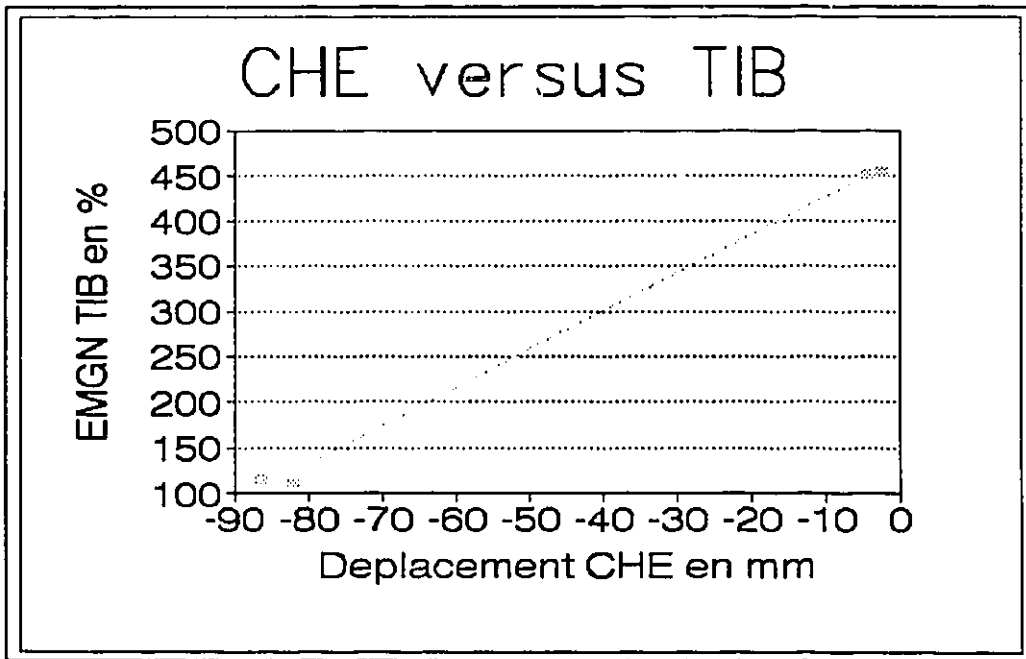


Figure 21: La droite de régression CHE X TIB.

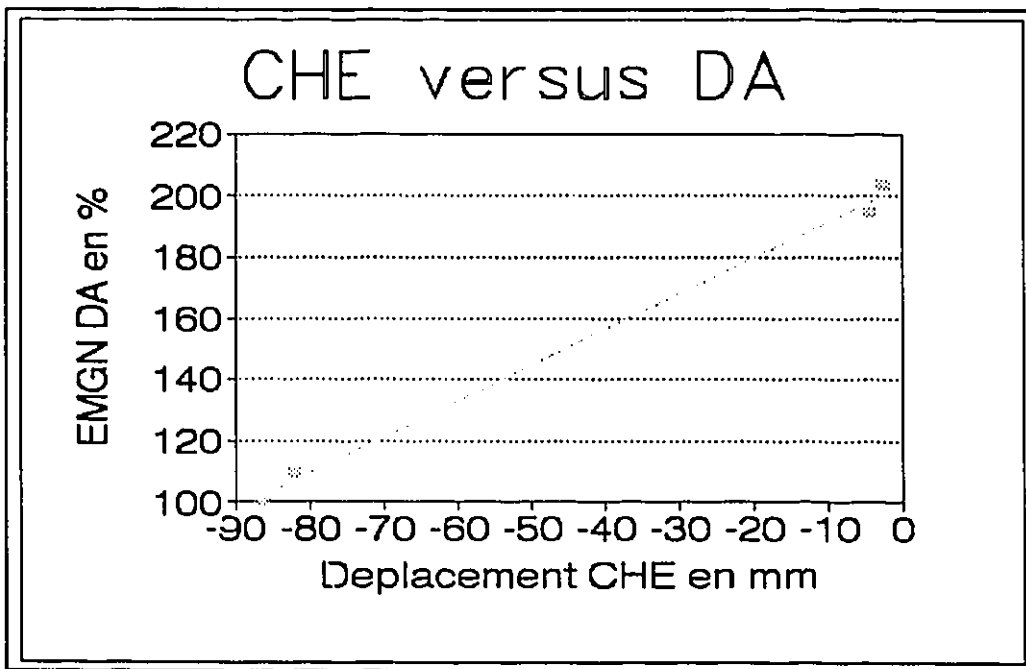


Figure 22: La droite de régression CHE X DA.

CHAPITRE V

DISCUSSION

Dans cette section, les hypothèses formulées dans le Chapitre I seront discutées. Dans cette étude toutes les positions de la cheville (CHE), du genou (GEN), et des PCG ont été contrôlées. Les déplacements de L₃ et du grand trochanter (TRO) ont été maintenues libres, mais cependant assujettis au placement des autres repères osseux (cheville et genou) et la PCG.

Posture P1

Les positions sagittales des repères osseux, par rapport à la PCG de la posture debout naturelle, sont en accord avec celles trouvées par Opila et coll. (1988). Ceci confirme la validité des résultats présentés dans cette étude. Voir la comparaison des résultats au tableau 5.1.

Tableau 5.1. Comparaison des résultats de cette étude avec celle d'Opila et coll. (1988).

	Cette étude	Opila et coll. (1988)
Malléole externe	68.05mm (15.32)	60.0mm (14)
Grand trochanter	10.35mm (14.29)	06.0mm (20)
L ₃	81.35mm (21.19)	100.0mm (18)
Toutes les valeurs en mm, écarts-types entre parenthèses		

Posture P2

Dans la position P2, la colonne se déplace vers l'avant sous l'effet de l'hyperextension des genoux. L'image typique de P2 retenue par les diapositives est celle d'une posture avec les genoux en hyperextension et avec le centre de gravité projeté devant les malléoles externes. Les membres inférieurs forment ainsi une convexité postérieure, et par compensation, la colonne vertébrale forme une concavité postérieure. L'observation des moyennes obtenues dans P2 la dénote comme la position où l'écart entre l'EMGN des EXTCOL et le déplacement de L₃ est le plus fort. Dans P2 l'EMGN des EXTCOL est plus élevée, soit 191 % de la valeur obtenue dans P1; et le déplacement de L₃ le plus petit, soit 69.15 mm de la PCG. Ceci peut être expliqué par le fait que les extenseurs de la colonne compensent la grande hyperextension produite

aux genoux, laquelle amène un déséquilibre du centre de gravité du sujet.

Posture P3

P3 est la posture où les genoux restent en hyperextension, alors que la PCG est projetée sur les malléoles externes. La PCG se rapproche donc du tronc ($L_3 = -77.5$ mm), ce qui fait que le sujet n'a pas à trop compenser l'hyperextension des genoux. Cette posture cause une réaction des muscles para-vertébraux lombaires (EXTCOL = 132 %) et par conséquent une diminution significative ($P < 0.05$) de l'EMGN moyenne des EXTCOL par rapport à celle de P2 (192 %).

Posture P4

Dans la position P4 les genoux sont en flexion de 10 degrés et la PCG est projetée devant les malléoles. Ici, L_3 se distance encore plus de la PCG (-81.1 mm), probablement pour compenser la projection des genoux fléchis vers l'avant. En P4, l'EMGN des EXTCOL (116 %) diminue, étant significativement ($P < 0.05$) plus petite que celle de P2 (191%).

