

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

COMPARAISON PHYSIOLOGIQUE ET BIOMÉCANIQUE  
ENTRE DIFFÉRENTES POSTURES ASSIS-DEBOUT  
AUX POSTURES ASSIS ET DEBOUT

THÈSE  
PRÉSENTÉE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DU DOCTORAT EN BIOLOGIE

PAR  
FRANÇOIS TAILLEFER

JUIN 2011

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL  
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de cette thèse se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

## REMERCIEMENTS

L'accomplissement de ce projet a été rendu possible grâce à la contribution de plusieurs personnes que je tiens à remercier sincèrement. Mes remerciements vont à tous mes proches d'hier et d'aujourd'hui qui, de près ou de loin, m'ont apporté leur soutien et leurs conseils tout au long de l'élaboration de cette thèse, ainsi qu'à mes deux enfants, Charles et Gabrielle pour leur patience durant douze ans. Des remerciements plus particuliers aux sujets qui ont bien voulu se prêter aux diverses expérimentations; à Monsieur Roland Savard, professeur au département de Biologie de l'Université du Québec à Montréal (UQÀM), et mon directeur de thèse, qui m'a accueilli à l'improviste dans son laboratoire et qui m'a stimulé tant dans l'approfondissement des connaissances sur les aspects physiologiques que dans l'écriture de cette thèse; au docteur Michel Zummo, phlébologue, pour ces judicieux conseils physiopathologiques et son expertise clinique qui ont orienté ma démarche réflexive; à Monsieur Jean P. Boucher, professeur titulaire au département de kinanthropologie de l'UQÀM et mon co-directeur de thèse, pour m'avoir stimulé à faire un doctorat en ergonomie et pour ses enseignements en biomécaniques et en statistiques, et qui, sans son appui, je n'aurais jamais persévéré dans la poursuite de mes études doctorales, ainsi qu'à Alain-Steve Comtois, professeur au même département, pour m'avoir aiguillé dans l'écriture des articles. Ces travaux ont été rendus possibles grâce à des bourses de l'institut de recherche en santé et sécurité au travail (IRSST) et de la Chaire en ergonomie de l'UQAM, Général Motor et Canadien National (GM-CN), ainsi qu'à la générosité de Monsieur Claude Cusson de la Société alimentaire MC inc., de Monsieur Martin Mainville et Madame Ginette Therrien de la boutique tout pour le dos ainsi que de Ergométrie inc.

# TABLES DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS .....	ii
TABLES DES MATIÈRES .....	iii
LISTE DES FIGURES .....	vii
LISTE DES TABLEAUX .....	xvi
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	xviii
LISTE DES SYMBOLES .....	xx
RÉSUMÉ .....	xxi
CHAPITRE I. INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE II. LA PROBLÉMATIQUE.....	3
CHAPITRE III. LES FACTEURS DE RISQUES PHYSIOLOGIQUES.....	6
III.1. Évolution de l'apparition de l'œdème et des varices dans les populations de travailleur.....	6
1.1. Les différents facteurs de risque.....	10
III.2. CONSÉQUENCES PHYSIOLOGIQUES DE LA POSTURE STATIQUE .....	13
2.1. Hémodynamique des membres inférieurs .....	13
2.1.1. Anatomie fonctionnelle du mollet.....	13
2.1.2. Phase de remplissage du mollet.....	14
2.1.3. Rôle hémodynamique des muscles du mollet .....	16
2.1.4. Effet de l'hyperextension du genou.....	18
2.2. Problèmes circulatoires liées aux postures de travail .....	19
2.2.1. L'œdème .....	19
2.2.2. Histologie de la veine non-variqueuse .....	23
2.2.3. Les varices .....	25

2.2.4. L'hypoxie .....	27
III.3. LA PERCEPTION DU TRAVAILLEUR .....	33
3.1. Méthodes psychophysiques d'autoévaluation.....	33
3.2. Spécificités des outils d'autoévaluation.....	38
3.3. La fatigue posturale et sa perception .....	38
3.3.1. Facteurs pouvant influencer la perception de la fatigue.....	41
3.3.1.1 Effets des drogues sociales sur la contraction musculaire.....	41
3.3.1.2 Effets de la chaleur .....	41
3.3.1.3 Effet du manque de substrats énergétiques.....	42
3.4. La douleur et sa perception .....	44
3.4.1. Mécanisme de la douleur aiguë.....	45
3.4.2. Mécanisme de la douleur diffuse .....	46
3.4.3. Évolution potentielle de la douleur diffuse .....	46
3.4.4. Système de protection .....	47
3.4.5. Évaluation de la perception de la douleur et de la fatigue .....	48
3.4.6. Facteurs pouvant influencer la perception de la douleur .....	48
3.4.6.1 Influence du système hormonal sur la douleur.....	48
3.4.6.2 Influence de la satisfaction de l'emploi.....	50
3.4.6.3 Influence du sexe sur l'autoévaluation de la douleur .....	51
3.4.6.4 Temps nécessaire à la perception du confort d'une posture.....	51
III.4. LES DIFFÉRENTES POSTURES UTILISÉES EN MILIEU DE TRAVAIL .....	53
4.1. La posture debout.....	53
4.1.1. Avantages physiologiques .....	53
4.1.2. Avantages biomécaniques.....	53
4.1.3. Inconvénients physiologiques .....	53
4.1.3.1 Fatigue et douleur au bas du dos.....	59
4.1.3.2 Dépense énergétique.....	63
4.1.3.3 Transition entre les postures debout, assis-debout et assises.....	63
4.1.4. Inconvénients biomécaniques .....	63
4.1.4.1 Flexion du tronc .....	65
4.1.4.2 Appui sur un pied.....	67
4.1.4.3 Manipulation d'objets en position debout.....	67

4.1.5. Stratégies utilisées pour diminuer les inconvénients biomécaniques et physiologiques .....	68
4.1.5.1 Le déplacement .....	68
4.1.5.2 Bandage élastique .....	69
4.1.5.3 Tapis anti-fatigue .....	69
4.2. La posture assise.....	71
4.2.1. Avantages physiologiques .....	71
4.2.2. Avantages biomécaniques.....	72
4.2.3. Inconvénients physiologiques .....	73
4.2.3.1 Passage de la position assise à debout.....	75
4.2.4. Inconvénients biomécaniques .....	75
4.2.5. Autres facteurs à considérer .....	80
4.2.5.1 Effet de l'angle d'assise sur la lordose.....	80
4.2.5.2 Utilisation d'un dossier .....	84
4.2.5.3 L'utilisation d'un support lombaire.....	86
4.2.5.4 Utilisation d'appuis-bras .....	87
4.2.5.5 Position assis au sol .....	88
4.2.5.6 Position assise et manipulation d'objets .....	88
4.3. La posture assis-debout.....	90
4.3.1. Facteurs physiologiques .....	90
4.3.2. Facteurs biomécaniques.....	98
4.4. L'importance de l'alternance de posture .....	111
4.5. Conclusion .....	114
CHAPITRE IV.    OBJECTIFS DE RECHERCHE.....	116
CHAPITRE V.    MÉTHODOLOGIE COMMUNE.....	119
V.1. Caractéristiques des sujets .....	119
1.1. Les caractéristiques des sujets, documentées : .....	120
1.2. Directives aux sujets .....	121
V.2. Caractéristiques des postures statiques.....	122
2.1. Standardisation des angles des articulations.....	123
V.3. Calcul de l'angle du bassin .....	125
V.4. Distance verticale pied / cœur .....	126
V.5. Électromyographie .....	127
V.6. Température, perfusion et pression partielle transcutanée (T <sub>cp</sub> ) d'O <sub>2</sub> et de CO <sub>2</sub> au niveau du pied .....	129
V.7. Mesure du volume du pied et de la cheville.....	131
V.8. Fréquence cardiaque .....	132

V.9. Dépense énergétique .....	133
V.10. Confort physique .....	134
V.11. Concentration plasmatique des prostaglandines (PGF2 alpha) .....	135
V.12. Alternance des postures.....	136
V.13. Déroulement.....	136
V.14. Limites expérimentales.....	138
V.15. Analyses statistiques.....	139
CHAPITRE VI. Articles .....	140
VI.1. ARTICLE 1 <i>THE EFFECT OF LUMBAR LORDOSIS ON PELVIC ANGLE AND PERCEIVED SUBJECT COMFORT DURING SITTING, SIT-STAND AND STANDING POSTURES</i> .....	141
VI.2. ARTICLE 2 RÉPONSES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES À DIVERS TYPES DE BANCS ASSIS-DEBOUT CHEZ LA FEMMES SANS PROBLÈMES VEINEUX ET VARICOSÉES .....	168
VI.3. ARTICLE 3 LES EFFETS DES POSTURES STATIQUES SUR LES PARAMÈTRES VASCULAIRES DES MEMBRES INFÉRIEURS CHEZ LA FEMMES AVEC OU SANS VARICES.....	198
VI.4. ARTICLE 4 L'EFFET DE LA MARCHÉ SUITE À UNE POSTURE STATIQUE PROLONGÉE SUR LES VARIABLES PHYSIOLOGIQUES ET LA CIRCULATION DES MEMBRES INFÉRIEURS.....	209
CHAPITRE VII. CONCLUSIONS GÉNÉRALES DES ÉTUDES .....	218
VII.1. Implication en santé et sécurité au travail .....	223
CHAPITRE VIII. BIBLIOGRAPHIE GÉNÉRALE.....	226
Annexe 1 .....	278
CODE D'ÉTHIQUE.....	279

## LISTE DES FIGURES

### PREMIÈRE PARTIE

Figure 1	Pourcentage de travailleurs(euses) subissant les conséquences du maintien d'une posture de travail (selon enquête Santé Québec 2000). .....	3
Figure 2	Alternance de postures chez le jeune écolier d'après Schindler (1890). .....	5
Figure 3	Nombre de diagnostics d'oedème et de varices chez les hommes et les femmes au Québec entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003). .....	7
Figure 4	Nombre de diagnostics d'oedème des membres inférieurs chez les hommes et les femmes au Québec entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003). .....	8
Figure 5	Nombre de diagnostics de varices chez les hommes et les femmes au Québec entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003). .....	9
Figure 6	Nombre de varices avec complications sévères chez les hommes et les femmes au Québec entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003). .....	10
Figure 7	Veines jumelles et soléaires (après section des muscles jumeaux) 1:artère poplitée; 2:saphène externe; 3:veine poplitée; 4:veines jumelles; 5:veine soléaire (Blanchemaison et coll., 1995). .....	13
Figure 8	Durant la contraction musculaire le sang est chassé de la périphérie aux réseaux veineux profonds par les perforantes puis vers le haut, seule direction permises par les valvules (J. F. Van Cleef et coll., 1990). .....	14
Figure 9	Condition de remplissage du mollet : de gauche à droite (A) Les pieds à plat au sol sans flexion ni extension plantaire (B) Contraction des extenseurs des orteils (C) Contraction du tibial antérieur provoquant une dorsiflexion (Cleays et Uytterhaegen, 1993). .....	15
Figure 10	Veines contenant des valvules (Van Cleef et coll., 1990). .....	16
Figure 11	Veines superficielles du mollet, images de Boileau Grant, (1972). .....	17

Figure 12	Mécanisme de déplacement de liquide à travers la paroi capillaire selon Vander et coll., (2004) a) Les quatre facteurs qui déterminent le déplacement de liquide à travers les capillaires. ....	20
Figure 13	Les diverses couches de la paroi veineuse, comprend de la lumière vers la périphérie, l'intima, la média et l'adventitia (adapté de Milroy et coll., 1989).....	24
Figure 14	Illustration modifiée de Michels, C et coll., (2000) de la cascade d'évènements physiologiques que subit la cellule endothéliale à la suite d'une hypoxie. ....	28
Figure 15	(A). Paroi de la veine non varicosée. (B). Paroi de la veine varicosée (Wali et coll., 2002) .....	30
Figure 16	Présentation schématique des facteurs qui conduisent au développement de varices. L'hypoxie de l'endothélium pourrait induire le recrutement de neutrophiles et mener par la suite à l'ulcération veineuse (Adapté de Somers et coll., 2006).....	31
Figure 17	Représentation de l'échelle de Borg (BS) 1970 .....	34
Figure 18	Représentation de l'évaluation des parties du corps (BPDR) tirée de Corlett et Bishop 1976.....	36
Figure 19	Représentation de l'échelle visuelle analogue (VAS) modifiée de Huskinsson 1974 .....	37
Figure 20	Trois types de sièges assis-debout utilisés dans l'étude de Vézina et coll., (1993). De gauche à droite : siège selle, siège rectangulaire, siège prototype. ....	90
Figure 21	Types de sièges assis-debout muni d'une base de sable pivotante, utilisés dans l'étude de Laberge et Vézina., (1997).....	91
Figure 22	De gauche à droite, assise inclinée de type balans avec appui genoux et chaise de bureau (adapté de Lauder et coll. 1987). ....	92
Figure 23	Conséquences de l'inclinaison de l'assise sur le pivotement du bassin (adapté de Bennett et coll., 1989).....	93
Figure 24	Configuration des assises avec balancement du bassin selon Bendix et coll., (1986); Udo et coll., (1999); Drury et coll., (1985). ....	94

Figure 25	Effet de l'inclinaison de l'assise à différents angles sur le pivotement du bassin selon Bendix et coll., (1985), et Mandal (1976; 1982).....	94
Figure 26	Effet de la force de compression sur la propagation des ions de part et d'autre du disque intervertébral.....	95
Figure 27	Problème de statisme relié à l'assise (Bendix et coll., 1986; Mandal, 1976; 1982).....	96
Figure 28	Illustration de l'effet de la hauteur de la colonne de sang sur la pression veineuse (adapté de Chaffin et Shvartz, 1982; Bendix et coll., 1985).....	97
Figure 29	L'inclinaison de l'assise sur le pivotement du bassin en antéversion et en rétroversion, adapté de Lelong (1986).....	100
Figure 30	Représentation de de la répartition du poids du corps selon le type de posture (figure adaptée des études de Wallersteiner, 1984; Laberge et Vézina., 1989; Wells et coll., 1990; Arborélius et coll., 1992).....	101
Figure 31	Représentation de l'espace requis devant soi, pour les différents types de postures : assis debout base de sable, assis-debout genoux et assis (adaptation des figures tirées des études de Lajoie (1985); Keegan, (1953), Wallersteiner (1984), Laberge et Vézina (1989) et Wells et coll. (1990).....	102
Figure 32	Illustration du concept de la hauteur du centre de gravité, adapté d'Arborélius et coll., (1992).....	103
Figure 33	Effet du dossier sur le pivotement du bassin, adapté de Michel et Helander, (1994); Colombini et coll., (1986) et Andersson et coll. (1974, 1975), Chaffin et Andersson, 1999).....	100
Figure 34	Effet de l'inclinaison de l'assise sur la lordose, Michel et coll., (1994); Colombini et coll., (1986) et Andersson et coll. (1974a-b, 1975).....	104
Figure 35	Comparaison de la base de sable au concept d'assises dynamiques selon Van Deursen et coll., (2000); Drury et Frencher, (1985). .....	105
Figure 36	Conséquences biomécaniques de la posture assis-debout de type base de sable selon Coutu (1997).....	106
Figure 37	Glissement des fesses sur l'assise et sites d'inconfort.....	107
Figure 38	Instabilité de l'assise avec base de sable (Coutu, 1997).....	107

Figure 39	Encombrement des pieds selon le type de posture.....	108
Figure 40	Importance de l'angle tronc/cuisse et de la souplesse des ischio-jambiers dans l'antéversion du bassin (adapté de Eklund. 1987).....	109
Figure 41	Importance de l'angle des genoux dans l'antéversion du bassin.....	110
Figure 42	Parmi les 6 postures évaluées, on retrouve de gauche à droite : la posture debout, base de sable, bicycle, bambach, genoux et assis .....	122
Figure 43	Standardisation des angles des articulations (chevilles, genoux, tronc-cuisse) avec un goniomètre manuel afin que chaque posture soit maintenue de façon identique .....	124
Figure 44	Mesures de l'angle du bassin avec le logiciel "Movement Analysis Tools" en traçant un trait (voir pointillé) de la crête iliaque antéro-supérieur à la crête iliaque postéro-inférieure jusqu'à la vraie verticale (ligne à plomb jaune derrière le sujet) .....	125
Figure 45	Mesure de la distance verticale entre les pieds et le cœur à l'aide d'un galon à mesuré en millimètres .....	126
Figure 46	Emplacement des électrodes d'EMG pour la région lombaire au niveau L5-S1 (côté gauche) .....	127
Figure 47	Emplacement des électrodes d'EMG au niveau des jumeaux (côté gauche).....	128
Figure 48	Emplacement de la sonde de la température ( $T^0$ ) et de la perfusion, ainsi que de la sonde de la pression partielle transcutanée (T <sub>cp</sub> ) d'O <sub>2</sub> et de CO <sub>2</sub> au niveau du pied. Au bas de l'image à gauche la flèche blanche verticale indique le module d'acquisition de données Périmed .....	130
Figure 49	Mesure du volume du pied et de la cheville à l'aide d'un pléthysmographe à eau.....	131
Figure 50	Mesure de la fréquence cardiaque à l'aide d'un cardiofréquencemètre de marque polar .....	132
Figure 51	La mesure de la consommation d'oxygène direct a été enregistré au moyen d'un système d'analyse des gaz à circuit ouvert (MMC Beckman).....	133
Figure 52	Mesure de la perception du confort physique (lombaire, fessiers, pieds) selon la méthode de Huskinsson (1974) .....	134