Posture P5

En P5 les genoux restent fléchis à 10 degrés, alors que la PCG est projetée sur les malléoles externes. Cette posture est celle où l'écart est le plus grand entre L₃ et la PCG (-81.95 mm). Inversement, l'EMGN des EXTCOL (95.5%) est la plus petite, et elle est significativement différente ($P < 0.05$) de celle de P2 (191.35%); elle est aussi très semblable à celle de P1 (100 %).

Le rapport entre l'EMGN des EXTCOL et le déplacement de L₃

Dans le but de vérifier l'hypothèse 1 formulée au Chapitre I ("dans une posture debout et verticale, la diminution de la distance entre le niveau L₃ de la colonne lombaire et la ligne de gravité réduit l'activité normalisée des muscles para-vertébraux lombaires"), les postures ont été rassemblées par paires, pour éliminer la variable de la variation angulaire du genou, puisque l'étude détermine aux genoux deux positions préfixées. Dans la première paire, on retrouve les postures avec les genoux en extension complète (P2 et P3), alors que la deuxième paire comprend les postures avec les genoux en flexion de dix degrés (P4 et P5).

Selon les résultats présentés dans le chapitre précédent, l'hypothèse 1 est rejetée: la diminution de l'activité myoélectrique normalisée des muscles para-vertébraux lombaires (EXTCOL) en fonction de la diminution de la distance entre L₃ et la PCG n'a été vérifiée pour aucune des deux paires. La diminution de l'activité myoélectrique normalisée entre P2 et P3 correspond à une augmentation de la distance entre L₃ et la PCG. Le même scénario est vérifié avec P4 et P5: la diminution de l'activité myoélectrique entre P4 et P5 correspond à une augmentation de la distance entre L₃ et la PCG. L'augmentation de la distance entre L₃ et la PCG est toujours donnée dans le plan sagittal droit du sujet, L₃ se déplaçant vers la gauche. Quoique le coefficient de régression entre les EXTCOL et les abdominaux (ABD) soit fort et négatif ($r = -0.9799$), il sera peu probable que l'activité des muscles abdominaux soit un facteur d'équilibre contre la variation de la force de gravité entre chaque posture. Ceci sera peu probable, puisque le test d'analyse de la variance démontre qu'il n'y a pas de différence significative ($P < 0.05$) entre les moyennes de l'EMGN des ABD et P1.

Pour le fait que, dans la mesure où l'écart entre L₃ et la PCG augmente alors que l'EMGN des EXTCOL diminue, l'explication est probablement la présence d'une stratégie posturale. Dans la tâche de stabiliser la posture et dans le but d'économiser de l'énergie, le corps

humain utilisera les muscles d'une façon minimale. Ainsi, pour P5, l'EMGN des EXTCOL était plus petite (95.5%) que celle dans P1, P1 étant la posture que le sujet a choisi comme la plus confortable et la plus naturelle possible¹. Cela laisse donc supposer que dans P5 les muscles para-vertébraux lombaires ont effectivement été sollicités d'une façon minimale. Ceci permet d'associer ces résultats au postulat du "Principe d'énergie minimale en biomécanique" de Nubar et Contini (1961) et à la "Loi du démarrage minimal" (cités dans le Chapitre I).

Les données indiquent que pour toutes les postures, les muscles ont été actifs pendant toute la période de collecte des données. Cela corrobore la théorie des câbles tendus proposée par De Vries (1965) et confirmée par Woodhull-McNeal (1986), où le corps humain est équilibré par des groupes musculaires antagonistes qui maintiennent un niveau d'activité myoélectrique très bas ou un "tonus postural" agissant pour tendre ces "câbles".

Plusieurs auteurs (Asmussen, 1960; Basmajian, 1961 et 1974; Bogduk, 1980; Bogduk et MacIntosh, 1984; Gracovetsky et Farfan, 1986; MacIntosh et coll., 1987) affirment que les ligaments, les fascias et les tendons, étant composés d'un puissant tissu conjonctif, ils

¹ Dans cette étude, les expressions "la plus confortable" et "la plus naturelle" ont été, pour chaque sujet, synonymes de "moindre effort".

retarderont considérablement la mise en contraction des muscles antigravitaires. Il serait intéressant de vérifier, dans une situation semblable, quel est le facteur responsable de l'opposition à la force de gravité: le tonus postural ou la force de réaction produite par l'ensemble des fibres de tissu conjonctif et présente dans les ligaments, les tendons et les fascias? Si les deux facteurs ont une influence, quel sera l'apport de chacun?

Puisque pour P5, l'EMGN du muscle droit antérieur a beaucoup augmenté (203.65%), il existe la possibilité que le grand droit soit en train de stabiliser la force de la gravité en soulageant une partie de la charge attribuée aux muscles para-vertébraux lombaires. Ceci pourrait corroborer la supposition présentée dans le Chapitre I où il y a un rapport énergétique entre le muscle grand droit et les muscles para-vertébraux lombaires.

Dans P5, la moyenne du déplacement de L₃ par rapport à la PCG (-81.95 mm) n'est pas statistiquement différente de la moyenne du déplacement de L₃ par rapport la PCG pour la posture P1 (-81.35 mm). Cependant, P5 était une posture imposée aux sujets au niveau des membres inférieurs; les genoux étaient fléchis à dix degrés et la PCG déplacée sur les malléoles externes. En revanche, P1 était une posture

libre. Il y a donc un indice que dans la position P5 où l'EMGN des EXTCOL est la plus petite, la position de L_3 sera proche d'un point d'équilibre stable et naturel.

Une conclusion pratique peut être ici tirée. Puisque le comportement myoélectrique des EXTCOL dans P5 est statistiquement égal à celui de P1, le thérapeute dans un travail de rééducation fonctionnelle debout, pourra demander au patient de plier les genoux à dix degrés et déplacer la PCG sur les malléoles externes. Dans une telle posture, il existe une forte probabilité que le comportement myoélectrique des muscles para-vertébraux lombaires soit semblable au comportement myoélectrique trouvé lors d'une posture debout naturelle. Pour le thérapeute, il y a deux avantages à faire utiliser une telle posture au moment où il demande à ses patients d'effectuer certaines tâches debout: 1) Prévention - le thérapeute aura l'occasion d'avoir plus de contrôle sur le comportement myoélectrique des para-vertébraux lombaires de ses patients, puisque dans une telle posture, le comportement myoélectrique des para-vertébraux lombaires a tendance à ressembler à celui d'une posture naturelle; et 2) Sécurité - avec les genoux fléchis le centre de gravité descend et la posture devient plus stable.

Ainsi, l'EMGN des EXTCOL peut être expliquée en partie par le

déplacement de L₃. Une autre variable qui pourrait expliquer l'activité myoélectrique lombaire trouvée dans les postures avec hyperextension du genou (P2 et P3) pourrait être l'augmentation de la lordose lombaire en fonction d'une compensation à l'hyperextension du genou. Cependant cette hypothèse dépasse l'objectif de cette étude.

Il reste à savoir quelle sera l'influence que la variation de la PCG pour les quatre postures exerce sur l'activité du muscle psoas-iliaque. Cette hypothèse dépasse elle aussi l'objectif de cette étude.

L'EMGN des EXTCOL et l'angle du genou

Dans le but de vérifier l'hypothèse 2 formulée au Chapitre I ("dans une posture debout stable avec les genoux semi-fléchis à un angle de 10 degrés, l'activité musculaire normalisée des muscles para-vertébraux lombaires (EXTCOL) diminuera de manière significative comparativement à une posture debout semblable avec les genoux en hyperextension") les postures ont été réunies par paires, afin d'éliminer l'influence du déplacement de la cheville sur la PCG dans les postures. Ceci permet de vérifier comment la variation angulaire du genou influence l'EMGN des EXTCOL. La première paire réunit les postures où la PCG est projetée

devant les malléoles, postures P2 et P4; la deuxième paire réunit les postures où la PCG est projetée sur les malléoles, postures P3 et P5.

La première paire montre que l'EMG de P2 (191.35%), position avec les genoux en hyperextension, est significativement plus grande ($P < 0.05$) que l'EMG de P4 (115.85%), position avec les genoux fléchis. La deuxième paire montre que l'EMG de P3 (132.85%), position avec les genoux en hyperextension, est aussi (sans être statistiquement significatif) plus grande que l'EMG de P5 (95.5%), position avec les genoux fléchis .

Les résultats confirment l'hypothèse que la flexion des genoux diminue l'activité myoélectrique (EMG) des muscles para-vertébraux lombaires (EXTCOL), et ceci dans des postures debout semblables. En contre-partie, les postures en hyperextension auront tendance à augmenter l'EMGN des muscles para-vertébraux lombaires.

Dans la figure 18, les graphiques 12 et 14 ont été superposés. Ceci facilite la comparaison entre l'EMGN des EXTCOL et le déplacement angulaire de l'articulation du genou.

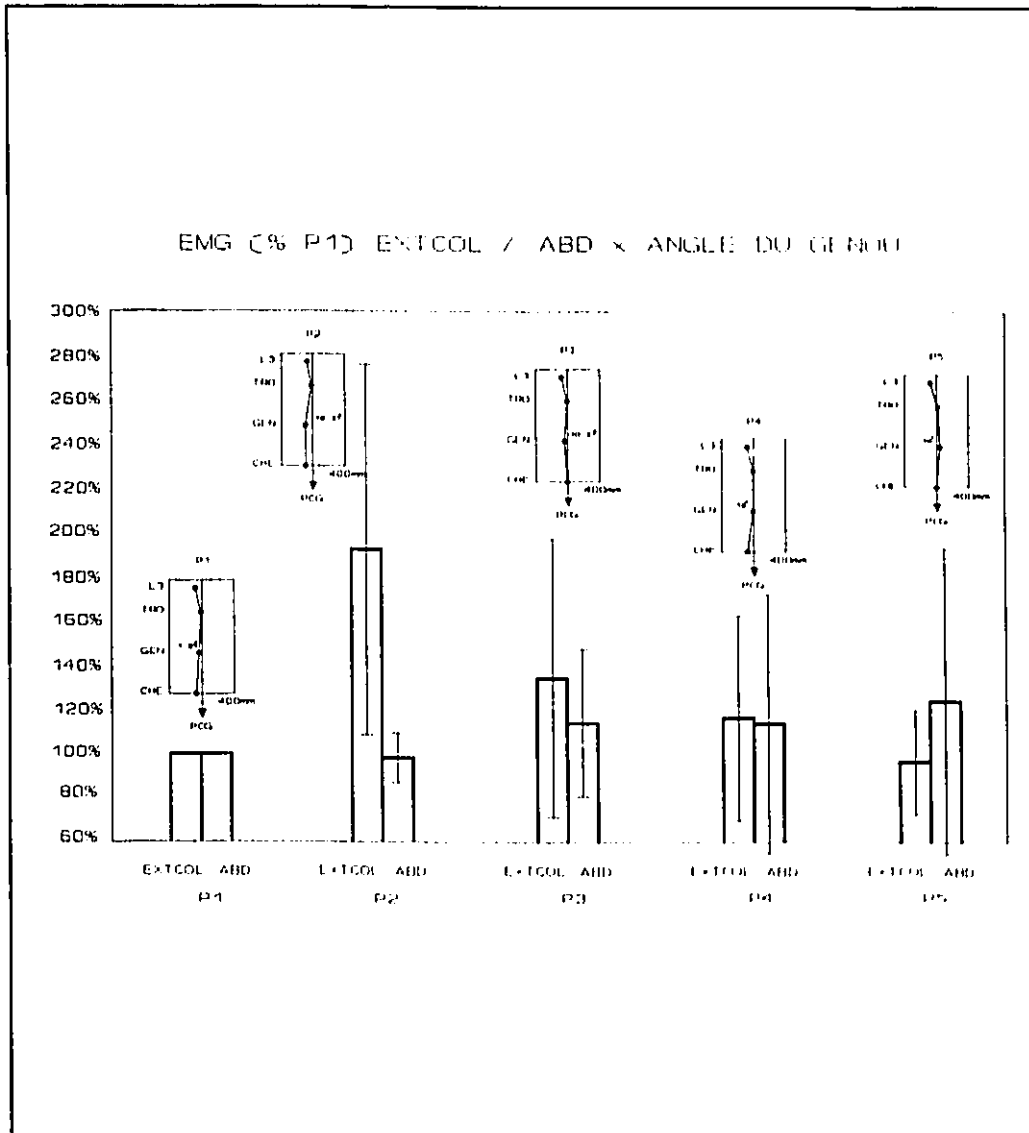


Figure 23. EMG normalisée (% P1) des muscles paravertébraux lombaires et abdominaux versus les variations angulaires du genou.

L'Influence de la position de la cheville sur l'EMGN des muscles tibial antérieur et droit antérieur

L'influence de la position de la cheville sur l'EMGN est notée principalement sur le comportement myoélectrique des muscles droit antérieur et tibial antérieur. Le test de Scheffé pour l'EMGN des muscles DA et TIB indique que les postures P2 et P4 sont réciproquement égales et différentes statistiquement de P3 et P5, qui à leur tour sont égales (tableau 4.5). Dans les postures P2 et P4 la PCG tombe devant les malléoles externes (à 5% de la taille), les moyennes normalisées des muscles tibial antérieur et droit antérieur sont significativement plus petites ($P < 0.05$) que les valeurs normalisées des postures où la PCG tombe sur les malléoles externes, P3 et P5.

Les valeurs normalisées de P2 et P4 pour les muscles TIB (respectivement 100.1% et 109.2 %) et DA (respectivement 116 % et 109.63 %) ne sont statistiquement pas différentes de celles en P1 (100 %), la posture debout naturelle choisie par le sujet étant la plus confortable. Ceci démontre que le facteur de normalisation pour l'emplacement de la PCG à 5% de la taille a été correctement choisi. Pour les postures P2 et P4, l'objectif était de reproduire la PCG d'une

posture debout naturelle.

Au moment où la PCG est déplacée postérieurement (vers la gauche dans le plan sagittal droit) pour tomber sur les malléoles externes (postures P3 et P5), les muscles TIB et DA augmentent leur activité myoélectrique: respectivement 453.1% et 455.2% pour TIB par rapport à P1; et respectivement 194.75% et 203.65% pour DA par rapport à P1 (figure 18). Les valeurs des coefficients de corrélation linéaires et de régression pour TIB et DA sont aussi éloquents et viennent renforcer les résultats du test d'analyse de la variance. Le coefficient de corrélation linéaire entre le déplacement de la cheville et l'EMGN du muscle tibial antérieur est fort et positif ($r = 0.9986$). Ceci indique que plus la PCG se rapproche de la malléole externe, plus l'activité myoélectrique du muscle tibial antérieur augmente. Le coefficient de corrélation linéaire et de régression entre le déplacement de la cheville et l'EMGN du muscle droit antérieur est fort et positif ($r = 0.9083$). Cela indique que plus la PCG se rapproche de la malléole externe, plus l'activité du muscle droit antérieur augmente. Donc, pour répondre au déplacement sagittal postérieur de la cheville, les muscles antigravitaires antérieurs des membres inférieurs, soit les muscles tibial antérieur et droit antérieur, augmentent leur activité myoélectrique.