Figure 53	À gauche, l'échantillonnage d'urine après le maintien de chaque posture. À droite le ligotage des échantillons d'urine dans des tubes de 1,5ml. et congelé à -80°C.....	135
-----------	---	-----

## DEUXIÈME PARTIE

### ARTICLES

#### Article 1

Figure 1	Depiction of the experimental postures with the measurement of the pelvic angle. ....	162
Figure 2	Effect of the types of lordosis on pelvic angle. *: anterior inclination group significantly greater than the two other groups. ....	163
Figure 3	Effect of the types of posture on pelvic angle. *: all posture conditions significantly different of all other conditions. ....	164
Figure 4	Effect of the types of posture on perceived comfort in the low back region. *: Sitting condition significantly more comfortable than all other posture conditions. ....	165
Figure 5	Effect of the types of posture on perceived comfort in the buttocks region. *: Sitting and standing conditions significantly more comfortable than the two work stool conditions (Bambach and Sand base). ....	166
Figure 6	Effect of the types of posture on perceived comfort in the foot region. *: Sitting condition significantly more comfortable than all other posture conditions. **: Bambach bench more comfortable than the sand base bench and the standing condition. ....	167

## Article 2

- Figure 1 Représentation typique des six postures utilisées durant les mesures physiologiques et psychophysiques. Brièvement, de gauche à droite : debout, base (l'assise est ronde comme la forme d'une assiette et fixée à 90 degrés sur la tige qui est inclinable), bicycle (l'assise a la forme d'une large selle de vélo fixé sur une tige à 90 degrés), bambach (assise en forme de selle anglaise de cheval), genoux (assise inclinée avec support au niveau des genoux) et assis (dos appuyé sur le dossier)..... 212
- Figure 2 Aspects biomécaniques par rapport aux 6 différentes postures étudiées (voir légende Figure 1). A) Angle du bassin par rapport à la verticale; B) Sollicitations des muscles jumeaux des mollets (microvolts) pour les 2 groupes; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1); C) Angles des articulations au niveau de la cheville, genoux, tronc-cuisse, ainsi que la somme des angles; D) Sollicitation des érecteurs du rachis niveau L5-S1 (microvolts). Les encadrés regroupent les postures qui ne sont pas significativement ( $p < .01$ ) différentes. Tandis que les deux groupes d'encadré indiquent les postures ayant des angles de bassins significativement différents ( $p < .01$ )..... 213
- Figure 3 Aspects hémodynamiques par rapport aux 6 différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Distance verticale pieds-cœur en centimètre; B) Fréquences cardiaques ( $F_c$ ); C) Consommation du volume d' $O_2$  en ml/min. Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives ( $p < .05$  et  $p < .01$ ) entre les différentes postures. .... 214

- Figure 4 Aspects de perfusion sanguine des membres inférieurs au niveau sous cutanée du pied par rapport aux 6 différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Vitesse de perfusion (p.u., perfusion units) des érythrocytes; B) Valeurs d'O<sub>2</sub> (mm Hg); C) Valeurs de CO<sub>2</sub> (mm Hg); D) Ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>. Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives (p<.05 et p<.01) entre les différentes postures..... 215
- Figure 5 Différents facteurs physiologiques associés à l'œdème par rapport aux 6 différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Quantité d'eau déplacée en ml représentant le volume du pied ( $\Delta Vol_{PIED}$ ) par rapport à la valeur pré-test (voir méthode); B) Différences de la quantité de PGF2 $\alpha$  urinaire par rapport au pré-test; C) Température du pied ( $t_{PIED}$ ) en degrés Celsius. Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives (p<.05 et p<.01) entre les différentes postures..... 216
- Figure 6 Perception (voir méthode) associée aux variables physiologiques par rapport aux 6 différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Valeurs de perception de la perfusion (0 = sensation très mauvaise circulation et 100 = très bonne circulation); B) Valeurs de perception de l'œdème (0 = sensation très enflé et 100 = pas du tout enflé); C) Valeurs de perception de l'engourdissement (0 = sensation très engourdie et 100 = pas du tout engourdie). Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives (p<.05 et p<.01) entre les différentes postures. .... 217

Figure 7	Perception (voir méthode) associée aux variables biomécaniques par rapport aux 6 différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Perception de confort lombaire (0 = très inconfortable et 100 = très confortable); B) Perception de confort des fessiers (0 = très inconfortable et 100 = très confortable); C) Perception de confort sous les pieds (0 = très inconfortable et 100 = très confortable). Les encadrés regroupent les postures qui ne sont pas significativement ( $p < .01$ ) différentes. Tandis que les deux groupes d'encadré indiquent les postures ayant des angles de bassins significativement différents ( $p < .01$ ) .....	218
<b>Article 3</b>		
Figure 1	Les 6 postures évaluées, de gauche à droite : debout, base, bicycle, bambach, genoux et assis.....	222
<b>Article 4</b>		
Figure 1	Les six postures statiques évaluées, de gauche à droite : debout, base de sable, bicycle, bambach, genoux, assis et la marche à 3,5 km/h sur tapis roulant .....	233
Figure 2	Aspects hémodynamiques lors des différentes marches, pour les deux groupes; sans varices (C0) et avec varices (C2), en comparaison avec les valeurs obtenues lors de la marche pré-expérimentation (M0) et les six diverses postures statiques (voir légende Figure 1). A) Fréquences cardiaques (Fc); B) Vitesse de perfusion (p.u., perfusion units) des érythrocytes; C) Valeurs d'O <sub>2</sub> (mm Hg); D) Valeurs de CO <sub>2</sub> (mm Hg). † Différence significative entre marche post-posture et la marche initiale M0. * Différence significative entre posture statique et la marche post-posture .....	234

Figure 3 Aspects hémodynamiques lors des différentes marches, pour les deux groupes; sans varices (C0) et avec varices (C2), en comparaison avec les valeurs obtenues lors de la marche pré-expérimentation (M0) et les six diverses postures statiques (voir légende Figure 1). A) Ratio  $O_2/CO_2$ ; B) Température cutané du pied ( $^{\circ}C$ ); C) EMG des muscles jumeaux (microvolts); D) Consommation du volume d' $O_2$  en ml/min. † Différence significative entre marche post-posture et la marche initiale M0. \* Différence significative entre posture statique et la marche post-posture. ‡ Différence significative entre les deux groupes; sans varices (C0) et avec varices (C2) lors de la marche..... 235

# LISTE DES TABLEAUX

## PREMIÈRE PARTIE

Tableau 1	Caractéristiques anthropométriques des sujets. ....	120
Tableau 2	Standardisation des angles des articulations pour chaque posture .....	123
Tableau 3	Alternance des 6 postures, afin d'éviter l'effet d'une posture sur une autre.....	136
Tableau 4	Déroulement du maintien des postures. Les mesures M0, M2, M4, M6, M8, M10, M12 ont été effectuées à la fin de chaque déplacement à 3,5 km/h sur tapis roulant alors que les mesures M1, M3, M5 M7 M9, M11 ont été effectuées à la fin du maintien de chaque posture .....	137

## DEUXIÈME PARTIE

### ARTICLES

#### Article 1

Tableau 1	Participants' characteristics presented by groups .....	159
Tableau 2	<i>Hip, knee and ankle relative angles and saddle absolute angle standardization for the four experimental posture conditions.....</i>	160
Tableau 3	<i>Correlation table.....</i>	161

#### Article 2

Tableau 1	Caractéristiques anthropométriques des sujets .....	204
Tableau 2	Standardisation de l'angle en degrés des articulations pour les différentes postures statiques.....	205
Tableau 3	: Alternance des 6 postures, afin d'éviter l'effet d'une posture sur une autre .....	206
Tableau 4	: Comparaison des postures (assis, debout, base, bambach, genoux, bicycle) sur les différentes variables physiologiques mesurées .....	207

**Article 3**

Tableau 1	Caractéristiques anthropométriques des sujets .....	221
Tableau 2	Standardisation de l'angle en degrés des articulations pour les différentes postures statiques.....	222
Tableau 3	Alternance des 6 postures, afin d'éviter l'effet d'une posture sur une autre.....	223
Tableau 4	Résultats des corrélations entre les variables physiologiques et anatomiques mesurées lors du maintien de diverses postures statiques.....	224
Tableau 5	Résultats des corrélations entre les variables physiologiques, anatomiques mesurées lors de diverses postures statiques et les perceptions psychophysiques au niveau des pieds .....	224
Tableau 6	Résultats de la régression multiple pas à pas ayant comme variable dépendante l'œdème du pied (delta volume du pied) .....	225
Tableau 7	Résultats des régressions multiples pas à pas ayant comme variable dépendante la perfusion au niveau du pied .....	225
Tableau 8	Résultats de la régression multiple pas à pas ayant comme variable dépendante la pression partielle d'O <sub>2</sub> transcutanée au (T <sub>cp</sub> O <sub>2</sub> ) niveau du pied.....	225
Tableau 9	Résultats de la régression multiple pas à pas ayant comme variable dépendante la température transcutanée au niveau du pied .....	226

**Article 4**

Tableau 1	Caractéristiques anthropométriques des sujets.....	232
-----------	--	-----

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

ATP	Adénosine triphosphates
a- $\text{Vo}_2$	La différence artério-veineuse
BFBF	Basic fibroblast growth factor
BPDR	Le body Part Discomfort Rating
BRS	le <i>box rating scal</i>
$\text{Ca}^{++}$	Calcium
CAEP	Signes cliniques, étiologiques, anatomiques et pathologiques
CML	Cellules musculaires lisses
CS	Le <i>Colors scale</i>
CSN	Confédération des Syndicats Nationaux
EMG	Électromyographie
FC	Fréquence cardiaque
FSH	Hormone Folliculostimulante
GRS	Le <i>graphic rating scale</i>
$\text{H}^+$	Ion hydrogène
ICAM-1	Molécule d'adhésion intercellulaire
INRS	Institut de recherche en santé et sécurité
L3/L4	3 <sup>e</sup> lombaire et 4 <sup>e</sup> lombaire
L5/S1	5 <sup>e</sup> vertèbre lombaire et 1 <sup>ère</sup> vertèbre sacré
LH	Hormone Lutéinisante
LTB4	Leucotriène B4
MMPs	Matrices métalloprotéinases
MPQ	Le <i>Mcgill pain questionnaire</i> »
$\text{Na}^+$	Sodium
NRS	le <i>numeric rating scale</i>

OO <sup>-</sup>	Anions superoxydes
PAF	Facteur d'activation plaquettaire
PGF <sub>2α</sub>	Prostaglandines
PNF	Pression net de filtration
RAMQ	Régime d'assurance maladie du Québec
RPE	Rating of Perception Exertion
SMC	Cellule musculaire lisse
tcpCO <sub>2</sub>	pressions partielles transcutanées de CO <sub>2</sub>
tcpO <sub>2</sub>	pressions partielles transcutanées d'O <sub>2</sub>
TIMPs	Metalloprotéinases
VAS	Visuel analogue scale
VCO <sub>2</sub>	Volume de CO <sub>2</sub>
VDS	<i>le verbale descriptif scal</i> »
VO <sub>2</sub>	Volume d'oxygène
vWF	Facteurs von Willebrand

## LISTE DES SYMBOLES

%	Pourcentage
$\Pi_{li}$	La force osmotique due à la concentration des protéines dans le liquide interstitiel
$\Pi_p$	La force osmotique due à la concentration des protéines plasmatiques,
°	degré
cm	Centimètre
Hres	heures
kg	kilogramme
m/s	mètre par seconde
min	Minute
mm	millimètre
mmHg	millimètre de mercure
N	Newton
$P_c$	Pression hydrostatique capillaire,
$P_{ij}$	Pression hydrostatique
sec.	Seconde

## RÉSUMÉ

Il est documenté qu'une posture de travail statique, maintenue pendant de longues périodes, peut être à l'origine de différents symptômes et malaises chez les travailleuses et travailleurs, en particulier au niveau du bas du dos et des membres inférieurs. Traduites par des coûts d'absentéisme, ces réclamations sont très pénibles pour les industries (Webster et coll., 1990). Toutefois, les quelques études disponibles pour comprendre et évaluer une posture de travail, sont davantage biomécaniques et les mécanismes physiologiques reliés au maintien de la posture sont peu connus. De plus, malgré l'importance d'une approche pluridisciplinaire pour l'analyse de la posture, très peu d'études se sont avancées à définir à la fois les avantages et les inconvénients biomécaniques et physiologiques de la posture générale du corps humain. À cet effet, nous avons d'abord recensé et comparé les facteurs de risques au niveau lombaire, reliés au maintien des postures (assis, assis-debout, debout), et évalué leurs applications pour les différents types de lordose (antéversion, neutre, rétroversion). Par la suite, afin de palier en partie au manque de connaissances en physiologie du travail sur le maintien d'une posture, nous avons évalué les effets de ces postures dans des conditions statiques et avec une alternance de déplacements sur les paramètres vasculaires des membres inférieurs. Nous avons, par la suite, vérifié si le travailleur est en mesure de percevoir ces facteurs de risques biomécaniques, au niveau lombaire, et physiologiques, au niveau des membres inférieurs, afin qu'il puisse se retirer d'une situation pouvant lui porter atteinte. Finalement, nous avons rassemblé les avantages et les inconvénients, physiologiques et biomécaniques des postures assis, assis-debout et debout et fait ressortir des critères qui permettront d'évaluer judicieusement ces postures de travail.

Les résultats des études, présentés en quatre publications, ont démontré que les sujets ne sont pas en mesure de percevoir les facteurs de risques biomécaniques, au niveau lombaire, et physiologiques, au niveau des membres inférieurs. Ainsi, ces problèmes de perception observés dans notre étude, placent les travailleurs à risques, puisque leurs perceptions sont principalement orientées sur le confort et la dépense énergétique de la posture, ce qui pourrait les inciter à se positionner dans la posture la moins coûteuse en énergie sans pour autant, percevoir les forces de compression au niveau lombaire ou les différences associées à la perfusion au niveau du pied. Ainsi, afin d'éviter les malaises au dos et aux jambes, pouvant être occasionnés par le maintien d'une posture statique pendant de longues périodes, il faudra donc, d'une part, évaluer, indépendamment du type de lordose, l'angle du bassin déterminé par l'angle de l'assise, l'angle des genoux et la présence ou non de support lombaire et s'assurer que la lordose soit le plus près de la posture debout. D'autre part, il faudra s'assurer, selon les premiers résultats obtenus avec le laser doppler transcutané, d'une faible sollicitation des mollets et d'une faible distance pieds/cœur semblable à la posture assise afin de favoriser une perfusion optimale, puis d'entre couper régulièrement la posture statique prolongée au-delà de 20 min par des déplacements à la marche afin d'éviter que les travailleurs se placent dans une condition d'hypoxie au niveau des membres inférieurs susceptible de provoquer une cascade d'événements physiologiques pouvant mener au développement d'oedème et de varices. De plus, les résultats de cette étude ont démontré que, puisqu'une posture de travail peut à la fois contenir des avantages et des inconvénients biomécaniques et physiologiques, les critères d'évaluation d'une posture doivent comporter ces deux champs de connaissance afin d'adapter la posture de travail à la biomécanique et à la physiologie du corps humain.

Mots clés : Postures, statique, lombaire, jambes, douleurs, varices, perception.

# CHAPITRE I.

## INTRODUCTION

Les travaux réunis dans cette thèse constituent à la fois une contribution fondamentale et appliquée aux connaissances utiles à l'ergonomie. Un manque de compréhension et de connaissances au niveau de la physiologie de la posture de travail, a grandement motivé la lancée des travaux de cette thèse.

Cet ouvrage comprend deux parties qui sont initiées par la problématique de la posture statique de travail. La première partie correspond à une revue de la littérature comprenant deux chapitres sur les aspects physiologiques et sur les conséquences des facteurs de risques sur l'évolution de l'apparition de l'œdème et des varices dans la population de travailleurs et les conséquences de la posture statique sur les mécanismes hémodynamiques des membres inférieurs. Un troisième chapitre présente les résultats de l'approche pluridisciplinaire en faisant la juxtaposition des avantages et des inconvénients physiologiques et biomécaniques de la posture debout et assise pour finalement comparer les déterminants biomécanique et physiologiques de ces deux postures aux connaissances actuelles portant sur la posture assis-debout.