Ceci indique que le muscle tibial antérieur est un important

stabilisateur de l'articulation de la cheville, et que le muscle grand droit, de par sa nature bi-articulaire, est un important stabilisateur de l'articulation du genou et de l'articulation de la hanche.

CHAPITRE VI

CONCLUSIONS et RECOMMANDATIONS

Les résultats de cette étude permettent les conclusions suivantes:

1) Pour les postures analysées dans la présente étude, l'EMG normalisée des muscles para-vertébraux lombaires diminue dans la mesure où l'écart entre L₃ et la PCG augmente.

2) Dans une posture debout avec les genoux en hyperextension et la PCG tombant devant les malléoles externes, l'EMGN des muscles para-vertébraux lombaires est plus grande que l'EMGN dans une posture semblable avec la PCG tombant sur les malléoles externes; et elle est aussi plus grande dans une position debout avec les genoux fléchis, soit la PCG tombant sur ou devant les malléoles externes.

3) Les déplacements sagittaux de la cheville ont une influence sur le rôle antigravitaire des muscles tibial antérieur et droit antérieur.

4) Dans la posture debout avec les genoux fléchis à dix degrés, l'EMGN des para-vertébraux lombaires et la distance sagittale entre L₃ et la PCG ressemblent à celles mesurées dans une posture debout naturelle.

Il est nécessaire de répondre à plusieurs questions sur l'interdépendance entre les variables impliquées dans la biomécanique de la posture debout. D'après cette étude, il serait recommandé de faire les recherches suivantes:

- 1) l'investigation du rôle de l'hyperextension des genoux associée à la lordose lombaire sur l'EMG des muscles para-vertébraux lombaires;
- 2) l'investigation comprenant une plus grande variété de postures debout contrôlées, avec différentes positions angulaires des articulations des membres inférieurs;
- 3) l'investigation du rôle du muscle psoas-iliaque dans différentes postures debout.

Étant donné que pour mieux comprendre la biomécanique de la posture debout quasi statique le point le plus important est de pouvoir évaluer ensemble plusieurs variables, la collecte des données doit être faite avec toutes les variables étudiées en synchronisation.

BIBLIOGRAPHIE

- Adams M.A., et Hutton W.C.: The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. The Journal of Bone and Joint Surgery, 62-B:358-362, 1980.
- Adams M.A., et Hutton W.C.: The effect of posture on the lumbar spine. The Journal of Bone and Joint Surgery, 67-B(4):625- 1985.
- Ahern D.K., Follick M.J., Council J.R., Laser-Woltson N., and Litchman H.: Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-pain controls. Pain, 34:153-160.
- Anderson B.J.G., Ortengren R., Nachemson A., Eltsrom G., and Broman H.: The sitting posture: an electromyographic and discometric study. Orthopedic Clinics of North America, 6:104-102, 1975.
- Anderson B.J.G., Ortengren R., et Nachemson A.; Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. Clinical Orthopaedics and Related Research, 129:156-164, 1977.
- Anderson B.J.G., Murphy R.W., Ortengren R., et Nachemson A.: The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. Spine, 4:52-58, 1979.
- Anderson C.K., Chaffin D.B., et Herrin G.D.: A study of lumbosacral orientation under varied static loads. Spine, 11(5):456-462, 1986.
- Andrews J.G. et Hay J.G.: Biomechanical considerations in the modelling of muscle function. Acta Morph. Neerl.-Scand., 21:199-223, 1983.
- Arena J.G., Sherman R.A., Bruno G.M., and Young T.R.: Electromyographic recordings of low back pain subjects and non-pain controls in six different positions: effect of pain levels. Pain, 45:23-28, 1991.
- Arena J.G., Sherman R.A., Bruno G.M., and Young T.R.: Electromyographic recordings of 5 types of low back pain subjects and non-pain controls. Pain, 37:57-65, 1989.

- Asmussen E.: The weight-carrying function of the human spine. Acta Orthopaedica Scandinavica, 29(4):276-290, 1960.
- Asmussen E., et Klausen K.: Form and function of the erect human spine. Clin. Orthop., 55-63, 1962.
- Babinski J.: De l'assynergie cérébelleuse. Revue Neurologique, 7:806-816, 1899.
- Barlow, W.: An investigation into kinaesthesia. The Medical Press and Circular, 215:60-63, 1946.
- Basmajian J.V.: Electromyography of iliopsoas. Anatomical Record, 138:127-132, 1958.
- Basmajian J.V.: Weight-bearing by ligaments and muscles. Canadian Journal of Surgery, 4:166-170, 1961.
- Basmajian J.V.: The unsung virtues of ligaments. Surg. Clinics of North America, 54(6):1259- ,1974.
- Basmajian J.V.: Anatomie. Somabec Ltée, St-Hyacinthe, Québec, 1977.
- Beck A. et Killus J.: Normal posture of spine determined by mathematical and statistical methods. Aerospace Medicine, 44(11):1277-1281, 1973.
- Beevor C.: The Croonoam Lectures on Muscular Movements Delivered Before the Royal of Physicians of London, Macmillan and co., London, 1903. Cité en Rasch et Burke, 1977, p.10.
- Bendix T., Sorensen S.S., et Klausen K.: Lumbar curve, trunk muscles, and line of gravity with different heel angles. Spine, 9(2):223-227, 1984.
- Bergmark A.: Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. Acta Orthopaedica Scandinavica, Suppl.230(60), 1989.
- BioAd 1.2. Biomechanics Lab, University of Ottawa, 1992.

- BioProc 1.19. Biomechanics Lab, University of Ottawa, 1992.
- BioWare 1.1. Kistler Instrument Corporation, 1991, 1992.
- Bogduk N.: A reappraisal of the anatomy of the human lumbar erector spinae. Journal of Anatomy, 131(3):525-540, 1980.
- Bogduk N., and MacIntosh J.: The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. Spine, 9:164-170, 1984.
- Bonne A.J.: On the shape of the human vertebral column. Acta Orthopaedica Belgica, 35(3-4):567-583, 1969.
- Bridger R.S., Wilkinson D., and Van Houweninge T.: Hip joint mobility and spinal angles in standing and in different sitting postures. Human Factors, 31(2):229-241, 1989.
- Broberg K.B.: The mechanical behaviour of the spinal system. Report from the division of solid mechanics, Lund Institute of Technology, Lund, Sweden, 1981.
- Broberg K.B.: On the mechanical behaviour of the intervertebral discs. Spine, 8(2):151-165, 1983.
- Brunnstrom, S.: Clinical Kinesiology, 3rd ed., Philadelphia, Davis, 1972.
- Bryant J.T., Reid J.G., Smith B.L., and Stevenson J.M.: Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers. Spine, 14(3):258-265, 1989.
- Buytendijk F.J.J.: Attitudes et Mouvements. Desclée De Brouwer, Bruges, 1957.
- Cailliet R.: Les lombalgies. Masson, Paris, 1977.
- Carlsoo S.: The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. Ergonomics, 4:193-211, 1961.
- Carlsoo S., Molbech S.: The function of certain two-joint muscles in closed muscular chain. Acta Morphol. Neerl.-Scand., 7:377-386, 1966.

- Challis J.H. and Kerwin D.G.: Accuracy assesment and control point configuration when using the DLT for Photogrammetry. Journal of Biomechanics, 25(9):1053-58, 1992.
- Collins G.A., Cohen M.J., Naliboff B.D., and Schanfer S.L.: Comparative analysis of paraspinal and frontalis EMG, heart rate and skin conductance on chronic low back pain patients and normals to various postures and stress. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 14:39-46, 1982.
- Cyriax J.: Textbook of Orthopaedic Medicine, 7th ed., vol 1. Bailliere Tindall, London, 1978.
- Day J.W., Smidt G.L., et Lehmann T.: Effect of pelvic tilt on standing posture. Physical Therapy, 64(4):510-516, 1984.
- Delagi E.F., Perotto A., Iazzetti J., et Morrison D.: Anatomic Guide for the Electromyographer: The Limbs. C Thomas Publisher, Springfield, Illinois, 1975.
- De Vries H.A.: Muscle tonus in postural muscle. American Journal of Physical Medicine, 44(6):275-291, 1965.
- De Vries H.A.: EMG fatigue curves in postural muscles. A possible etiology for idiopathic low back pain. American Journal of Physical Medicine, 47(4):175-181, 1968.
- Dolan P., Adams M.A., and Hutton W.C.: Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. Spine, 13(2):197-201, 1988.
- Donisch E.W., et Basmajian J.V.: Electromyography of deep muscles in man. American Journal of Anatomy, 133:25-36, 1972.
- Drew, L.C.: Individual Gymnastics, 3rd ed. Philadelphia, Lea et Febiger, 1926.
- Duchenne G.B.: Physiology of Motion, translated and edited by Kaplan E.B., W.B.Saunders co., Philadelphia, 1959. (Cité en Rasch et Burke, 1977, p.7.)
- During J., Goudfrooij H., Keesen W., Beeken Th. W., et Crowe A.:

Toward standards for posture, postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. Spine, 10(1):83- , 1985.

Farfan H.F.: Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. Orthopedic Clinics of North America, 6(1):135-144, 1975.

Farfan H.F.: The biomechanical advantage of lordosis and hip extension for upright activity, man as compared with others anthropoids. Spine, 3(4):336-342, 1978.

Farnhi W.F. et Trueman G.E.: Comparative radiological study of the spines of a primitive population with north americans and northern europeans. The Journal of Bone and Joint Surgery, 47b(3):552- ,1965.

Farnhi W.F.: Backache Relieved Through New Concepts of Posture. Springfield, Illinois, C C Thomas, 1966.

Flint M.M.: Lumbar posture: A study of roentgenographic measurement and the influence of flexibility and strength. The Research Quarterly, 34(1):15-20, 1963.

Flor H., Turk D.C., amd Birbaumer N.: Assesment of stress-related psychophysiological reactions in chronic back pain patients. J. Cons. Clin. Psychol., 53:354-364, 1985.

Floyd N.F., and Silver P.H.S.: THE function of the erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. Journal of Physiology, 129:184-203, 1955.

Fox M.G., et Young O.G.: Placement of the gravital line in antero-posterior standing posture. The Research Quarterly, 25:277-285, 1954.

Frymoyer, J.W., Pope, M.H., Clements, J.H., Wilder, D.G., MacPherson, B., et Ashikaga, T.: Risk factors in low back-pain. The Journal of Bone and Joint Surgery, 65-A:213-218,1983.

- Gilbert N.: Statistiques (Traduit et Adapté par: Savard J.G.), Éditions HRW Ltée, Montréal, 1978.
- Goldhwait J.E., Brown L.T., Swaim L.T., et Kuhns J.G.: Body Mechanics in the Study and Treatment of Disease. Philadelphia, Lippincott, 1934.
- Grabel J.A.: Electromyographic study of low back muscle tension in subjects with and without chronic low back pain. Diss. Abst. Int., 34:2929-2930, 1973.
- Gracovetsky S., and Farfan H.: The optimum spine. Spine, 11(6):543-573, 1986.
- Hellebrandt F.A.: Standing as a geotropic reflex. American Journal of Physiology, 121:471-474, 1938.
- Hellebrandt F.A., Borgdon E., and Tepper R.H.: Posture and its cost. American Journal of Physiology, 129:773-781, 1940.
- Hellebrandt F.A., et Franseen, E.B.: Physiological study of the vertical stance of man. Physiological Reviews, 23:220-225, 1943.
- Hellebrandt F.A., Tepper R.H., Braun G.L., and Elliot M.C.: The location of the cardinal anatomical orientation planes passing through the center of weight in young adult women. American Journal of Physiology, 121:465-470, 1938.
- Heerkens Y.F., Woittiez R.D., Huijing P.A., van Ingen Scheneau G.J., Rozendal R.H., and Huson A.: Inter-Individual differences in the passive resistance of the human knee. Human Movement Science, 4:167-88, 1985.
- Hunt V.V., and Massey W.W.: Electromyographic evaluation of structural integration techniques. Psychoenergetic Systems, 2:199-210, 1977.
- Itoi E.: Roentgenographic analysis of posture in spinal osteoporotics. Spine, 16(7):750-756, 1991.
- Jeong B.Y.: Respiration effect on standing balance. Archives of Physical

Medicine & Rehabilitation, 72(9):642-5, 1991.

Joseph J., and Nigthingale A.: Electromyography of muscles of posture: leg in males. Journal of Physiology, 117:484-491, 1952.

Joseph J., and McColl I.: Electromyography of muscles of posture: posterior vertebral muscles in males. Journal of Physiology, 157:33-37, 1961.

Kapandji I. A.: Physiologie Articulaire: Fascicule III - Tronc et Rachis. Maloine S.A. Editeur, Paris, 1972.

Keegan J.J.: Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. The Journal of Bone and Joint Surgery, 35a(3):589-603, 1953.

Kelton I.W., et Wright R.D.: The mechanism of easy standing in man. Australian Journal of Exp. Biol. Medicine Science, 27:505-515, 1949.

Kendall H.O., Kendall F.P., Wadsworth G.E.: Muscles Testing and Function. Williams and Wilkins Company, 2nd ed, Baltimore, 1971.

Kidder L.H.: Selltiz, Wrightsman and Cook's Research Methods in Social Relations. Holt, Rinehart and Winston, 4th ed, New York, 1981.

Klausen K., and Rasmussen B.: On the location of the line of gravity in relation to L₅ in standing. Acta Physiologica Scandinavica, 72:45-52, 1968.

Klein-Vogelbach S.: Functional Kinetics: Observing, Analyzing, and Teaching Human Movement. Springer-Verlag, 4th ed, Berlin-Heildeberg, 1990.

Koch J.D., cité en Martz, C.D.: Studies on stress and strain in treatment of fractures. Journal of Bone and Joint Surgery, 46A:409-415, 1964.

Kramer J.: Biochemie der zwischemwirbelscheibem. Wirbelsanle Forsch. Prax., 59(10), 1974.