La deuxième partie comprend quatre études expérimentales. Après avoir fait le point sur les facteurs de risques biomécaniques au niveau lombaire, reliés au maintien d'une posture statique, nous avons évalué dans une première étude l'effet du type de lordose (antéversion, neutre, rétroversion) sur le pivotement du bassin lors de la posture assise, assis-debout et debout et sur la perception de confort au niveau lombaire. Par la suite, afin de palier en partie au manque de connaissances en physiologie du travail sur le maintien

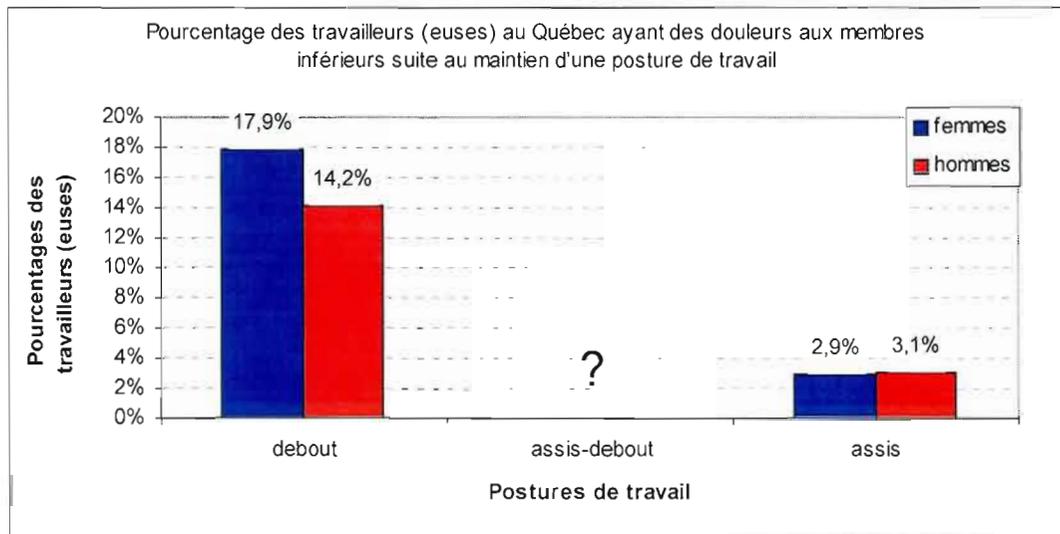
d'une posture, nous avons, dans trois études, fait l'application d'une technologie novatrice et développer une méthodologie permettant de saisir de façon transcutanées des données de vitesse du retour veineux, de température ainsi que des pressions partielles d'O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>, de façon non-invasive et spontanée. Nous avons ainsi évalué les effets de ces postures dans des conditions statiques et avec alternances de déplacements, sur les paramètres vasculaires des membres inférieurs. Puis, nous avons vérifié si le travailleur est en mesure de percevoir ces facteurs de risques biomécaniques, au niveau lombaire, et physiologique, au niveau des membres inférieurs, afin qu'il puisse se retirer d'une situation pouvant lui porter atteinte. Finalement, nous avons rassemblé les avantages et les inconvénients, physiologiques et biomécaniques, des postures assises, assis-debout et debout et fait ressortir des critères qui permettront d'évaluer judicieusement ces postures de travail.

Ces études ont permis de mieux connaître les effets physiologiques du maintien des postures statiques, de développer des outils de mesure et des critères d'analyse des facteurs de risques biomécaniques et physiologiques pour évaluer une posture de travail. Elles ont également permis de développer des méthodes de travail capables de diminuer les facteurs de risque associés au développement de l'apparition d'œdème et de varices reliés aux postures statiques.

## CHAPITRE II.

### LA PROBLÉMATIQUE

Dans plusieurs milieux de travail, les travailleuses et travailleurs maintiennent, de façon statique, une posture pendant de longues périodes de façon continue ou intermittente, ce qui peut être à l'origine de différents symptômes et malaises, en particulier au niveau du bas du dos et des membres inférieurs. Selon Enquête Santé Québec 2000 (figure 1), au Québec, 17,9% des femmes et 14,2% des hommes travaillant debout ressentent de la douleur aux membres inférieurs, contrairement à 2,9% des femmes et 3,1% des hommes travaillant en position assise.

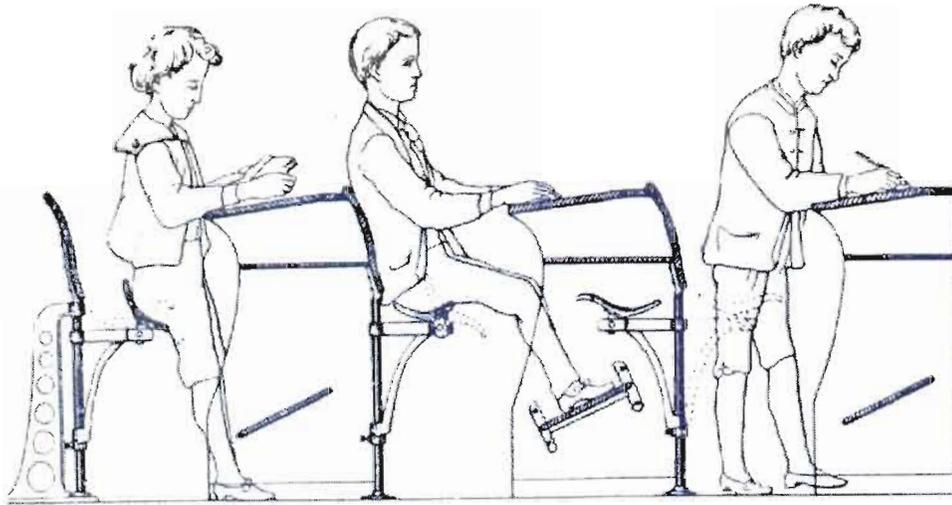


**Figure 1 :** Pourcentage de travailleurs(euses) qui rapportent des malaises suite au maintien d'une posture de travail, selon l'enquête de Santé Québec. (Arcand et coll. 2000).

En position debout, les plaintes d'inconfort au niveau des jambes et des pieds sont nombreuses dans les rapports de plusieurs industries (Avers, 1991). La présence de douleur au niveau des membres inférieurs en position debout

s'explique, entre autres, par le ralentissement du retour veineux, qui provoque une stase veineuse, capable par elle-même d'initier dans une veine une cascade d'événements physiologiques pouvant être à l'origine du développement de varices (Michiels et coll., 2000). Afin de palier à cette situation, le travailleur n'a autre choix que de recruter d'autres unités motrices et modifier sa posture. Ainsi, afin de soulager la douleur des membres inférieurs et diminuer la dépense énergétique, les travailleurs préfèrent adopter une posture avec appuis sous les fessiers. Toutefois, selon les études de Andersson et Ötengren (1974), lorsque les fessiers sont appuyés, plusieurs facteurs biomécaniques tendent à contrôler le pivotement du bassin en rétroversion ce qui peut créer une augmentation de la pression intervertébrale et une dégénérescence des tissus mous de la colonne vertébrale. Traduites par des coûts d'absentéisme, les réclamations, dont celles associées aux maux de dos et des membres inférieurs, sont très pénibles pour les industries (Webster et Snook, 1990). Ainsi des organismes en Santé et Sécurité au travail ont commandé plusieurs études afin de comprendre cette problématique dans le but de préserver la santé des travailleurs et éventuellement, réduire le taux d'absentéisme au travail (Winkel 1985; Ryan., 1989; Stvrtinová et coll., 1991; Garcia-Fonda., 1992; Derriennic et coll., 1996).

Même si dès 1890, Schindler (figure 2) préconisait des alternatives à la posture debout telle que la posture assis-debout, c'est seulement depuis la dernière décennie qu'un intérêt marqué pour cette posture assis-debout a été observé, entre autres par les travaux de l'équipe de Vézina faits chez les caissières, afin de réduire le temps de maintien statique de la posture debout (Vézina et Courville, 1989, Vézina et coll., 1993; Lajoie, 1995; Laberge et Vézina. 1997).



**Figure 2 :** Alternance de postures chez le jeune écolier d'après Schindler (1890).

Toutefois, dû au manque d'études en physiologie du travail, les mécanismes physiologiques liés au maintien de la posture sont peu connus et les recommandations sont fondées majoritairement sur des notions de biomécanique. Malgré les besoins d'une approche pluridisciplinaire dans l'étude de la posture, très peu de travaux ont décrit à la fois les avantages et les inconvénients biomécaniques et physiologiques de la posture générale du corps humain. Les travaux présentés dans cette thèse permettront d'approfondir les connaissances des mécanismes physiologiques et biomécaniques de la posture statique.

Cette revue de littérature a pour but d'effectuer une synthèse des différentes études portant sur le maintien de la posture de travail et des facteurs de risques physiologiques et biomécaniques qui en découlent, dans la perspective de son application en santé et sécurité au travail. Les études fondamentales en physiologie, en neurophysiologie et en biomécanique ne sont prises en considération que dans la mesure où elles apportent un complément d'information sur les effets des postures et, particulièrement, dans le domaine du travail.

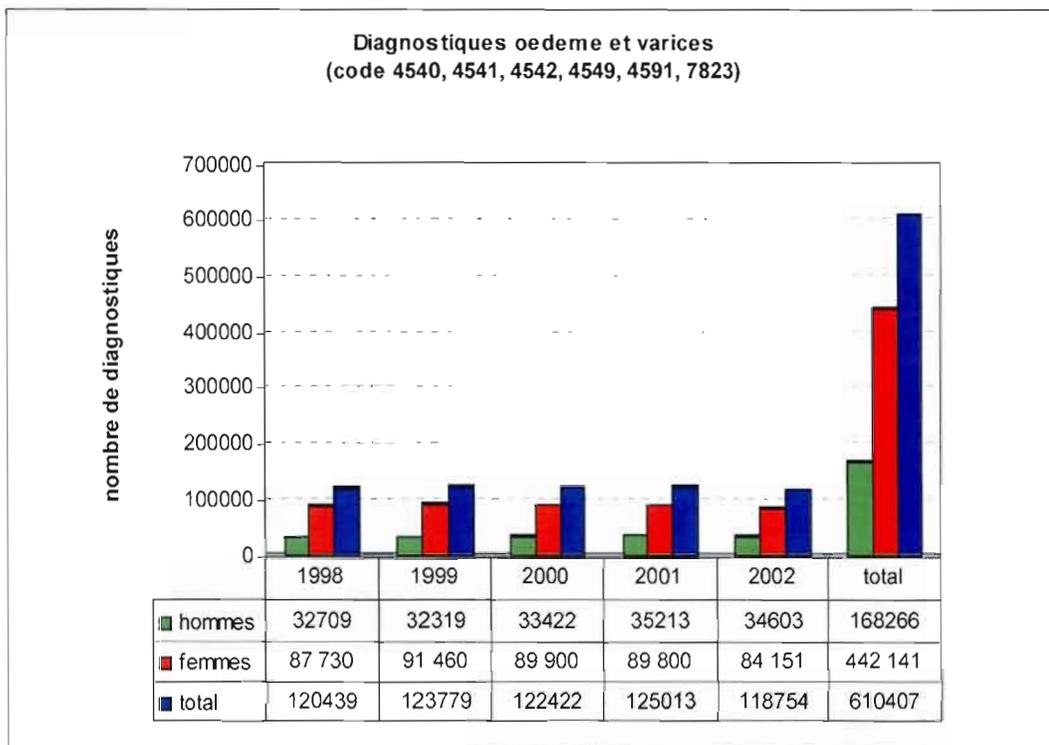
## **CHAPITRE III.**

### **LES FACTEURS DE RISQUES PHYSIOLOGIQUES**

#### **III.1. Évolution de l'apparition de l'œdème et des varices dans les populations de travailleur**

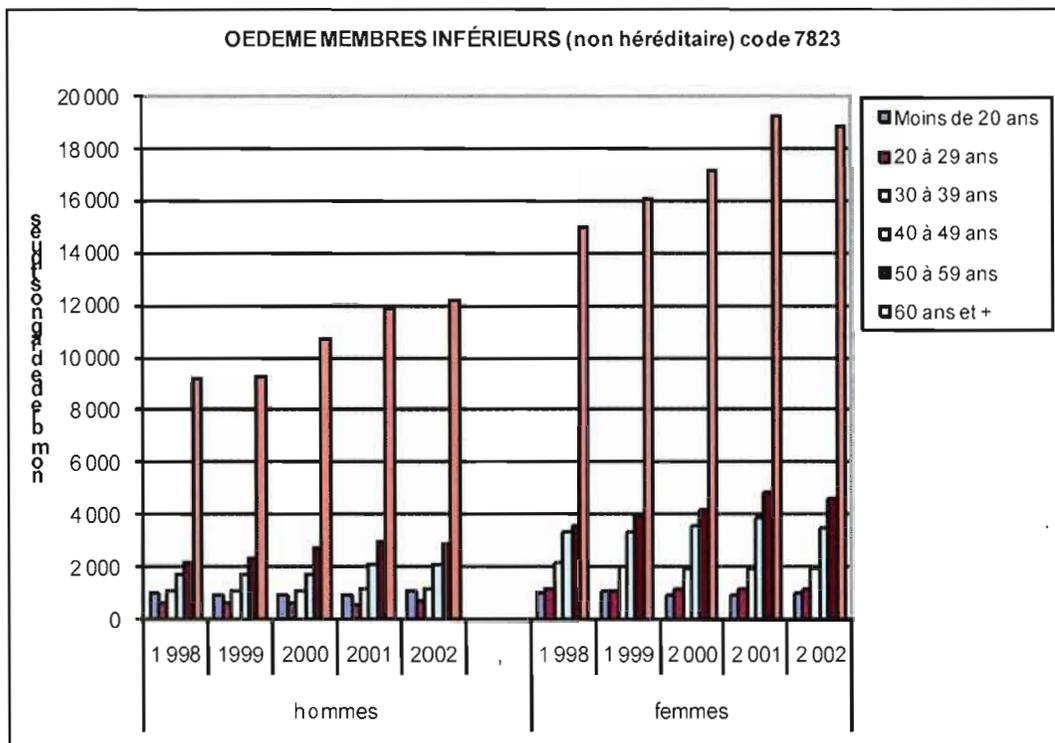
En Europe, selon un rapport de 1998 de Canonico et coll., 7 et 8,7% des hommes en Croatie, de même que 21 et 23,5% des femmes de ce pays étaient atteints de varices entre 1980 et 1984. Un relevé fait en Italie en 1998 dénombrait 29,6% de cas de varices dans sa population (Canonico et coll., 1998). Ces mêmes auteurs (Canonico et coll., 1998) rapportent que dans cette même année en Autriche, une étude démontrait que 5,9% de la population souffrait de varices. En 1985-86, 10 à 20% de la population américaine souffrait également de ce problème (Robbins, 1985; Wild, 1986).

Au Québec, tout en considérant que le nombre de diagnostics ne tient pas compte des cas de varices lorsqu'un patient consulte pour d'autres problèmes de santé (consultations multi-sujets) ou qu'il consulte au privé (pour l'aspect esthétique entre autres), 610407 diagnostics d'œdème et de varices aux membres inférieurs (figure 3) ont été enregistrés à la Régie de l'assurance maladie du Québec au cours des cinq dernières années (RAMQ 2003).



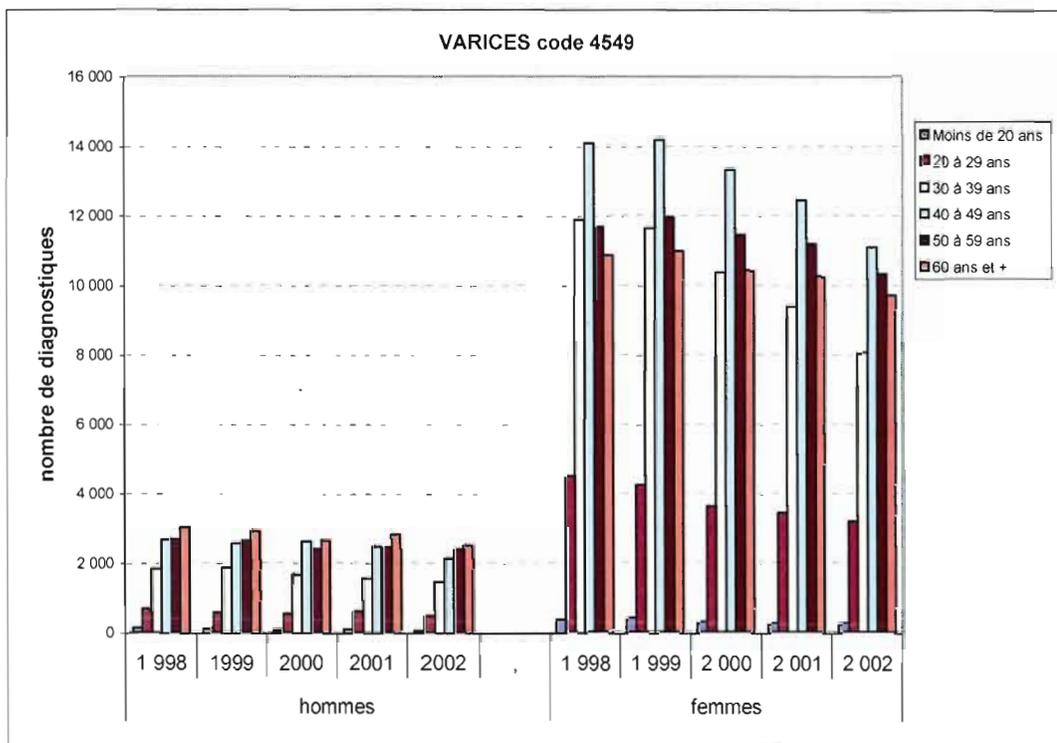
**Figure 3 :** Nombre de diagnostiques d'oedème et de varices chez les hommes et les femmes au Québec entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003).

De 1998 à 2002, on observe dans le graphique de l'évolution du nombre de diagnostiques d'oedème des membres inférieurs d'origine non-héréditaire (code 7823), qu'il y a une augmentation marquée du nombre de diagnostiques et ce, dès la tranche d'âge de 30 à 39 ans (figure 4). Bien que le nombre de diagnostiques de varices à complications sévères chez la femme soit nettement plus élevé que chez l'homme (figure 6), soit presque le double, une augmentation du nombre de diagnostiques par tranche d'âge est similaire chez les hommes lorsqu'exprimé en pourcentage. On peut également percevoir une aggravation de l'évolution de l'oedème des jambes au cours des cinq dernières années et ce, plus particulièrement pour les tranches d'âges d'hommes et de femmes de 40 ans et plus.