- Krauss H.: Effect of lordosis on the stress in the lumbar spine. Clinical Orthopedics and Related Research, 117:56- ,1976.
- Kravitz E., Moore M.E., and Glaros A.: Paralumbar muscle activity in chronic low back pain. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 62:172-176, 1981.
- LaBan M.M., Raptou A.D., and Johnson E.W.: Electromyographic study of the function of iliopsoas muscle. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, :676-679, Oct., 1965.
- Liemohn W., Snodgrass L.B., Sharpe G.L.: Unresolved controversies in back management- A review. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 9(7):239-244, 1988.
- Locke L.F.: Research in Physical Education: A Critical Review. Teachers College Press, New york, 1969.
- Macintosh J.E., Bogduck N., Gracovetsky S.: The biomechanics of the thoracolumbar fascia. Rolf Lines, 2:78-83, 1987.
- Mandall A.C.: The seated man (Homo Sedens). The seated work position - Theory and Practice. Applied Ergonomics, 12(1):19-26, 1981.
- Marzan G.T. and Karara H.M.: A computer program for Direct Linear Transformation solution of the colinearity condition, and some applications of it. In Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetric Systems, pp. 420-76, American Society of Photogrammetry, Falls Church, 1975.
- May J.W.: The placement of the gravity line on the human body in the antero-posterior plane and its relationship to posture by roentgenoscopic study. Master's Thesis. State University of Iowa, Iowa, 1955.
- McGill S.M. and Norman R.W.: Partitioning of L₄-L₅ dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. Spine, 11(7):666-678, 1986.
- McGill S.M.: Loads in lumbar tissues. Proceedings of the Fifth Biennial Conference and Human Locomotion Symposium of the Canadian

Society of Biomechanics, ed. by Cotton, C.E., Lamontagne M., Robertson D.G.E., and Stothart J.P., Ottawa, 1988.

Micheli L.J.: Back injuries in dancers. Clinics in Sports Medicine, 2(3):473-484, 1983.

Nachemson A.L.: Electromyographic studies on the vertebral portion of the psoas muscle. Acta Orthopaedica Scandinavica, 37:177-190, 1966.

Nachemson A.L.: The possible importance of the psoas muscle for the stabilization of the lumbar spine. Acta Orthopaedica Scandinavica, 39:47-57, 1968.

Nachemson A.L. et Elfstrom G.: Intravital dynamic pressure measurements in lumbar disks. Scand. J. Rehab. Med., Suppl. 1, 1970.

Nachemson A.L.: Low back pain its etiology and treatment. Clinical Medicine, 78:18-24, 1971.

Nachemson A.: Towards a better understanding of low-back pain: A review of the mechanics of the lumbar disc. Rheumatology and Rehabilitation, 14:129-, 1975.

Nachemson A.L.: The lumbar spine, the orthopaedic challenge. Spine, 1(1):59-71, 1976.

Nachemson A., Anderson G.B.J., et Schultz A.B.: Vasalva manoeuvre biomechanics, effects on the lumbar trunk loads of elevated intra-abdominal pressures. Spine, 11(5):476- ,1986.

Nakada K.: A Study on senile postural deformity. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi, 62:1149-1161, 1988.

NASA: Anthropometric Source Book. Vol.1: Anthropometry for Designers. NASA Reference Publication 1024, 1978.

Nashner L.M.: Adapting reflexes controlling the human posture. Exp. Brain Res., 26:59-72, 1976.

- Nashner L.M.: Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. Exp. Brain Res., 30:13-24, 1977.
- Nicholas J.A., Marino M.: The Relationship of injuries of the leg, foot and ankle, to proximal thigh strength in athletes. Foot & Ankle, 7(4):218-228, 1987.
- Nouwen A. and Bush C.: The Relationship between paraspinal EMG and chronic low back pain. Pain, 20:109-123, 1984.
- Nubar Y. and Contini R.: A minimal principle in biomechanics. Bulletin of Mathematical Biophysics, 23:377-391, 1961.
- Oddsson, L.I.E.: Control of postural trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. Acta Physiologica Scandinavica, vol. 140, supplementum 595, Stockholm, 1990.
- Ohlen G., Wredmark T., and Spangfort E.: Spinal sagittal configuration and back related mobility to low-back pain in the female gymnast. Spine, 14(8):847-850, 1989.
- Okada M.: An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. Journal of Human Ergology, 1:75-93, 1972.
- Opila K.A., Wagner S.S., Schiowitz S., and Chen J.: Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. Spine, 13(5):542-547, 1988.
- Platon , 500 a.c. Cité en: Metheny E.: Body Dynamics, McGraw-Hill Book Co., New York, 1952, pp.101-102.
- Physitest Normalisé Canadien: Manuel Technique. CPSA 7379, 3è ed., Canada, 1986.
- Pope M.H., Rosen J.C., Wilder D.G., et Frymoyer J.W.: The relation between biomechanical and psychological factors in patients with low-back pain. Spine, 5(2):173-178, 1980.
- Pope M.H., Bevins T., Wilder D.G., and Frymoyer J.W.: The relationship between anthropometric, postural, muscular, and mobility

characteristics of males ages 18-55. Spine, 10(7):644- 648, 1985.

Portnoy H., and Morin F.: Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. American Journal of Physiology, 186:122-126, 1956.

Rasch P.J., e Burke R.K.: Cinesiologia e Anatomia Aplicada. Guanabara Koogan, 5ª ed., Rio de Janeiro, 1983.

Rolf I.P.: Rolfing. The Integration of Human Structures. Harper & Row, New York, 1977.

Schultz A.B., Anderson G.B.J., Haderspeck K., Ortengren R. And Nordin M.: Analysis and measurement of lumbar trunk loads in tasks involving bends and twists. Journal of Biomechanics, 15: 669-676, 1982a.

Schultz A.B., Anderson G.B.J., Ortengren R., Haderspeck K., and Nachemson A.: Loads on the lumbar spine. Journal of Bone and Joint Surgery, 64-A:713-720, 1982b.

Schultz, A.B.: Biomechanics of the spine. In Nelson, M.(Ed.): Low Back Pain and Industrial and Social Disablement. Middlesex, Back Pain Association, 1983, pp. 20-25.

Sherman R.A.: Relationship between strength of low back muscle contraction and reported intensity of chronic low back pain. American Journal of Physical Medicine, 64:190-200, 1985.

Skogland L.B., and Miller J.A.A.: On the importance of growth in the idiopathic scoliosis. Thesis, University of Oslo, Norway, 1980.

Souchard Ph.E.: Ginástica Postural Global. Martins Fontes, 2a ed., São Paulo, 1985.

Smith J.W.: The act of standing. Acta Orthopaedica Scandinavica, 23:159-168, 1953.

Smith J.W.: The forces operating in the human ankle joint during standing. Journal of Anatomy, 91:545-564, 1957.

- Snijders I.C.J.: On the form of the human spine and some aspects of its mechanical behaviour. Acta Orthopaedica Belgica, 35(3-4):585-594, 1969.
- Soames R.W. et Atha J.: The role of the antigravity musculature during quiet standing in man. Eur. Jour. Appl. Physiology, 47:159-167, 1981.
- Sokas R.K., Spielgelman D., and Wegman D.H.; Self-reported musculoskeletal complaints among garment workers. American Journal of Industrial Medicine, 15:197-206, 1989.
- Steindler A.: Kinesiology of the Human Body, Thomas, 2nd ed., Springfield Ill., 1955.
- Stokes I.A.F., Wilder D.G., Frymoyer J.W., and Pope M.H.: Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. Spine, 6:233-240, 1981.
- Stokes I.A.F., and Frymoyer J.W.: Segmental motion and instability. Spine, 12(7):688-691, 1987.
- Strasser H.: Lehrbuch der Muskel-und Gelenkmechanik, Springer, Berlin, 1913.
- Such C.A., Unsworth A., Wright V., and Dowson D.: Quantitative study of stiffness in the knee joint. Annals of the Rheumatic Diseases, 34:286-91, 1975.
- Suzuki N.: Studies on postures of healthy Japanese adults: A Classification of postures and their relation to changes in different age groups. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi, 52:471-492, 1978.
- Taylor J.R., and Twomey L.T.: Age changes in lumbar zygapophyseal joints. Spine, 11:739-745, 1986.
- Toppenberg R.M. and Bullock M.J.: The interrelation of spinal curves, pelvic tilt and muscle lengths in the adolescent female. Australian Journal of Physiotherapy, 32(1):6- , 1986.
- Troup J.D.G. et Chapman A.E.: The strength of the flexor and extensor

- muscles of the trunk. J. Biomechanics, 2:49-62, 1969.
- VanDalen D.B.: Understanding Educational Research: An Introduction. McGraw-Hill, 4th ed., Toronto, 1979.
- Wells F.K. et Luttgens K.: Kinesiology: Scientific Basis of Human Motion. W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1976.
- Wiles P.: Postural deformities of the anteroposterior curves of the spine. The Lancet, 1:911-919, April 17, 1937.
- Wilfing F.J.: Psychophysiological Correlates of Low Back Pain. Unpublished Dissertation. University of British Columbia, 1981.
- Williams M. et Lissner H.R.: Biomechanics of Human Motion. Saunders, Philadelphia, 1962.
- Winer B.J.: Statistical Principles in Experimental Design, 1st ed., McGraw-Hill, New York, 1970.
- Winter D.A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons Publication, New York, 1990.
- Winter D.A., Patla A.E., Frank J.S.: Assessment of balance control in humans. Medical Progress Through Technology, 16:31-51, 1990.
- Withney R.J.: The strength of the lifting action in man. Ergonomics, 1:101-128, 1958.
- Wood G.A. and Marshall R.N.: The accuracy of DLT extrapolation in the three-dimensional film analysis. Journal of Biomechanics, 19(9):781-85, 1986.
- Woodhull A.M., Maltrud K., and Mello B.L.: Alignment of the human body in standing. European Journal of Applied Physiology, 54:109-115, 1985.
- Woodhul-McNeal A.P.: Activity in torso muscles during relaxed standing. European Journal of Applied Physiology, 55:419-424, 1986.
- Zacharkow D.: Posture: Sitting, Standing, Chair Design and Exercise.

Charles C Thomas Publisher, Springfield Illinois, 1988.

Yang J.F. and Winter D.A.: Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensivity as diagnostic tools in gait analysis. Arch. Phys. Med Rehabil., 65:517-521, 1984.

ANNEXE I
DONNÉES ANTHROPOMÉTRIQUES

ANNEXE II

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

FACULTÉ DES SCIENCES DE LA SANTÉ
FACULTY OF HEALTH SCIENCES

Page 1/2

Informations sur l'Étude

Le but de ce projet est d'évaluer l'influence de différentes positions debout sur la colonne lombaire à l'aide de la photographie et de l'électromyographie. Au début de la séance expérimentale, des marqueurs corporels (ruban adhésif) seront placés sur les articulations des membres inférieurs, sur le tronc et sur la tête. Des électrodes de surface seront posées sur les muscles du dos au niveau lombaire, sur l'abdomen, sur la cuisse et sur la jambe. Les mesures du poids et la taille du sujet, ainsi que la longueur des pieds, des jambes, des cuisses et du tronc seront prises. L'activité basale de la musculature étudiée sera échantillonnée en position couchée sur une table du laboratoire pour une période de deux minutes au début de l'expérimentation. Le protocole expérimental est constitué des différentes positions debout des membres inférieurs selon dix conditions expérimentales basées sur l'angle de flexion du genou (hyperextension, extension, et semi-flexion de dix degrés), et de la projection du centre de gravité passant en avant, au-dessus et en arrière de la malléole externe. Chaque condition expérimentale sera photographiée et l'activité myoélectrique, ainsi que la position du centre de gravité seront enregistrées. Chaque condition expérimentale durera environ deux minutes, ce qui implique une charge de travail légère d'environ 20 minutes (travail intermittent) pour l'ensemble des dix conditions. Il vous sera demandé d'enlever certains vêtements (chemise) dans le but de rendre visible les marqueurs corporels. On s'attend à ce que vous soyez pieds nus et en maillot de bain afin d'appliquer les électrodes de surface pour l'électromyographie et les marqueurs articulaires. Vous pouvez refuser d'enlever ces vêtements sans aucune pénalité ou discrimination, toutefois vous ne pourriez participer à l'étude.

En signant la formule de consentement, ci-jointe vous affirmez avoir lu et bien compris les lignes précédentes. Vous participez à cette étude biomécanique de votre plein gré et vous pouvez refuser de participer à l'une des phases expérimentales et/ou vous retirer complètement de l'étude **EN TOUT TEMPS** sans aucune discrimination ou pénalité.

FACULTÉ DES SCIENCES DE LA SANTÉ
FACULTY OF HEALTH SCIENCES

Comité Universitaire de Déontologie et de la Recherche sur les Êtres Humains. Dr. Marie des Anges Loyer, Ph.D.; tél. :787-6550.

Page 2/2

Consentement pour la Participation à une étude biomécanique et musculaire des membres inférieures et du tronc pour différentes postures debout.

Chercheurs: Rodrigo Corrêa (B.pht.) et M. Lamontagne Ph.D.
tél.: 564-9132/9105.

Nom du volontaire: _____ Date: _____

Je comprends bien les implications à ma participation à cette étude tel qu'expliqué dans le formulaire d'informations ci-joint, en particulier le protocole expérimental et les risques possibles. Je participe à cette étude biomécanique comme volontaire de mon plein gré.

Je peux me retirer de cette étude en **TOUT TEMPS** sans aucune discrimination ou pénalité.

Ma confidentialité sera protégée de la façon suivante:

Les données photographiques, ainsi que toute autre donnée obtenue au cours de ce projet de recherche, seront gardées confidentielles et ne seront accessibles qu'aux chercheurs impliqués dans cette étude. Les documents photographiques pourront être utilisés en milieu éducationnel ou de recherche. Advenant que les résultats de l'étude soient publiés, aucune identité ne sera dévoilée.

Informations générales sur l'étude:

Le but de ce projet est d'évaluer l'influence de différentes positions debout sur la colonne lombaire à l'aide de la photographie et de l'électromyographie.

Une session expérimentale de deux heures est requise de la part du volontaire. Durant la période expérimentale on vous photographiera, et des prises de vue de tout le corps seront effectuées. On s'attend à ce que vous soyez en maillot de bain et pieds nus afin que les marqueurs articulaires soient visibles.

Les seuls inconforts et inconvénients soupçonnés sont le positionnement des électrodes de surface (nettoyage de la peau avec de l'alcool et rasage de la partie frottée).