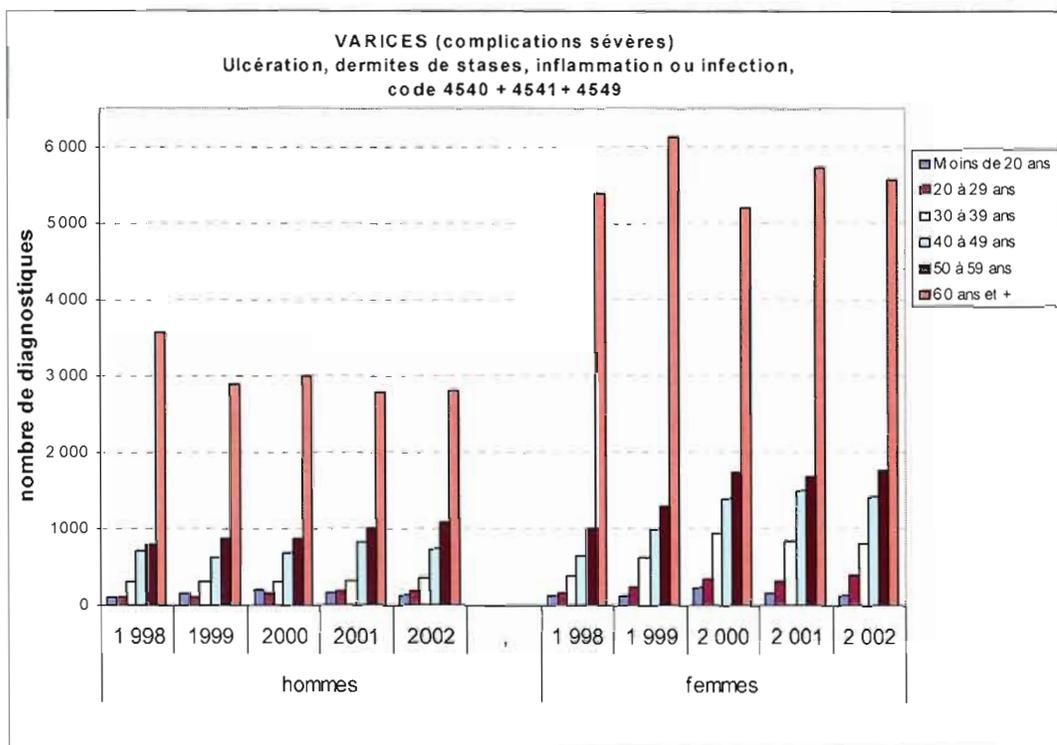
**Figure 4 :** Nombre de diagnostics d'œdème des jambes chez les hommes et les femmes au Québec entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003).

Le nombre de diagnostics de varices aux membres inférieurs comprenant les cas héréditaires (figure 5) est pratiquement 5 à 6 fois plus élevé chez les femmes que chez les hommes et ce, dans toutes les tranches d'âges. Chez les femmes, une légère baisse du nombre de diagnostics par année est observable entre 1998 et 2002, ce qui n'est pas observable chez les hommes (figure 5).



**Figure 5 :** Nombre de diagnostics de varices chez les hommes et les femmes au Québec, entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003).

Il apparaît dans le graphique de l'évolution du nombre de diagnostics de varices avec complications sévères (figure 6), incluant les ulcérations (code 4540), les dermites de stases (code 4541) ou l'inflammation ou l'infection (code 4549), une augmentation marquée du nombre de diagnostics dès la tranche d'âge de 30 à 39 ans. Bien que le nombre de diagnostics de varices à complications sévères chez la femme soit nettement plus élevé que chez l'homme, soit presque le double, une augmentation du nombre de diagnostics par tranche d'âge est similaire chez les hommes lorsqu'exprimé en pourcentage. Depuis les cinq dernières années, aucune amélioration notable n'est perceptible.



**Figure 6 :** Nombre de varices avec complications sévères chez les hommes et les femmes entre 1998 et 2002 (RAMQ 2003)

### 1.1. Les différents facteurs de risque

Bien que l'étiologie des veines variqueuses ne soit pas clairement définie, plusieurs auteurs se sont intéressés aux facteurs de risque pouvant contribuer à augmenter la probabilité de développer des problèmes circulatoires ou de souffrir de varices. De nombreuses études se sont penchées sur ces facteurs de risque qui incluent : le sexe, puisque les femmes sont davantage à risque que les hommes de souffrir de problèmes de varices (Schmeiser-Reider et coll., 1998; Laurikka et coll., 1995; Sobaszek et coll., 1996; Ryan, 1989; Sun, 1990; Zhang et coll., 1991; Stvrtinová et coll., 1991). Mekky et coll., (1969) montrent même une prévalence supérieure chez les femmes comparativement aux hommes pour ce genre de problèmes. La prédominance des veines variqueuses est certainement sous-estimée et affecte respectivement jusqu'à 40% et 51% des hommes et de

femmes (Brand et coll., 1998; Laurika et coll., 2002). Ensuite, Burkitt et coll., (1976), Stvrtinová et coll. (1991), Dindelli et coll., (1993), Canonico et coll. (1998) et Lee et coll., (2003) ont démontré chez la femme une relation entre la varicosité et le nombre de grossesses ou la période de ménopause. D'autre part, plusieurs chercheurs (Carpentier et Priollet, 1994; Cornu-Thenard et coll., 1994; Dindelli et coll., 1990; Komsuoglu et coll., 1994; Scappaticci et coll., 1994; Scott et coll., 1995) sont unanimes quant à l'importance des antécédents familiaux relativement aux cas de varices. L'obésité fait aussi partie des facteurs de risques tel que l'ont démontré Canonico et coll., (1998), Brand et coll., (1998), Carpentier et Priollet, (1994), Sisto et coll., (1995) Stvrtinová et coll., (1991), Krijnen et coll., (1997a), Mekky et coll., (1969), Gubéran et coll., (1973), Ducimetière et coll., (1982), Abramson et coll., (1981), Burkitt et coll., (1976), Lee et coll., (2003). Une étude a même démontré que le fait d'avoir les  pieds plats  augmentait les risques de souffrir de varices ou d'œdème (Sisto et coll., 1995).

Toutefois, bien peu d'études se sont attardées aux effets du statisme sur la circulation sanguine périphérique de la posture de travail et ce, même si le temps passé dans cette position est généralement long et réparti sur de nombreuses années (Burkitt et coll., 1976; Lee et coll., 2003). Les quelques auteurs intéressés à la problématique de la posture de travail se sont davantage intéressés aux variables concomitantes dont le travail physique dans une température chaude qui semble augmenter le risque de problèmes circulatoires (Hobson, 1997). De même, les travaux de Bédard et Braband, (1989) ont amené des précisions en suggérant qu'une température chaude et humide représente un risque supplémentaire pour le développement des problèmes veineux ou d'œdème. De plus, les travaux de Winkel et coll., (1988), ont démontré que la formation d'œdème augmente respectivement de 1,3% et 2,8% par heure pour des températures de 15 degrés et de 30 degrés. Par contre, lorsque le pied est en mouvement à une température de

15 et 30 degrés, l'effet de l'œdème est réduit de 1,1% et 0,6% par heure. Les travaux de Kontosic et coll. (2000) ont également démontré que le transport de charge lourde peut contribuer à l'apparition de varices.

Les quelques auteurs qui ont étudié la posture de travail statique (Weddell., 1969; Mekky et coll., 1969; Abramson et coll., 1981; Boitel et coll., 1982; Grandjean, 1982; Maffei et coll., 1986; Lorenzi et coll., 1986; Wild, 1986; Winkel et Jorgenson 1986, Novo et coll., 1988; Nodelland et Winkel, 1988; Stvrtinová et coll., 1991; Raveyre et coll., 1991; Sadick, 1992; Jorgensen et coll., 1993; Carpentier et Priollet., 1994; Komsuoglu et coll., 1994; Sisto et coll., 1995; Krijnen et coll., 1997b; Kontosic et coll., 2000), ont observé une relation positive entre la posture debout et le risque de varices. Pariselle et coll., (1993) et Tomei et coll., (1999) ont rapporté une relation entre la durée du travail en position debout et le risque de varices. Les résultats de leurs études démontrent que lorsque le travail est effectué en position debout durant 5 ans, le risque de varices est multiplié par 1,2. Une autre posture de travail, la position assise a également été identifiée par les travaux de Brand et coll., (1998) et Alexander (1972), comme facteur de risques pouvant favoriser le développement de varices. La problématique reliée à la sédentarité des postures statiques est, selon Stvrtinová et coll. (1991), un facteur qui augmente le risque d'apparition de varices. De plus, quelques travaux (Dindelli et coll., 1990; Hirai et coll., 1990; Petruzzellis et coll., 1990; Stvrtinová et coll., 1991; Carpentier et Priollet., 1994; Krijnen et coll., 1997b; Schmeiser-Reider et coll., 1998) ont démontré que ce facteur de risque semble s'aggraver avec le vieillissement des travailleurs. Les travaux de Bujan et coll., (2003) ont, à cet effet, rapporté que l'âge induit des changements de la structure histologique de la paroi veineuse, particulièrement au delà de 50 ans, ce qui est en accord avec les données de la RAMQ 2003 (figure 5 et 6).

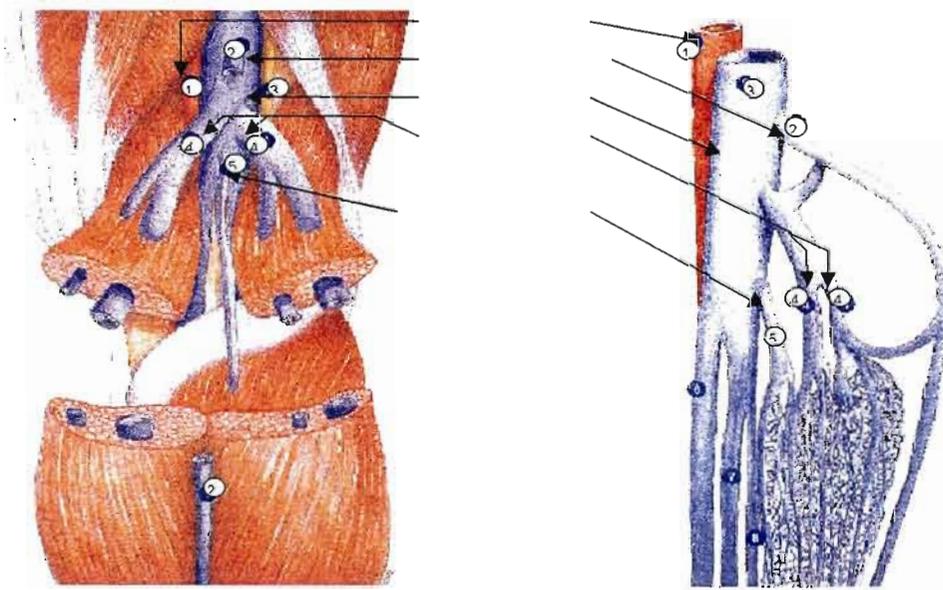
La compréhension des mécanismes physiologiques sous-jacents aux différentes postures permettra sans doute de faire la lumière sur des postures jusqu'à présent perçues comme bénéfiques.

## III.2. CONSÉQUENCES PHYSIOLOGIQUES DE LA POSTURE STATIQUE

### 2.1. Hémodynamique des membres inférieurs

#### 2.1.1. Anatomie fonctionnelle du mollet

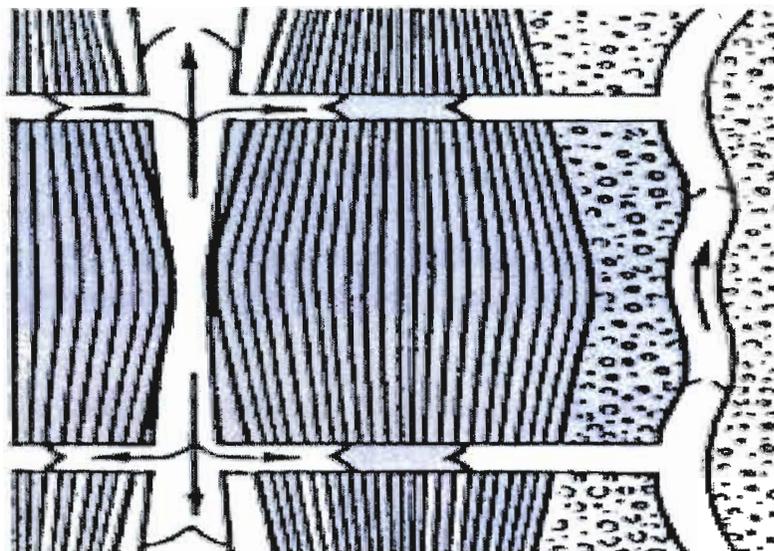
L'étude de l'anatomie fonctionnelle du réseau musculaire du mollet (figure 7) permet de mieux comprendre les acteurs de l'hémodynamique veineux. Le mollet représente une importante masse musculaire qui comporte deux plans : l'un superficiel, les jumeaux internes et externes, et l'autre profond, le muscle soléaire.



**Figure 7 :** Veines jumelles et soléaires (après section des muscles jumeaux) 1:artère poplitée; 2:saphène externe; 3:veine poplitée; 4:veines jumelles; 5:veine soléaire (Blanchemaison et coll., 1995).

Les jumeaux internes et externes renferment les veines jumelles qui forment un réseau veineux dense intramusculaire au niveau superficiel qui se réunit

en un tronc commun extramusculaire d'une longueur de 1 à 4 cm situé dans le tissu cellulograisieux du creux poplité. Une seconde colonne veineuse, intramusculaire mais profonde, isolée dans le soléaire, est rattachée par deux veines perforantes horizontales de fin calibre (figure 8) : l'une présente une bivalve à chaque extrémité, l'autre ne possède qu'une bivalve terminale. D'un point de vue fonctionnel physiologique, les veines jumelles intramusculaires représentent un réservoir veineux placé au centre du « cœur périphérique » que constitue la pompe du mollet.



**Figure 8 :** Durant la contraction musculaire, le sang est chassé de la périphérie aux réseaux veineux profonds par les perforantes puis vers le haut, seule direction permise par les valvules (Van Cleef et coll., 1990).

### 2.1.2. Phase de remplissage du mollet

Claeys et coll., (1993) ont observé, à l'aide de la vidéophlébographie dynamique (figure 9), un remplissage parfait du réseau superficiel, profond et musculaire en position debout, les pieds à plat au sol sans flexion ni extension plantaire.



**Figure 9.** Condition de remplissage du mollet : de gauche à droite (A) Les pieds à plat au sol sans flexion ni extension plantaire (B) Contraction des extenseurs des orteils (C) Contraction du tibial antérieur provoquant une dorsiflexion (Claeys et coll., 1993).

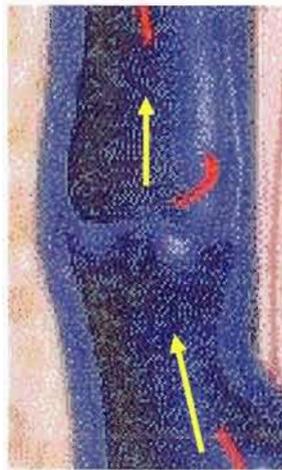
Durant cette phase de relâchement musculaire, le volume de la colonne veineuse profonde augmente et le sang superficiel afflue en profondeur au travers des veines perforantes (Van Cleef et coll., 1990). Ces auteurs ont également démontré que la phase de remplissage est identique lors du maintien d'une position debout statique avec le tronc légèrement penché de  $10^{\circ}$  vers l'avant comme la position adoptée par un coiffeur. Par contre, lorsque la flexion du tronc est plus importante, une activité électrique est observée dans les soléaires et les jumeaux et la contraction de ces muscles nuit au remplissage des veines, tel que la phlébographie le démontre lors du maintien de cette position. En fait, lors du relâchement du tonus des jumeaux et du solaire, les veines jumelles très élastiques se dilatent et la pression sanguine chute tout au long du trajet intramusculaire. Le contenu des réseaux veineux intramusculaires peut alors se déverser dans les veines jumelles.

Les observations de Claeys et coll., (1993), ont d'ailleurs démontré que les veines restent vides pendant une contraction du mollet et dès que celui-ci se relâche, les veines se remplissent en une fraction de seconde. Durant la phase de relâchement des muscles jumeaux, les veines jumelles servant de

pompes aspirantes soulagent la circulation superficielle et restent engorgées (figure 10) jusqu'à la contraction suivante (Van der Stricht et Staelens, 1994). Lors de la marche, la phase de contraction antagoniste du tibia antérieur représente le 2/3 du cycle de marche, ce qui laisse tout le temps nécessaire afin de remplir le réseau veineux du mollet Claeys et coll., (1993).

### 2.1.3. Rôle hémodynamique des muscles du mollet

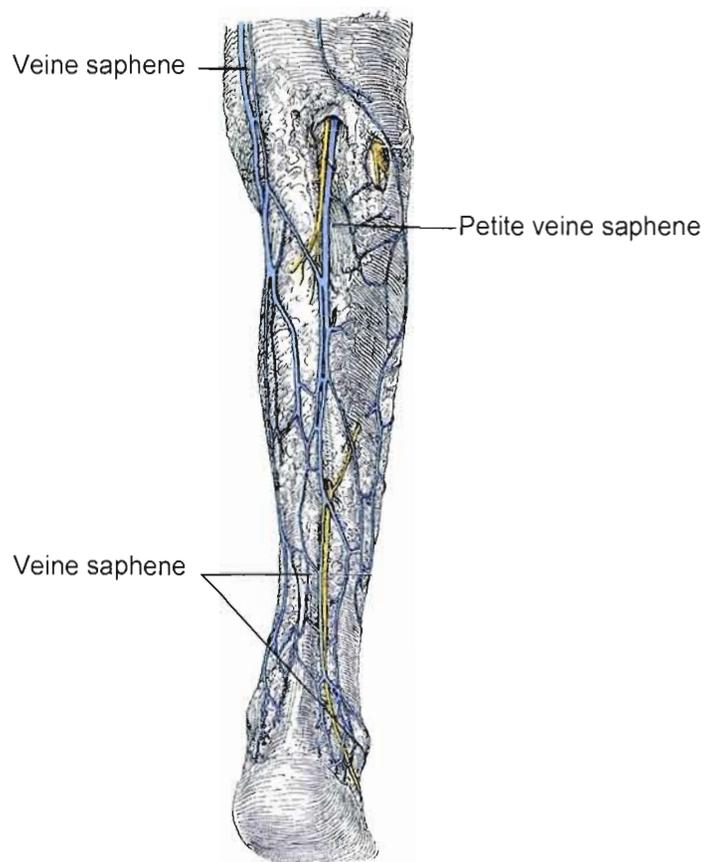
Le muscle soléaire est volumineux et son débit artériel est élevé au cours de l'exercice. Le volume de sang, emmagasiné durant la phase de relâchement du mollet, est donc important. Ce sang est éjecté violemment lors de la contraction musculaire. Cette activité musculaire du soléaire représente l'essentiel du cœur veineux périphérique et agit de pair comme pompe foulante avec les jumeaux (Van der Stricht et Staelens, 1994).



**Figure 10 :** Veines contenant des valvules (Van Cleef et coll., 1990).

Les muscles soléaires et jumeaux ont chacun une fonction dynamique spécifique. Les masses musculaires du mollet écrasent d'abord les veines perforantes. Le sang des perforantes intramusculaires se vide dans la colonne veineuse profonde. La partie la plus distale de la jambe est vidée du sang veineux grâce à la contraction du soléaire distal; les fibres musculaires

étant plus courtes et presque horizontales. Dans la partie moyenne, les fibres plus longues et plutôt verticales, se contractent en association avec le jumeau qui vide les jumelles et la partie proximale des veines profondes du soléaire.



**Figure 11** : Veines Superficielles du mollet Image de Boileau Grant (1972).

Lors de cette contraction musculaire du mollet, le sang est chassé à très fort débit des veines jumelles vers la veine poplitée (figure 11), donc plus haut, et permet de ne pas interférer avec l'activité de la pompe musculaire du mollet (Blanchemaison et coll., 1995). La systole musculaire qui chasse le sang dans le seul sens autorisé par les valvules, c'est-à-dire vers la poplité, est la

fonction de la pompe foulante qui contribue au retour veineux vers le cœur. (Van der Stricht et Staelens, 1994).

La vidéophlébographie devient claire dès la phase de contraction des mollets. Les veines profondes et musculaires saines, aussi bien que les grosses veines musculaires variqueuses et avalvulées, se vident immédiatement et complètement. Toutefois, les varices superficielles (extra musculaires) ne se vident jamais. Les veines du mollet restent vides durant toute la phase de contraction du soléaire et des jumeaux et elles se remplissent, en une fraction de seconde, lorsque le muscle se relâche à nouveau Claeys et coll., (1993).

Un fait intéressant observé par Claeys et coll., (1993), démontre qu'un rapprochement involontaire des fibres du soléaire et des jumeaux produit par la main d'un examinateur sur l'action du pied, produit la même fonction de vidange des veines. Ainsi, il est possible que lorsque le soléaire ou les jumeaux demeurent en position raccourcie, ceux-ci entravent la circulation veineuse à cause de la compression. On retrouve d'ailleurs en position assise avec les genoux et les chevilles à 90<sup>0</sup>, un raccourcissement maximal du soléaire comprimant les veines profondes et atténuant l'effet de la pompe musculaire du mollet.

#### **2.1.4. Effet de l'hyperextension du genou**

Lors du maintien d'une posture, l'hyperextension répétée du genou est responsable de la mauvaise vidange des jumelles. Celles-ci restent alors engorgées et dilatées de façon permanente. Cette abolition du rôle de la pompe foulante se traduit par un syndrome congestif du mollet favorisant l'apparition d'œdème et de varices (Van der Stricht et Staelens, 1994).

La position des membres inférieurs et l'angle des articulations semblent pouvoir entraver le fonctionnement du retour veineux. Ainsi, une

compression au niveau du creux poplité ou une compression de la veine fémorale, lors de la position assise, peut inhiber l'effet de la pompe foulante et causer des problèmes circulatoires.

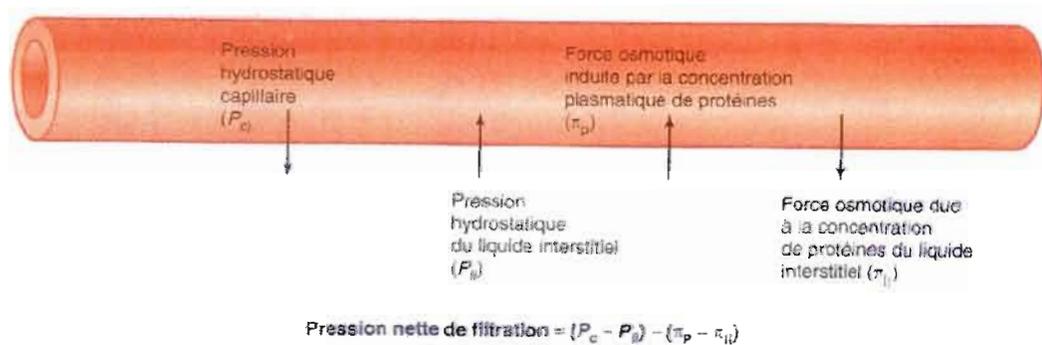
## **2.2. Problèmes circulatoires liées aux postures de travail**

Le maintien de diverses postures statiques peut être une des causes de l'apparition d'œdème ou de varices. Certaines postures, telles que la position assise, peuvent occasionner une compression des veines situées derrière les cuisses ou dans le creux poplité (Winkel, 1985). Dans la posture debout, c'est l'augmentation de la hauteur de la colonne de sang au niveau des jambes qui contribue à rendre le retour sanguin jusqu'au cœur plus laborieux. Le maintien de ces deux postures peut donc se traduire éventuellement par l'apparition d'œdème et/ou de varices. Souvent sensibles ou même douloureuses, les varices sont ainsi les manifestations visibles d'un problème circulatoire.

### **2.2.1. L'œdème**

Le problème de circulation sanguine durant le maintien de différentes postures statiques semble provenir de l'élévation de la pression veineuse aux extrémités des membres inférieurs. Cette augmentation du volume de sang en périphérie forme de l'œdème et réduit le retour veineux. L'augmentation de la pression sanguine dans les jambes dépend, entre autres, de la pression hydrostatique qui correspond à la hauteur de la colonne de sang du cœur (Arnoldi, 1965; Arnoldi et Linderholm., 1966). Cette différence de pression résulte en une grande différence entre le volume de sang au niveau du thorax et du bas du corps (Sjöstrand, 1952). Dans cette condition, il est donc évident d'observer une augmentation de la pression veineuse aux extrémités des membres inférieurs, qui implique également une augmentation de la pression dans les capillaires (Brown et coll., 1966). Ceci peut causer une

augmentation de la filtration par minute dans le réseau capillaire (Granger et coll., 1984). Les premiers grands principes de la filtration par minute dans les capillaires ont été dictés par Starling en 1896, et mettent en cause l'équilibre des substances du sang dans son solvant. Les molécules de cette substance sont regroupées en micelles portant une charge électrique de même signe et ne peuvent traverser la membrane semi-perméable de la paroi des capillaires. De part et d'autre de cette membrane semi-perméable, les deux liquides de concentration moléculaire différente laissent passer le solvant mais pas la substance dissoute. Ce phénomène s'accroît proportionnellement avec l'augmentation de la pression hydrostatique (Greenleaf et coll., 1980).



**Figure 12 :** Mécanisme de déplacement de liquide à travers la paroi capillaire selon Vander et coll., (2004) Les quatre facteurs qui déterminent le déplacement de liquide à travers les capillaires.

La pression moyenne par capillaire est déterminée par la pression artérielle et veineuse ainsi que le ratio entre la résistance pré et post-capillaire (Pappenheimer et Soto-Rivers, 1948). La filtration du réseau capillaire est dépendante de l'aire de la surface des capillaires et de sa conductivité hydraulique. Dans les capillaires, le déplacement de liquide à travers la paroi répond à des forces opposées : (1) la différence de pression hydrostatique, entre le capillaire et le liquide interstitiel, favorise la diffusion de liquide hors capillaire; (2) la différence de la concentration de l'eau, entre plasma et liquide interstitiel, due à des différences de concentration protéinique,

favorise l'absorption de liquide interstitiel dans le capillaire. Ainsi, selon Starling (1896), la pression net de filtration (PNF) dépend directement de la somme algébrique de quatre variables (figure 12) : la pression hydrostatique capillaire,  $P_c$  (qui favorise le mouvement de liquide hors du capillaire); la pression hydrostatique interstitielle,  $P_{ii}$  (qui favorise le mouvement de liquide dans le capillaire); la force osmotique due à la concentration des protéines plasmatiques,  $\Pi_p$  (qui favorise le mouvement de liquide dans le capillaire); force osmotique due à la concentration des protéines dans le liquide interstitiel,  $\Pi_{ii}$  (qui favorise le mouvement de liquide hors du capillaire). Si le total de la filtration du réseau capillaire excède le flux lymphatique, le flux interstitiel augmente et favorise le développement de l'œdème.

La diminution du retour de sang vers le cœur pourrait avoir comme conséquence, lors d'un phénomène aigu, de réduire le remplissage du cœur et donc de diminuer le volume d'éjection systolique et le débit cardiaque. Pour maintenir le débit cardiaque stable, le cœur doit donc augmenter la fréquence de battements par minute. L'augmentation des battements cardiaques permet de maintenir la pression sanguine suffisamment haute pour alimenter le cerveau en sang et ce, en dépit de la diminution du retour veineux. Bien qu'une baisse de la pression de remplissage (diastolique) dans le cœur cause une diminution du volume télédiastolique et du volume d'éjection systolique, la compensation du débit cardiaque ne prévient pas la baisse du volume d'éjection systolique (Asmussen, et coll., 1940; Bevegard., 1962, Thadani et Parker, 1978). Malgré cela, la pression artérielle moyenne augmente graduellement à cause d'une augmentation de la résistance périphérique dans le but de maintenir constante l'oxygénation en augmentant la différence artério-veineuse  $a-V_{O_2}$  (Asmussen et coll., 1940; Bevegard, 1962; Kilbom, 1971; Shvartz et coll., 1982a et b, 1983).

Plusieurs mécanismes physiologiques de prévention peuvent réduire l'œdème durant l'orthostatisme (Aukland et Nicolaysen, 1981; Noddeland, 1984). D'abord, les baroréflexes causent une vasoconstriction qui réduit localement le volume de sang dans les muscles et la peau dans les extrémités des membres inférieurs (Amery et coll., 1973; Henriksen et Sejrsen., 1977). La contraction musculaire participe également à la réduction de l'œdème puisque durant l'exécution de mouvements dynamiques, le muscle se contracte et se raccourcit, selon un mécanisme complexe d'enchevêtrement des filaments d'actine sur la myosine, faisant augmenter l'épaisseur des sarcomères et les faisant raccourcir, rapprochant les segments sur lesquels l'origine et l'insertion de ce muscle sont rattachés (Rieu et coll., 1988). Tel que mentionné précédemment, contraction musculaire comprime les vaisseaux sanguins et propulse le sang qui se trouve. Cette action de la pompe musculaire a un effet efficace et ponctuel sur la pression artérielle et le retour veineux (Arnoldi 1965, 1966a; Arnoldi et Linderholm, 1966; Arnoldi et coll., 1966b). En posture de travail, une petite contraction en flexion plantaire réduit la pression veineuse considérablement mais temporairement puisque 30 sec. après la dernière contraction, la pression retrouve sa valeur initiale.

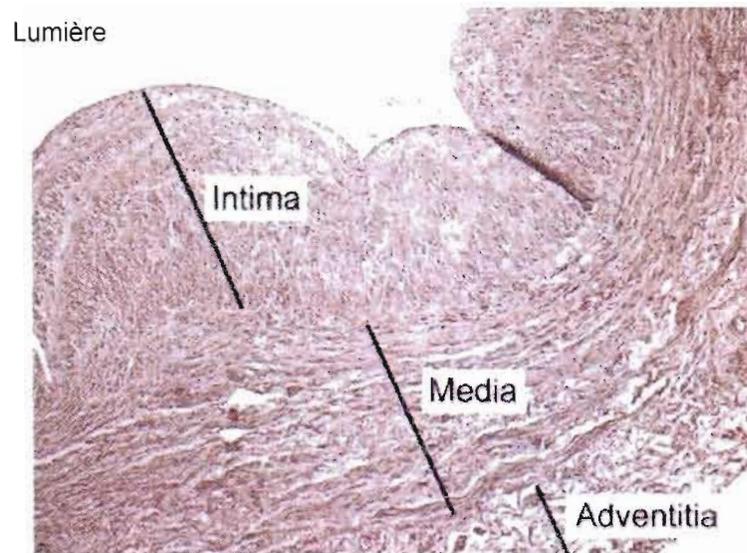
Les effets du statisme sont plus faibles durant la posture assise comparativement à la posture debout (Ward et coll., 1966), puisque la réponse de la circulation sanguine dépend, entre autres, de la distance verticale entre le cœur et les pieds (Starling, 1896). Malencontreusement, plusieurs auteurs (Hellebrandt et Braun., 1939; Hellebrandt et coll., 1939, Henry et Gauer 1950; Kilbom, 1971; Smith, 1953) ont répertorié, depuis les années 30, un nombre bien plus important de postes de travail en position debout qu'en position assise ou assis-debout. Les deux dernières positions offrant à la fois l'avantage d'une faible hauteur de colonne de sang ou favorisant le changement de poids d'un pied à l'autre, permettant ainsi

d'actionner la pompe musculaire (Henry et Gauer, 1950; Henry, 1955; Hickam et coll., 1949). Toutefois, Shvartz et coll (1982a) ainsi que Winkel, (1985), rapportent que la résistance circulatoire peut rencontrer un plus grand nombre de problèmes dans la posture assise que durant les occupations debout. La posture assise implique une pression continue sous les fesses et les cuisses qui peut réduire la circulation locale et le retour veineux, la dissipation de la température et l'augmentation croissante de la sensation d'inconfort dans ces parties du corps.

### **2.2.2. Histologie de la veine non-variqueuse**

La veine saphène non varicosée est une veine musculofibreuse composée de trois tuniques (Milroy et coll., 1989). De la lumière vers la périphérie, on retrouve l'intima de la paroi veineuse, qui est une mince couche de cellules de muscles lisses couverte par l'endothélium. L'intima est suivi d'une couche de cellules de muscles lisses orientées de façon circulaire. L'organisation de la formation d'élastine est généralement située autour de cellules de muscles lisses individuelles et est en contact étroit avec les cellules de muscles lisses. Les parois de la veine se composent de collagène, dans laquelle sont incorporées des cellules de muscles lisses orientées longitudinalement. L'orientation des fibres élastiques tend à être parallèles à la lamina élastique interne (Milroy et coll., 1989).

Sous l'intima, on retrouve la média qui, avec son aspect élastique interne rudimentaire, sépare les deux couches (intima et adventitia).



**Figure 13 :** Les diverses couches de la paroi veineuse, comprend de la lumière vers la périphérie, l'intima, la média et l'adventitia (adapté de Milroy et coll., 1989).

La media consiste en une couche intérieure dont les cellules de muscles lisses sont orientées longitudinalement et une couche externe proéminente de cellules de muscles lisses orientées circulairement tous les deux incorporés dans une matrice extracellulaire (figure 13). La couche extérieure de la media est également défini par les cellules de muscles lisses orientées circulairement en lequel l'épaisseur change de la région proximale à la région distale de la veine par le nombre de cellules de muscles lisses orientées en spirales autour de la circonférence de la veine.

Finalement, à la périphérie, on retrouve l'adventitia qui se compose de fibroblastes, de faisceaux de fibres de collagène, de capillaires et de faisceaux de cellules de muscles lisses orientées longitudinalement. Il est évident que le changement d'une de ces couches, aussi bien que de leurs composantes, devrait être pris en considération afin de comprendre le développement de la maladie variqueuse de veine.

### 2.2.3. Les varices

La varicosité est une pathologie veineuse complexe affectant les membres inférieurs. L'étiologie et la physiopathologie exactes de la maladie variqueuse des veines demeurent, cependant, peu claires. Plusieurs théories existent, de l'incompétence des valvules à une perturbation des cellules de muscles lisses et de l'organisation extracellulaire de la matrice pouvant causer une faiblesse de la paroi veineuse. Des veines variqueuses sont principalement trouvées aux extrémités inférieures du corps, particulièrement sur le dos du mollet ou sur l'intérieur des cuisses (Calam, 1994).