Date et signature du volontaire: _____

Date et Signature du témoin: _____

ANNEXE III
DONNÉES BRUTES

ELECTROMYOGRAPHIE (normalisee par rapport a P1)														
	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2	EMGP2
SUJET	EXTCOL	ABD	DA	BIC	GAST	TIB	EXTCOL	ABD	DA	BIC	GAST	TIB	EXTCOL	ABD
	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3	EMGP3
	EXTCOL	ABD	DA	BIC	GAST	TIB	EXTCOL	ABD	DA	BIC	GAST	TIB	EXTCOL	ABD
AF	176	118	97	104	127	113	100	130	312	69	65	65	65	657
AR	204	108	100	355	312	85	89	85	148	78	47	47	254	254
BA	174	93	106	77	213	98	191	94	107	101	111	111	510	510
DB	103	99	98	80	140	105	112	111	274	79	70	70	557	557
ER	273	99	99	97	100	105	58	235	306	93	99	99	1261	1261
ES	212	109	85	224	148	99	285	107	86	297	80	80	803	803
FG	466	85	98	144	96	226	135	95	99	76	33	33	36	36
GP	162	97	96	104	106	107	87	98	171	106	87	87	443	443
GW	100	83	126	102	102	135	96	93	98	99	99	99	101	101
JH	189	100	97	100	91	76	101	100	472	102	906	906	84	84
JM	158	99	98	100	104	101	129	110	130	96	97	97	311	311
KK	133	95	99	104	124	95	111	92	321	104	103	103	420	420
ML	242	103	96	107	186	102	100	126	336	88	85	85	562	562
PG	199	92	100	100	118	132	101	102	141	101	470	470	99	99
PN	155	107	110	142	201	102	76	163	191	101	544	544	544	544
PP	121	82	110	98	284	87	98	115	127	96	75	75	522	522
RP	145	81	99	86	114	66	214	111	193	86	129	129	517	517
SL	147	121	100	129	88	256	131	97	112	133	97	97	552	552
SR	312	88	84	112	175	109	273	104	119	96	106	106	414	414
WP	156	91	104	129	220	121	170	102	152	107	101	101	415	415
Total	3827	1950	2002	2394	2947	2320	2657	2270	3895	2007	2761	2761	9062	9062
Moyenne	191.35	97.50	100.10	126.00	155.11	116.00	132.85	113.50	194.75	105.63	153.39	153.39	453.10	453.10
Ecart Type	83.85	11.28	8.81	64.26	65.62	46.05	62.70	33.39	105.65	48.48	209.64	209.64	280.32	280.32

ELECTROMYOGRAPHIE (normalisee par rapport a P1)														
SUJET	EMGP4		EMGP4		EMGP4		EMGP4		EMGP5		EMGP5		EMGP5	
	EXTCOL	ABD	DA	BIC	GAST	TIB	EXTCOL	ABD	DA	BIC	GAST	TIB	EXTCOL	ABD
AF	97	126	101	115	150	104	100	127	226	71	67	420		
AR	116	99	99	210	182	67	85	80	113	76	36	241		
BA	91	97	104	102	190		83	78	152	93	90	580		
DB	103	107	190	81	169	153	116	122	266	81	70	562		
ER	90	106	98	97	93	97	87	391	338	102	96	1241		
ES	102	101	98	101	228	96	97	101	127	97	78	826		
FG	126	79	107	76	97	84	115	126	370	76	905	38		
GP	88	98	101	105	104	105	83	80	238	112	94	526		
GW	101	97	152	113		116	101	102	139	99		100		
JH	106	103	98	122	92	127	102	118	363	99	636	65		
JM	196	107	99	144	165	172	109	97	123	107	99	290		
JK	86	89	125	107	125	91	86	93	290	102	106	462		
ML	102	102	95	100	131	107	98	111	189	98	97	598		
PG	89	98	98	70	70	93	86	100	139		427	92		
PN	86	117	161	99		102	70	159	187	98		459		
PP	91	358	78	97	264	83	111	104	246	94	72	645		
RP	125	91	80	100	242	73	102	198	166	96	157	556		
SL	104	99	105	116	102	181	120	106	115	120	91	452		
SR	280	99	89	102	113	106	76	97	132	97	104	531		
WP	138	94	106	125	221	126	83	82	154	109	111	420		
Total	2317	2267	2184	2112	2738	2083	1910	2472	4073	1827	3336	9104		
Moyenne	115.85	113.35	109.20	111.16	152.11	109.63	95.50	123.60	203.65	96.16	185.33	455.20		
Ecart Type	46.22	58.41	27.75	28.35	58.57	30.82	14.20	69.09	84.27	12.66	232.91	282.79		

		DISTANCE ENTRE LE REPERE ET LA PROJECTION DU CENTRE DE GRAVITE (en mm.)														
		DPCGP2			DPCGP3			DPCGP4			DPCGP5			DPCGP5		
		GEN	TRO	L3	GEN	TRO	L3	GEN	TRO	L3	GEN	TRO	L3	GEN	TRO	L3
SUJET																
AF	22	-6	45	-6	-24	55	-9	-24	344	-66	-26	58				
AR	52	17	54	-14	21	68	26	15	47	-30	18	83				
BA	98	42	71	59	64	93	48	35	73	-26	49	97				
DB	57	-4	65	-3	10	81	16	25	91	-30	6	102				
ER	76	56	71	-15	4	69	33	53	87	-45	-12	62				
ES	71	3	79	40	47	117	8	-13	91	-65	-19	94				
FG	98	3	107	61	-10	106	14	25	114	-58						
GP	42	19	50	-21	2	60	-3	-4	68	-70	-22	70				
GW	-13	-13	77	51	-16	79	-35	-2	87	15	-16	83				
JH	63	58	58	-11	76	21	21	16	59	-56	91	91				
JM	50	36	110	-29	-9	109	28	16	43	-28	-13	103				
KK	61	35	93	-24	-8	94	7	19	91	-59	-9	92				
ML	32	39	59	-18	-7	39	5	23	66	-63	-6	55				
PG	79	16	38	26	10	49	12	10	55	-41	2	65				
PN	56	5	68	-7	-17	69	-12	-7	90	-68	99	99				
PP	109	9	64	44	-14	72	35	9	92	54	-73	87				
RP	53	3	54	-5	11	64	0	-9	71	-67	-12	72				
SL	96	4	86	-4	1	98	11	-15	88	50	-9	90				
SR	51	7	69	1	3	68	-3	3	72	-54	-15	83				
WP	64	54	65	16	63	84	23	45	67	-38	12	71				
Total	1217	325	1383	141	131	1550	225	204	1622	-745	-145	1557				
Moyenne	60.85	17.11	69.15	7.05	6.89	77.50	11.25	10.74	81.10	-37.25	-8.53	81.95				
Ecart Type	28.59	20.58	18.90	29.14	25.58	20.52	18.97	20.82	73.86	36.82	24.57	15.15				

DISTANCE ENTRE LE REPERE ET LA PROJECTION DU CENTRE DE GRAVITE (en mm.)										
	P1	P1	P1	P1	P2	P3	P4	P5		
	Cheville	Genou	Trochan	L3	Cheville	Cheville	Cheville	Cheville		
SUJET										
AF	53	5	-3	51	81	4	79	7		
AR	60	27	-16	67	86	0	72	-3		
BA	70	42	9	59	92	9	84	9		
DB	56	6	21	72	85	13	76	7		
ER	67	25	18	71	91	7	67	5		
ES	90	54	-3	65	83	6	83	3		
FG	86	26	33	124	58	-11	84	-8		
GP	33	18	-4	80	73	1	73	-3		
GW	61	17	11	79	94	4	88	2		
JH	101	32	39	99	94	8	89	12		
JM	62	7	6	93	87	11	88	-9		
KK	85	37	3	121	106	12	87	9		
ML	62	-32	-4	70	85	11	84	2		
PG	71	28	21	116	79	-1	80	1		
PN	85	26	22	62	91	4	86	8		
PP	65	17	19	97	103	1	85	0		
RP	59	24	24	56	85	5	83	5		
SL	68	40	-1	81	87	-2	88	6		
SR	69	31	15	84	83	8	87	-3		
WP	58	2	-3	80	86	0	79	1		
Total	1361	432	207	1627	1729	90	1642	51		
Moyenne	68.05	21.60	10.35	81.35	86.45	4.50	82.10	2.55		
Ecart Type	15.32	18.37	14.29	21.19	10.13	5.83	6.11	5.69		