Le système veineux du membre inférieur peut être divisé en trois composantes : les veines profondes, les veines superficielles, toutes deux reliées par les veines perforantes. En général, la dysfonction d'un de ces compartiments mène à la dysfonction des autres, ayant pour résultat le développement de la maladie variqueuse veineuse. Tel que mentionné précédemment, deux réseaux principaux de veines dans les membres inférieurs retournent le sang au niveau du cœur. Le réseau profond assure 90% du retour veineux en provenance des veines musculaires. Un deuxième réseau superficiel, en provenance de la peau et des tissus sous-cutanés, n'assume que 10% du retour veineux. Chacun de ces systèmes est pourvu de valvules qui s'opposent au reflux du sang (effet de la gravité vers l'extrémité inférieure). Grâce aux valvules, qui empêchent le retour du sang vers la périphérie, le sang circule en sens unique des pieds vers le cœur, des veines superficielles vers les veines profondes. Les valvules ont un rôle minime qui ne devient important que grâce aux contractions musculaires. En plus de la contraction et la relaxation de ces muscles lisses, qui affectent le diamètre de l'arbre veineux et, par conséquent, le contenu sanguin, lorsque les muscles des mollets se contractent, ceux-ci écrasent les veines et chassent le sang de la périphérie vers le cœur.

Ainsi, lorsqu'un sujet debout immobile commence à marcher, la pression au niveau des veines du pied passe de 100 mmHg à 20 mmHg. Lors de la station debout, surtout immobile, le sang descend vers les pieds, aggravant, par sa pression, la dilatation des parois veineuses. En effet, lors d'une posture statique, seul les muscles lisses, entourant les veines, compriment les vaisseaux et propulsent le sang vers le cœur. Lorsque la pression sanguine dans les membres inférieurs n'est pas rééquilibrée et que celle-ci augmente, on retrouve une augmentation de la diffusion vers le flux interstitiel augmentant le risque d'œdème.

De multiples études ont été réalisées pour expliquer les mécanismes fondamentaux de la varicosité induisant des changements des modèles d'expression de l'endothélium (Thomas et coll., 1991; Michiels et coll., 2002; Landmesser et coll., 2004) des cellules du muscle lisse (Mashiah et coll., 1991; Knaapen et coll., 2005), et de la matrice extracellulaire (Svejcar et coll., 1963; Wali et Eid., 2002a). À cet égard, la majorité de ces études ont été concentrées sur les changements dans l'endothélium dûs à la stase veineuse et à l'hypoxie induisant la migration/prolifération des cellules médullaires de muscles lisses dans l'intima.

Autrefois, la maladie variqueuse des veines a été attribuée à l'incompétence des valvules, mais présentement, il y a de plus en plus d'évidences qui affirment que la faiblesse de la paroi veineuse serait un facteur primaire de la maladie variqueuse de veine. Il a d'ailleurs été démontré par Rose et Ahmed., (1986) et par Golledge et Quigley, (2003) que les anomalies de l'endothélium et la teneur de cellules de muscles lisses dans la paroi veineuse soient associées à l'infiltration de collagène, suggérant que l'incompétence valvulaire est un mécanisme secondaire. Ceci est en accord avec le fait que la dilatation veineuse se produit immédiatement sous la valve plutôt qu'au-dessus, où la distension serait prévue si l'incompétence des

valves était le facteur principalement de la varicosité. D'un autre côté, ces mêmes auteurs rapportent que l'hypoxie de l'endothélium pourrait changer la contractilité de la média et pourrait libérer des médiateurs impliqués dans la prolifération et la migration de cellules musculaires lisses dans l'intima.

Enfin, les cas graves de maladie variqueuse des veines ont pu, par la suite, mener à la maladie chronique de la peau et aux changements des tissus mous, progressant vers la dermatite inflammatoire, l'infarctus cutané, l'ulcération, et même, la dégénérescence maligne.

#### **2.2.4. L'hypoxie**

Dans des conditions normales, l'endothélium est une surface non-inflammatoire puisque les leucocytes n'y adhèrent pas de façon permanente. Le ralentissement du retour veineux entraîne une diminution de la concentration d'oxygène pour la cellule endothéliale, (Janssen et coll., 1995) qui s'active fortement et entraîne une cascade de modifications physiopathologiques.

Dans un environnement d'hypoxique, la phosphorylation oxydative des mitochondries diminue et elles ne sont plus capables de régénérer tout l'ATP utilisé par les cellules (Janssen et coll., 1995). Pour compenser une partie de la diminution de l'ATP, la glycolyse anaérobie est activée et aura pour conséquence de générer des ions hydrogènes ( $H^+$ ) responsables de la diminution du pH intracellulaire (Janssen et coll., 1995). Afin de réguler le pH, une première pompe échangeur  $H^+/Na^+$  s'active, puis une deuxième pompe  $Na^+/Ca^{++}$ , afin d'expulser le sodium vers l'extérieur de la cellule endothéliale et faire place à un élément majeur de la cascade, le calcium, (Arnould et coll., 1992; Ikeda et coll., 1998).

Une fois inséré dans la cellule, le calcium a une double action en activant à la fois la phospholipase  $A_2$ , première enzyme d'une voie métabolique



lumière de la veine, des facteurs von Willebrand (vWF) et conduit à la sur-expression de P-Sélectine (Wilkie et coll., 1992). En plus du PAF et de la P-Sélectine, qui recrute les neutrophiles, la molécule d'adhésion intercellulaire (ICAM-1) ressert le neutrophile sur la cellule endothéliale en adhérant le neutrophile à la B<sub>2</sub> intégrine (CD18/CD11b). L'expression du CD18/CD11b augmente en condition hypoxique ce qui induit la synthèse de radicaux libres dont des anions superoxydes (OO<sup>-</sup>), et des agents inflammatoires, comme le leucotriène B<sub>4</sub> (LTB<sub>4</sub>), (Arnould et coll., 1994), capables d'hydrolyser et de dégrader la matrice extracellulaire tel le collagène (Jurukova et Milenkov, 1982).

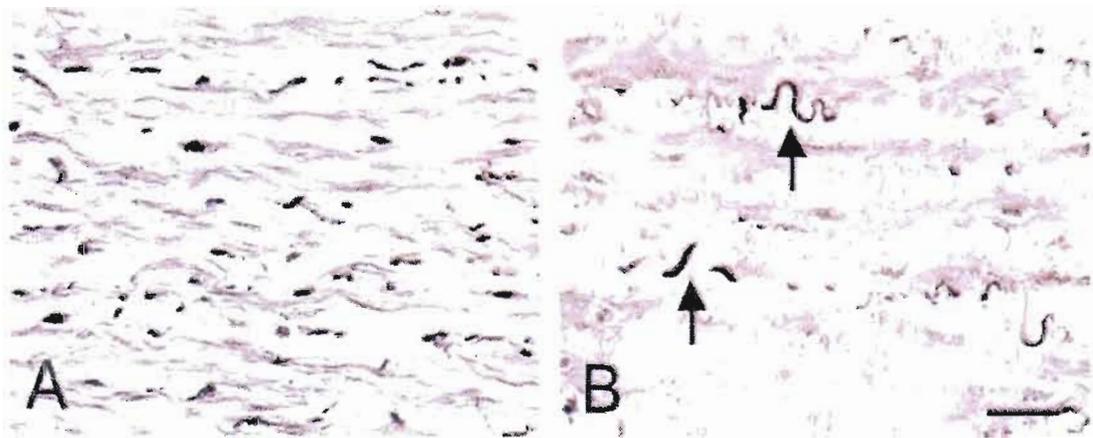
Les prostaglandines (PGF<sub>2α</sub>), et les "basic fibroblast growth factor" (bFGF) contribuent à l'activité de pro-prolifération de la cellule du muscle lisse endothélial lors d'une hypoxie soutenue (Dawes et coll., 1994) et favorise un épaissement de la média et de l'intima et une hypertrophie des cellules musculaires lisses, (Barbier et coll., 1994). Ces cellules musculaires lisses subissent un changement de phénotype et perdent l'expression des filaments d'actine conduisant à une diminution de contractilité.

La stase veineuse est un phénomène que l'on associe couramment à l'insuffisance veineuse chronique. Elle favorise le développement d'une condition ischémique dans les veines des jambes. L'altération observée dans la paroi de la veine varicosée résulte de l'infiltration de neutrophiles activés à la suite de leurs adhérences à la cellule endothéliale hypoxique, et par la prolifération de la cellule musculaire lisse stimulée par le bFGF.

La stase veineuse est donc capable par elle-même d'initier une cascade de changements biochimiques dont les conséquences peuvent être dramatiques pour la paroi veineuse. Un tel processus doit être répété régulièrement sur une longue période de temps et superposé aux autres facteurs de risques de

manière à apporter des changements morphologiques irréversibles tels que ceux observés dans les veines variqueuses.

Woodside et coll., (2003) ont également proposé que les matrices métalloprotéinases (MMPs) et les agents inhibiteurs de métalloprotéinases (TIMPs) pourraient jouer un rôle crucial dans la dégradation de cellules musculaires.

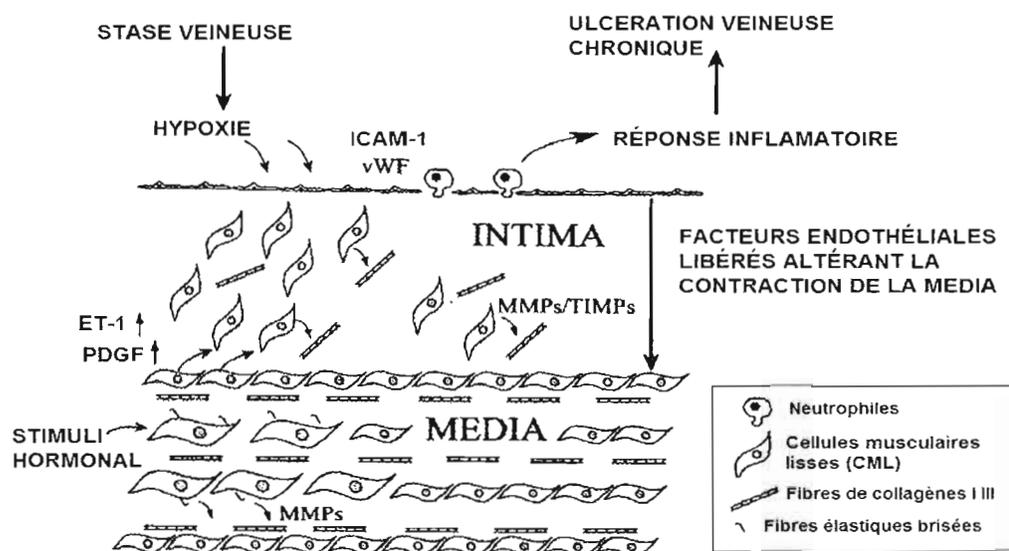


**Figure 15 :** (A). Paroi de la veine non varicosée. (B). Paroi de la veine varicosée (Wali et Eid, 2002b).

La veine non-varicosée montre (figure 15A) une organisation de la formation d'élastine autour des cellules médiales de muscles lisses. Les traits foncés indiquent le raccordement en spirale des unités contractiles d'élastine de la paroi veineuse. Dans la veine varicosée (figure 15B), les jonctions entre les unités contractiles d'élastine sont rompues à cause des micros hernies due à l'hypertrophie des cellules de musculaires résultants des altérations de la désorganisation du modèle de l'élastine (flèche). Les travaux de Wali, 2001; Wali et Eid, 2002b (figure 15), ont d'ailleurs démontré qu'un rapport anormal et la perte du réseau régulier de collagène/élastine de la paroi veineuse pourraient aussi être impliqués dans le développement de la maladie variqueuse de veines. L'élastine est synthétisée et sécrétée par les cellules des musculaires vasculaires et forme avec du collagène un réseau

responsable de la résistance à l'étirement. Le réseau d'élastine forme une structure autour des cellules musculaires lisses (CML), unités contractile-élastiques (Davis, 1993), profilant la résistance et l'élasticité des composants des CML de la paroi veineuse pour compenser la charge accrue de volume. En fait, les veines varicosées présentent un contenu d'élastine significativement diminué (Venturi et coll., 1996).

Cependant, moins d'attention a été portée aux changements hormonaux qui se produisent pendant la grossesse et la ménopause, facteurs cruciaux impliqués dans l'étiologie de la varicosité. Le changement dans le niveau des récepteurs-B de l'œstrogène, pourrait augmenter directement le volume cellulaire de cellules musculaires et ainsi entraîner une désorganisation des unités contractile-élastiques (Wali et Eid, 2001a). L'hypertrophie des cellules musculaires doit être considérée, selon Mitchiels et coll., (2000), comme un mécanisme majeur pour expliquer la faiblesse de la paroi veineuse.



**Figure 16 :** Présentation schématique des facteurs qui conduisent au développement de varices. L'hypoxie de l'endothélium pourrait induire le recrutement de neutrophiles et mener par la suite à l'ulcération veineuse (traduit et adapté de Somers et Michiel, 2006).

Il est évident que les changements observés dans la paroi variqueuse de la veine ne pourraient pas être attribués à un seul facteur (figure 16). La maladie variqueuse de la veine et la progression de l'insuffisance veineuse liée à l'ulcération est une pathologie chronique, typique du vieillissement résultant de facteurs multiples. L'environnement hypoxique de l'endothélium dû à la stase veineuse induit le recrutement des neutrophiles, développant, par la suite, une ulcération veineuse, particulièrement dans la microcirculation veineuse. L'augmentation du volume et de la pression sanguine aussi bien que l'aggravation de l'hypoxie de l'endothélium entraînent la sécrétion de différents agents favorisant l'épaississement et affectant la relaxation de la paroi de la veine. D'ailleurs, il est évident que la paroi de la veine sera régionalement affectée, ayant pour résultat des secteurs hypertrophiques et atrophiques, expliquant la dilatation de la varicosité.

Ainsi, sous l'influence de plusieurs facteurs, les veines superficielles se dilatent et perdent leur élasticité. Leurs parois perdent leur pouvoir de contraction à cause d'une perte de muscle lisse remplacée par des fibroblastes (Somers et coll., 2006). En se dilatant, les valvules deviennent non fonctionnelles. En s'écartant, leurs rebords ne peuvent plus se rejoindre et elles perdent leur fonction de valves anti-retour. Une valvule incontinente entraîne un reflux qui dilate la paroi veineuse et favorise l'altération d'autres valvules sous-jacentes.

### III.3. LA PERCEPTION DU TRAVAILLEUR

Cette partie de la revue de la littérature sert à mieux comprendre l'utilisation des questionnaires d'autoévaluation qui soulève un certain nombre de problèmes liés à la perception du travailleur, de son état de santé et à son interprétation des faits. Ce document relève les méthodes psychophysiques d'autoévaluation et le mécanisme physiologique de la perception reliée aux gestes et aux postures de travail. Moutlt facteurs influencent la perception de la douleur posturale : le sexe, l'âge, l'environnement social, le niveau de scolarité, etc. Ces éléments peuvent altérer les données recueillies à l'aide du questionnaire d'autoévaluation. De plus, les questions peuvent être sujettes à interprétation.

De là, la pensée de Pacaud, S. prend tout son sens lorsqu'il mentionne que : *"Bien que l'ergonomie soit considérée actuellement comme un ensemble autonome de connaissances interdisciplinaires, ses liens avec la psychologie, psychophysiologie, psychosociologie du travail sont et resteront toujours indissociables."*(Pacaud, S. 1975).

#### 3.1. Méthodes psychophysiques d'autoévaluation

Il existe différents types ou classes de questionnaires d'autoévaluation. Astrand (1960) fut le premier à suggérer une échelle de cinq degrés pour évaluer la dépense énergétique à l'effort.

En 1961, Borg modifiait cette échelle pour évaluer la perception du stress physique à l'aide d'une échelle de 21 points disposés en gradation impaire de 3 à 19 annotée d'expressions verbales, soit de «*very light* à *rather laborious*». Borg a utilisé cette échelle dans plusieurs études (1967, 1970) auprès de sujets sains et symptomatiques de maladie chroniques (ex : maladies cardiovasculaires) observé une corrélation élevée et significative de  $r=0,85$  entre la fréquence cardiaque son échelle gradué de perception de l'effort.

Une des échelles de perception de l'effort la plus populaires actuellement utilisée et appelée «Visual Analogue Scale» (VAS) a été élaborée par Borg en 1970. Il a modifié son échelle pour documenter la perception de l'effort du sujet en utilisant 15 degrés verticaux échelonnés de 6 à 20. Cette échelle (figure 17), qu'il nomme RPE pour «*Rating of Perceived Exertion*», est utilisée pendant et après une tâche et l'individu pointe du doigt le chiffre correspondant à sa perception d'effort ou nomme l'adjectif correspondant (Borg, 1970).

---

6	
7	Vraiment, vraiment léger
8	
9	Vraiment léger
10	
11	Un peu léger
12	
13	Légèrement difficile
14	
15	Difficile
16	
17	Vraiment difficile
18	
19	Vraiment, vraiment difficile
20	

---

Traduit de : Rating of Perception Exertion (RPE) de Borg ,1970.

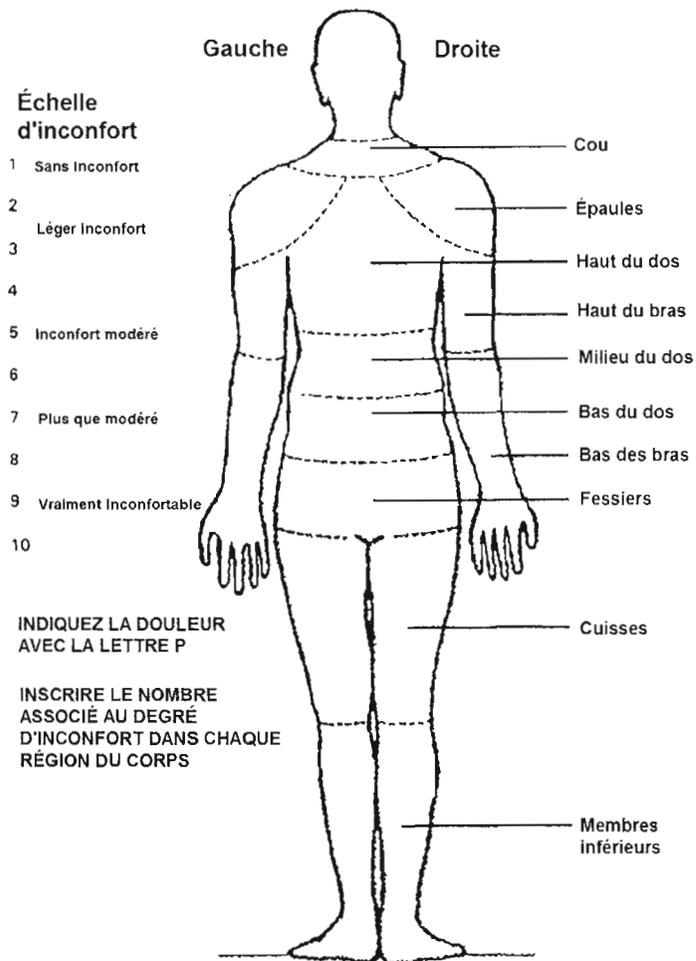
**Figure 17** : Représentation de l'échelle de Borg (BS) 1970

L'ingéniosité du «RPE», c'est qu'il se multiplie par 10 ( $RPE \times 10 = FC$ ) et cette équation génère une estimation de la fréquence cardiaque du sujet. Elle rapporte une corrélation significative entre la Fc estimée et celle mesurée de  $r=0,80$  pour des intensités de travail de moyenne à élevée (Borg, 1970).

La publication de ces échelles de perception de l'effort ont été suivies par le «*Verbale descriptif scale*» (VDS), le «*Graphic rating scale*» (GRS), le

«*Numeric rating scale*» (NRS), le «*Box rating scale*» (BRS), le «*Colors scale*» (CS), le «*Mcgill pain questionnaire*» (MPQ). Par ailleurs, un questionnaire qui est et très utilisé en ergonomie, le Nordic, est un questionnaire de quatorze pages qui permet une appréciation sur le champ de la perception de la douleur (Kuorinka et coll., 1987). Ce questionnaire, qui a été modifié à plusieurs reprises, dont en 2001 par Forcier et coll., comporte une autoévaluation de la santé musculo-squelettique de neuf régions du corps : la nuque, les épaules, le haut et le bas de dos, les coudes, les poignets/mains, les hanches/cuisses, les genoux et les chevilles/pieds. Pour chaque région, le travailleur se prononce sur des sensations perçues au cours de sa vie, des 12 derniers mois et des 7 derniers jours : Exemples : A-t-il ressenti des problèmes pour la région du corps désignée et combien de temps? A-t-il déjà changé d'emploi ou de tâche en raison d'un problème à cette région? A-t-il consulté un médecin?

Un autre questionnaire, le «*Body Part Discomfort Rating*» (BPDR) (Corlett et Bishop 1976) utilise un diagramme du corps divisé en diverses régions (figure 18). Chaque région doit être évaluée sur une échelle de perception du malaise et de la douleur sur 10, où 1 correspond à aucun malaise et 10 représente une sensation extrêmement inconfortable et très douloureuse.



**Figure 18 :** Représentation de l'évaluation des régions du corps (BPDR) traduction de Corlett et Bishop 1976.

Une seconde classe de questionnaire, axé sur la fidélité des résultats, offre la possibilité, selon Corlett et Bishop (1976) et Silverstein et coll. (1988), d'évaluer chez un même travailleur les effets de la modification de son poste de travail ou de ses tâches sur sa perception de son inconfort.

Le questionnaire comporte une échelle visuelle numérique de 0 (aucun inconfort) à 10 (extrêmement inconfortable) pour les régions frontale et dorsale, gauche et droite du corps : cou, épaules, thorax ou haut et bas de dos, coude, main/poignet, jambe/cuisse, genou, jambe inférieure, cheville/pied, etc.

Pour l'évaluation à partir de l'échelle visuelle analogue (VAS), un trait horizontal de 10 cm a été présenté aux sujets avec seulement deux descriptions, soit une au début et l'autre à l'autre extrémité (figure 19). Les descriptions verbales utilisées étaient «Absolument pas fatigant»; et «Extrêmement fatigant». Les sujets devaient tracer une ligne verticale croisant le trait horizontal correspondant à leur sensation de fatigabilité.

Absolument pas fatigant  Extrêmement fatigant

**Figure 19 :** Représentation de l'échelle visuelle analogue (VAS) modifié et traduit de Huskinsson 1974

Quoique les échelles de perception psychophysique et les questionnaires d'autoévaluation soient régulièrement utilisés en ergonomie, en raison de leur coût minime, plusieurs questions concernant leur validité, fidélité et interprétation demeurent à être investigués. Par exemple : Les travailleurs ont-ils bien compris la question ? Est-ce que le travailleur peut teinter sa réponse par d'autres événements ? Que valent les résultats obtenus ? Peut-on se fier à ces résultats ? Quels sont les éléments qui affectent la perception d'un travailleur ?

### **3.2. Spécificités des outils d'autoévaluation**

L'utilisation d'un même outil d'évaluation de l'inconfort ou de la douleur peut révéler des résultats différents voire même contradictoires d'une étude à une autre ayant pourtant des visées similaires. A titre d'exemple, l'utilisation du questionnaire Nordic dans le cadre d'une intervention limitée à un environnement de travail spécifique avec une faible population de travailleurs a déjà donné des résultats différents lorsque le même questionnaire a été distribué à un grand nombre de travailleurs issus de divers milieux professionnels (Messing et coll., 2008). Dans le second cas, il s'agit de prendre davantage de précautions lors de l'interprétation des résultats; ces derniers étant basés sur la seule «parole» des travailleurs dont on ne connaît pas spécifiquement l'environnement de travail. De plus, dans une étude effectuées auprès d'une large population de travailleurs, on ne peut supposer que les hommes et les femmes, rapportant les mêmes postures de travail, soient exposés aux mêmes conditions de travail et expérimentent des contraintes posturales similaires (Dahlberg et coll., 2004).

### **3.3. La fatigue posturale et sa perception**

Le maintien d'une posture peut engendrer une fatigue musculaire (Bigland-Ritchie et Woods., 1984) qui se définit comme étant une réduction de la force (Edwards, 1983) et/ou de la puissance musculaire (Bigland-Ritchie et coll., 1983). Cette baisse de force peut se produire dans un seul groupe musculaire, ce que Lewis et Fulco (1998) ont nommé la *fatigue locale*. Si la fatigue provient de l'ensemble du système musculaire, il s'agira davantage d'une «fatigue générale» (Astrand et Rodahl, 1970).

Il est probable que la fatigue apparaisse dès le début de la posture ou de la contraction musculaire. Elle devient évidente lorsque la force musculaire générée est sous le seuil requis pour maintenir la posture et/ou effectuer la

tâche (Bigland-Ritchie et Woods., 1984). Le seuil minimal de force varie considérablement selon une multitude de facteurs, incluant l'exigence de la posture et/ou de la tâche. La fatigue peut s'accompagner de plusieurs changements neuromusculaires mesurables tels des nuances dans le spectre de l'électromyographie (EMG), une diminution de la vitesse de contraction, une accumulation d'ions  $H^+$  (lactate) et autres métabolites, ainsi qu'une diminution de vitesse de conduction (Hill, 1938; Fitts et Hollosky, 1977; Hultman et Sjöholm, 1983). Toutefois, il n'est pas recommandé d'utiliser uniquement l'électromyographie pour quantifier les contraintes prolongées du maintien d'une posture puisque le signal EMG est affecté par plusieurs variables physiologiques : la température musculaire (Pétrofsky et coll., 1980), le pH du muscle (Mortimer et coll., 1970) ainsi que la concentration d'électrolytes intra et extracellulaires (Palla et Ash, 1981). Le mécanisme de la fatigue peut aussi se traduire au niveau du système nerveux par une baisse du signal approprié (Linström et coll., 1977; Asmussen, 1979; MacLaren et coll., 1989), soit précisément dans les motoneurones ou à la jonction neuromusculaire, ou encore dans les tissus musculaires.

Durant le maintien d'une posture, les fibres musculaires sollicitées sont recrutées selon un ordre croissant de taille de ses motoneurones (Henneman, 1957). De la sorte, les plus petits motoneurones sont recrutés en premier et activent les fibres lentes (endurantes) à rhéobase inférieure ou seuil d'activation inférieur et au besoin, selon la fréquence plus élevée de décharges, poursuivent avec les fibres intermédiaires ou rapides (fortes) qui sont plus grosses, plus rapidement fatigables et à rhéobase plus élevée. L'excitabilité de la fibre musculaire dépend du potentiel membranaire qui lui, résulte de la concentration intra et extracellulaire des électrolytes, entre autre du potassium. À l'effort, la concentration sanguine de potassium augmente, alors qu'elle diminue lorsque le muscle est au repos. Cette fluctuation de

potassium est directement proportionnelle à la fréquence cardiaque (Rohmert, 1960).

Lorsque la fatigue s'installe, et afin de conserver un même niveau de tension musculaire pour le maintien de la posture, de nouvelles fibres sont recrutées, d'abord de façon irrégulière, puis de plus en plus permanente. Dans ce sens, les études de Sjogaard et coll. (1986) ont démontré que, lors d'une contraction musculaire équivalente à 5% de la force maximale volontaire isométrique (FMVI) soutenue durant 1 h, il se produit une alternance dans le recrutement des fibres afin de maintenir la force. Lorsque la fatigue s'installe, les fibres rapides, facilement fatigables, sont de moins en moins recrutées faisant ainsi augmenter la proportion de fibres lentes qui est de plus en plus élevée (Linström et coll., 1977; Linström et Peterson, 1983). Ce patron de recrutement musculaire est associé à des modifications dans le spectre de puissance du signal et survient approximativement au même moment que l'apparition de sensations subjectives de fatigue (Bakirzade, 1982).

La baisse de la fréquence du signal nerveux joue un rôle majeur pour la fibre musculaire puisqu'elle réduit la quantité de  $Ca^{++}$  libre à proximité du sarcomère et augmente, à la fois, le délai de dissociation actine-myosine créant ainsi un temps de latence (Belcastro et coll., 1985; Green, 1998) et un délai dans le couplage actine-myosine (Bianchi et Narayan, 1982). Ce phénomène donne lieu à une nouvelle synchronisation des fibres et se traduit par des tremblements du ou des membre(s) impliqué(s) (Maton, 1977). Ce changement de type de recrutement musculaire diffère du patron moteur de base, ce qui augmente la possibilité de divergence dans la précision des mouvements pouvant, à la limite, augmenter le risque de blessures. Les études de Stokes et Young. (1984) ont d'ailleurs démontré que dans le cas de lésions articulaires, la fatigue musculaire est une cause potentielle en lien avec l'inhibition des réflexes.

### **3.3.1. Facteurs pouvant influencer la perception de la fatigue**

#### **3.3.1.1 Effets des drogues sociales sur la contraction musculaire**

La perception de la fatigue peut-être biaisée suite à l'ingestion de caféine. En effet, la caféine entraîne une diminution de la rhéobase, ce qui a pour effet d'augmenter la sécrétion de  $Ca^{++}$  (Lopes et coll., 1983) et augmentant aussi de 25% le temps de contraction et ce, sans même changer de fréquence de stimulation (Kalmar et Cafarelli, 1999). Les drogues psychostimulantes ou hallucinogènes sont psychoactives et altèrent la perception de la fatigue en agissant sur le système nerveux central au niveau des systèmes dopaminergiques et noradrénergiques. Les psychostimulants, telle la caféine qui est celui le plus utilisé au monde, procurent une impression de vivacité et d'assurance accrues et entraînent une perte d'appétit (Kalmar et Cafarelli, 1999). Ils faussent la perception en imitant l'activation du système sympathique et en augmentant la fréquence cardiaque, la pression artérielle et la dilatation des pupilles. La nicotine, l'une des drogues illicites la plus largement répandue, a pour action sur le cerveau de libérer des catécholamines par les nerfs adrénérgiques périphériques qui causent une sensation de gaieté et d'euphorie.

#### **3.3.1.2 Effets de la chaleur**

Une faiblesse générale ou périphérique souvent appelée fautive ment «fatigue» peut également être perçue lors de grandes chaleurs surtout chez les travailleurs non acclimatés à travailler dans un environnement à de hautes températures ambiantes (Fortney et Vroman., 1985). Cette perception de fatigue est due à la réduction du volume sanguin central, secondaire à une baisse du retour veineux en raison d'une vasodilatation périphérique engendrée par la chaleur (Senay et coll., 1976) ou par un

dysfonctionnement du retour veineux (Nadel, 1985). La diminution du retour veineux produit une baisse de la pression de remplissage ventriculaire et une diminution du volume systolique. Ceci amène une diminution du débit cardiaque et par le fait même de la capacité de travail, à moins d'être compensé par une augmentation de la fréquence cardiaque.

### **3.3.1.3 Effet du manque de substrats énergétiques**

Il faut être prudent concernant l'utilisation des évaluations de la fatigue au moyen de méthodes psychophysiques puisque des études rigoureuses (Costill, 1986 ; Kirwan et coll., 1988) ont démontré qu'au cours d'un exercice prolongé et intense, l'épuisement des réserves de glycogène musculaire chez un sujet est souvent associé à une perception de fatigue sévère. Ce phénomène physiologique est important en ergonomie car dans une situation où le sujet est en manque de glycogène, celui-ci peut percevoir la tâche comme étant plus pénible qu'elle l'est en réalité. D'ailleurs, les sensations de fatigue reliées à un maintien d'une posture durant une journée complète diffèrent de celles ressenties à la suite d'un travail court et très intense et s'expliquent par le fait que durant une contraction de faible intensité, le renouvellement de l'énergie est faible et la diminution de substrat est la cause première de la fatigue (Simonson, 1935; Saltin, 1964; Saltin et coll., 1981; Hultman, 1967).

Les études de Winkel et Bendix (1986), indiquent également qu'une posture assise dont l'angle tronc/cuisse est aigu, amène une compression du système veineux local et produit un ralentissement du retour veineux au niveau des membres inférieurs. Il est probable que cette condition provoque également une diminution de l'apport en nutriments pouvant amener une fatigue musculaire locale au niveau des jambes. La diminution de la circulation sanguine, observée durant le maintien d'une posture statique, limite les échanges de substrats énergétiques, favorisant l'accumulation des

métabolites et limite l'apport énergétique. La fatigue due à de faibles contractions comme lors du maintien d'une posture et appelée fatigue de basse fréquence, ne semble pas être associée au mécanisme de fatigue de haute fréquence engendré par l'augmentation de l'acidose et qui empêche le couplage excitation/contraction (Edwards, 1983). Edwards démontrait également que la quantité de calcium peut être rapidement augmentée par un stimulus à haute fréquence capable de recruter les fibres intermédiaires et rapides.

La cause du développement de la fatigue musculaire durant des contractions musculaires intenses est, par ailleurs, associée à une augmentation de pression intramusculaire causant une restriction de la circulation sanguine intramusculaire. À 60% de la force maximale volontaire isométrique (FMVI), la circulation sanguine est pratiquement arrêtée, alors qu'à 15 ou 20%, elle recommence à s'activer. L'augmentation de l'intensité de la contraction musculaire isométrique empêche la circulation sanguine et favorise l'accumulation de l'acide lactique (Saltin et coll., 1981). L'augmentation de la concentration plasmatique d'acide lactique freine l'activité enzymatique nécessaire à la dégradation du glycogène musculaire en ATP et inhibe l'entrée du calcium dans le réticulum sarcoplasmique afin de libérer les sites actifs sur la troponine au niveau du sarcomère affectant ainsi la dynamique de la contraction musculaire (Bouisset et Maton, 1995). Selon Bouisset et Maton (1995), il est également probable que l'accumulation d'acide lactique engendrée par des contractions intenses des muscles du haut du corps, soit en partie responsable de la fatigue des muscles impliqués dans la posture, et ce, uniquement par la diffusion de l'acide lactique dans le sang et par la vasoconstriction des capillaires du bas du corps afin de répartir les nutriments vers les muscles les plus sévèrement sollicités.

La fatigue physiologique ne peut être expliquée par un seul facteur physiologique. Celle-ci peut être influencée par une multitude de mécanismes d'origine locale, générale ou psychologique, dont la responsabilité peut être endossée par le système nerveux, le renouvellement énergétique ou la fibre musculaire. De toutes ces possibilités, la fatigue est mesurable différemment s'il s'agit de basses ou de hautes fréquences, mais entraîne inévitablement une baisse de productivité qui est heureusement réversible par des pauses (Bitterman, 1944).

### **3.4. La douleur et sa perception**

Une activité pouvant paraître aussi inoffensive que de maintenir une posture statique pour exécuter une tâche, peut occasionner une compression des tissus cutanés induite par le poids du corps. Le maintien d'une telle posture statique peut entraîner une vascularisation inadéquate d'une région du corps et favoriser une ischémie locale qui peut être à l'origine de la destruction des tissus cutanés et de l'innervation de sensations afférentes d'inconfort ou de douleur. La réponse motrice inconsciente, d'ordre réflexe, qui est observé consiste à changer de position en répartissant le poids du corps différemment. Durant cette situation, des récepteurs sensoriels s'activent à la suite d'un stimulus périphérique, ils produisent des signaux afférents vers le système nerveux central. Ceux-ci sont alors analysés et interprétés comme une sensation désagréable associée à notre expérience émotionnelle antérieure (Edwards, 1988). Pour qu'une sensation désagréable soit associée à la douleur, un processus cognitif et subjectif doit être activé (Mershey, 1986). En 1968, Melzack et Casey ont déterminé trois stades de la douleur qui, vingt ans plus tard, ont été regroupés en deux stades par Price (1988).

Le premier stade est la localisation du site et de l'intensité de la douleur, appelé sensori-discriminatif (Melzack et Torgenson, 1971). Ce stade, qui

n'est pas cognitif mais plutôt nociceptif, se vit immédiatement après le stimulus en relation avec l'impulsivité et l'intensité. À cette étape, les mécanismes de protection sont des réflexes d'ordre neurophysiologique. Le deuxième stade de Price (1988) est associé à un processus de réflexion cognitive. Cette étape se subdivise en deux stades selon Melzack et Casey (1968). À la suite de la perception, une évaluation cognitive s'amorce et la sensation est associée à la fois aux expériences antérieures et au contexte afin de déterminer le type et l'intensité du stimulus ressentie. Une sensation associée à une expérience pénible peut influencer significativement l'évaluation et la perception d'un stimulus douloureux (Price, 1988). L'évaluation psychophysique peut être faussée, puisque les répondants surestiment leur perception de douleur ressentie par peur ou par anxiété d'un cas similaire vécu. L'appréhension peut aller jusqu'à produire une sensation douloureuse en réponse à un stimulus non nociceptif (Willer, 1975).

Finalement, une suite de mécanismes de schèmes moteurs protecteurs sont activés afin d'éviter de ressentir la douleur et ainsi se soustraire au stimulus. Cette troisième étape interagit étroitement avec la boucle de l'évaluation cognitive de la sensation perçue afin de renouveler et d'ajuster à la fois la perception et le schème moteur. Le maintien d'une posture statique sollicite principalement les extérocepteurs nocicepteurs mécaniques et très peu ceux de type chimique ou thermique.

#### **3.4.1. Mécanisme de la douleur aiguë**

La douleur rapide et aiguë, qui est ressentie uniquement en superficie de la peau, tels les points de pression (Boreau et Wiler, 1982) sous les pieds ou les ischions, est transmise par des fibres myélinisées A delta qui conduisent l'information rapidement (5 à 30 m/s) jusqu'à la moelle épinière par la corne dorsale et au cortex principalement par des neurones des couches I, V et VIII (Albe-Fessard et coll., 1971; Levante et coll., 1975). Ces nocicepteurs sont

sollicités lors de douleurs aiguës, marquées, rapides et bien localisées (Collins et coll., 1960; Burgess et Perl, 1973; Willer et coll., 1978). Ce premier mécanisme rapide sert donc à informer rapidement l'individu d'un danger imminent et à favoriser le réflexe de retrait. Toutefois, la conduction jusqu'au cortex de l'influx nerveux sert davantage à localiser la douleur qu'à l'interpréter. La précision de la localisation est d'environ 10 à 20 cm dépendamment de la région du corps sollicitée. Si la douleur aiguë se prolonge de quelques minutes à quelques heures, celle-ci provoque une facilitation du réflexe de retrait (Woolf, 1983; Gronroos et Pertovaara, 1993).

#### **3.4.2. Mécanisme de la douleur diffuse**

Le deuxième type de douleur, la douleur diffuse, aussi nommée élancement, se ressent dans les cas de tendinite, de bursite, de varices et d'œdème. Elle est perçue par les nocicepteurs polymodaux et conduite plus lentement (0,5 à 2 m/s) par des fibres non myélinisées de type C situées en grand nombre dans les tissus profonds de la peau (Collins et coll., 1960; Burgess et Perl, 1973), et est habituellement associée à une destruction tissulaire. La douleur diffuse est difficilement localisable, si bien qu'on ne peut l'identifier que très grossièrement sur une partie du corps tel qu'un membre et non sur une petite région cutanée.

#### **3.4.3. Évolution potentielle de la douleur diffuse**

Ce type de douleur peut augmenter avec le temps par sommation des stimuli jusqu'à une situation insupportable. Si cette sensation de douleur se poursuit et devient chronique, cela provoque une suppression du réflexe de retrait (Hazouri et Mueller, 1950; Mershey et Evans, 1975; Naliboff et coll., 1981; Peters et coll., 1992). Un des mécanismes responsables de la diminution du réflexe de retrait est présent au niveau de la corne dorsale de la moelle épinière et exerce un contrôle inhibiteur diffus du système nociceptif

diminuant ainsi la sensibilité à la douleur. Cette baisse de sensibilité à la douleur place la personne dans une condition dangereuse puisque ses réflexes de protection, très utiles lors d'incidents, ne sont plus accessibles pour l'aider à retirer une partie du corps d'un contexte portant atteinte à son appareil musculo-squelettique. Effets de sommation de stimuli douloureux

Quoique l'intensité des signaux de douleur soit peu variable, la plupart des récepteurs réagissent à un ou plusieurs types de stimuli selon un phénomène de sommation. Les stimuli produits par la pression, peuvent, par exemple, s'additionner à ceux provenant du froid et générer une douleur d'autant plus intense. Les récepteurs chémosensibles réagissent à diverses substances chimiques telles que les acides, les ions potassium et l'acétylcholine, et réduisent le seuil d'excitabilité des récepteurs mécaniques. Ainsi, durant le maintien d'une posture statique prolongée, une douleur à faible pression (sous les pieds ou les ischions) peut être perceptible très intensément à la suite d'une accumulation de tissus lésés ou d'acide lactique provoquée par l'ischémie locale.

#### **3.4.4. Système de protection**

Dans un mécanisme de protection, les récepteurs sensoriels ne s'adaptent pas et même, dans certains cas, abaissent progressivement leur seuil d'excitation aussi longtemps que se maintient le stimulus. Ce mécanisme fait donc augmenter l'activation des récepteurs nociceptifs procurant une sensation de douleur encore plus lancinante. Afin de protéger son système locomoteur, l'individu, qui reçoit cette salve de stimuli douloureux, n'a autre choix que de modifier sa posture. Or, plus un tissu est endommagé rapidement par une contusion ou une ischémie, plus la douleur s'intensifie.

### **3.4.5. Évaluation de la perception de la douleur et de la fatigue**

Quelques études ont utilisé des échelles visuelles analogues pour quantifier la sensation perçues de la douleur (Freyd, 1923; Brantingham et coll., 1970; Kuorinka et coll., 1978; Zang et coll., 1991; Jorgensen et coll., 1993; Konz et coll., 1990; Rys et Konz 1990, 1994). Leurs résultats ont été plus précis lorsqu'ils ont séparé le degré d'inconfort sur onze régions du corps. Toutefois, Wicktorin (1996) a souligné dans son article que le questionnaire d'autoévaluation est moins valide lorsqu'il s'agit d'évaluer une partie du corps plutôt que le corps en entier dans des postures de travail. Dans ce même article, l'auteur précise que les réponses aux questions sur le poids de la manutention de matériel (de plus de 45 kg) sont plus valides que celles concernant la durée de manutention.

### **3.4.6. Facteurs pouvant influencer la perception de la douleur**

#### **3.4.6.1 Influence du système hormonal sur la douleur**

En surveillant soigneusement le cycle menstruel, il est possible d'étudier les relations entre les fonctions cognitives et les taux de l'estradiol chez les femmes en bonne santé. À cet effet, l'influence des facteurs connexes au sexe a suscité une attention considérable dans la recherche clinique et expérimentale sur la douleur ces dernières années (Fillingim, 2000).

Pendant un cycle menstruel normal, on note une variation des niveaux plasmatiques de LH, de FSH, de l'estradiol et de la progestérone. Pendant les menstruations, la quantité de ces dernières est particulièrement basse à l'exception de l'estradiol. Bien que durant les menstruations, la ventilation pulmonaire augmente de manière significative, aucun changement de la fréquence cardiaque ou de la consommation d'oxygène au cours des trois phases du cycle menstruel n'a été observé. Cependant, pour une même

fréquence cardiaque, l'exercice sur bicyclette ergométrique a été perçu comme étant plus difficile en phase menstruelle qu'en phase pré et postmenstruelle. De plus, Gamberale et coll., (1975), ont démontré que les temps de réaction étaient significativement altérés pendant la phase menstruelle.

Durant les deux et trois semaines suivantes les menstruations, soit à la phase préovulatoire, le taux d'estradiol plasmatique augmente et atteint des valeurs maximales. Dans certaines études, la concentration plasmatique de l'estradiol a été liée à l'amélioration de la mémoire (Phillips et Sherwin 1992; Drake et coll., 2000), au fonctionnement de la mémoire (Shaywitz et coll., 1999), à l'articulation (Hampson, 1990) et à la maîtrise verbale accrue (Wolf et coll., 1999). Henderson et Whissell (1997) ont montré des changements positifs de l'humeur à la phase folliculaire et négative à la phase lutéale. Après l'ovulation, le taux d'estradiol diminue et on note une augmentation de 10 à 100 fois du taux plasmatique de progestérone (phase lutéale). Durant cette phase, le bas niveau d'estradiol a été associé à de meilleures capacités visuospatiales (Hampson, 1990). La dépression, l'irritabilité, l'insomnie, la fatigue, et l'inquiétude demeurent des signes et symptômes le plus fréquemment liés à cette phase. Sabin-Farrell et Slade (2003) ont démontré que lors de la phase lutéale, les efforts physiques s'accomplissent avec un plus grand changement négatif d'humeur. De plus, des souvenirs heureux ont été ré-évalués, durant cette phase, comme sensiblement moins heureux.

La recherche clinique et en laboratoire suggère que les variations plasmatiques des hormones ovariennes influencent les réponses à la douleur. Spécifiquement, la perception de douleur varie en fonction du cycle menstruel de la femme (Fillingim et Ness, 2000). Une méta-analyse a indiqué que, pour la plupart des stimuli douloureux, les seuils de douleur et de tolérance étaient les plus hauts durant la phase folliculaire comparée aux phases ovulatoire et lutéale (Riley et coll., 1999). En outre, les études

épidémiologiques démontrent que la douleur, et autres symptômes, augmentent à la phase prémenstruelle (lutéale) parmi les femmes en bonne santé (Boyle et coll., 1987) et que l'aggravation des symptômes durant la phase menstruelle était rapportée dans plusieurs désordres de douleur chronique, y compris le syndrome irritable d'entrailles (Heitkemper et coll., 1995), les désordres gastro-intestinaux (Kane et coll., 1998), le mal de tête (Keenan et Lindamer, 1992) et la fibromyalgie (Ostensen et coll., 1997; Anderberg et coll., 1998).

On a souligné (Thompson et coll., 1997), que durant la phase lutéale, les femmes prenant des contraceptifs oraux percevaient moins de douleurs musculaires durant un exercice que celles qui n'en prenaient aucun. Une constatation similaire a été effectuée par Hapidou et Rollman (1998) qui ont constaté que le nombre de points sensibles détectés par palpation était plus grand à la phase folliculaire qu'à la phase lutéale pour la plupart des femmes, mais pas pour celles utilisant des contraceptifs oraux. Ces études expérimentales suggèrent que l'utilisation de contraceptifs oraux met en évidence les influences hormonales durant le cycle sur la perception physique, dont la douleur.

#### **3.4.6.2 Influence de la satisfaction de l'emploi**

Il a été démontré qu'une faible satisfaction d'un travailleur face à son emploi, ou un faible stimulus, ou bien une mauvaise ambiance de supervision (Johansson et Nonas., 1994b) sont des facteurs significativement associés à des symptômes de douleur au bas du dos (Magora, 1973; Dehlin et Berg, 1977; Linton, 1990; Theorell et coll., 1991). En combinant mauvaise ambiance et travail lourd, le risque de symptômes douloureux au dos augmente de façon significatif (Holmström et coll., 1992a et b, Linton, 1990; Johansson, 1994). Ainsi, la satisfaction face à l'emploi a un impact considérable sur la validité des autoévaluations et doit être prise en

considération lors de l'interprétation des résultats (Johansson et Rubenowitz, 1994a).

### **3.4.6.3 Influence du sexe sur l'autoévaluation de la douleur**

La validité de la perception de la vibration et de la demande physique d'un travail a été évaluée respectivement chez la femme ( $r=0,70$  à  $r=0,80$ ) et chez l'homme ( $r=0,87$  à  $r=0,82$ ). Généralement, les questionnaires psychophysiques semblent plus valides chez les hommes que chez les femmes, de même que chez les jeunes travailleurs comparativement aux travailleurs plus âgées. De plus, le niveau de scolarité influence positivement la validité des questionnaires d'autoévaluation (Wicktorin, 1996). Par ailleurs, les résultats de Wicktorin (1996) contredisent ceux de Punnet et coll. (1988) puisqu'ils n'ont observé aucune différence de perception entre les femmes et les hommes sur le poids des outils et la force de préhension pour les tenir. Deux études subséquentes (Lamb et Brodies, 1990; Wigaeus et coll., 1995) ont également rapportées des résultats contradictoires à ceux de Punnet et coll., (1988) en précisant que les hommes obtiennent une meilleure validité pour évaluer la perception de la dépense énergétique que les femmes.

### **3.4.6.4 Temps nécessaire à la perception du confort d'une posture**

Une période d'adaptation de 20 min. assis est requise pour avoir une perception valide du niveau de confort (Wachler et Learner, 1960; Barkla, 1964). Dans des études épidémiologiques et ergonomie, la demande cardiovasculaire pourrait être estimée par une autoévaluation de l'effort et de la demande physique (en Mets) chez l'homme mais non chez la femme (Hjlem et coll., 1995). La demande cardiovasculaire mesurée par la fréquence cardiaque est reliée à l'appréciation subjective du degré de l'effort physique telles l'échelle de Borg (1970) et de la demande physiologique de

l'échelle de Edholm (1966), Ilmarinen et coll., (1979); Gamberale, (1990). L'estimation par une autoévaluation des postures contraignantes et de la manutention de matériel par questionnaire a une validité faible et est peu reproductible (Wicktorin et coll., 1995). Selon Baty et coll., (1985), Rossignol et Baetz (1987), Burdoff et Laan (1991), Van der Beek et coll. (1994) et Wicktorin (1996), même si le questionnaire d'autoévaluation est le moins coûteux et le plus convivial, il n'en demeure pas moins que sa validité et sa fidélité restent très faibles quant aux questions ayant trait à la perception de la durée de maintien d'une posture. Certains chercheurs (Washburn et Montoye 1986; Lamb et Brodies, 1990; Ainsworth et coll., 1993) ont souligné la faible validité de cet outil pour évaluer la perception d'effort dans le cadre d'activités physiques. Quoiqu'il ait été démontré que l'autoévaluation est influencée, tant par l'interprétation des questions que par des facteurs physiologiques, il n'est pas clair qu'un travailleur puisse être en mesure de détecter les avantages et les inconvénients, physiologiques et biomécaniques de la posture de travail, afin de se retirer d'une situation pouvant porter atteinte à son système musculosquelettique.

### **III.4. LES DIFFÉRENTES POSTURES UTILISÉES EN MILIEU DE TRAVAIL**

#### **4.1. La posture debout**

##### **4.1.1. Avantages physiologiques**

Le risque d'avoir des varices n'est pas seulement lié à la posture debout mais à plusieurs autres facteurs (Sobaszek et coll., 1993; Gubéran et Rougemont 1973; Maffei et coll., 1986; Weddell, 1969). Considérer la posture de travail debout comme un facteur important et significatif des varices est d'ailleurs loin d'être établi (Bass, 2007).

##### **4.1.2. Avantages biomécaniques**

La position debout procure une grande mobilité en raison de la quantité de degrés de liberté, et aussi grâce à la mobilité de la base de sustentation (Bernard, 1991; Grant et coll., 1994). Il a été démontré récemment que la gamme de mouvements de la hanche permise lors de cette position est significativement plus élevée comparativement à celle obtenue en position assise (Morini et coll., 2008). La position debout permet de maintenir la courbe lombaire ce qui crée moins de pression intradiscale que lors de la position assise, ou debout penché vers l'avant (Nachemson, 1966; Anderson, 1986; Lord et coll., 1997; Morini et coll., 2008). Andersson et coll. (1975) et Adam et Hutton (1985) ont défini la lordose comme étant inversement proportionnelle à la pression intradiscale. La position des bras peut par contre modifier considérablement la lordose lors de la position debout (Stagnara et coll., 1982).

##### **4.1.3. Inconvénients physiologiques**

De nombreuses études et rapports ont présenté jusqu'à ce jour que le maintien de la position statique debout semble être un facteur important dans l'apparition de douleurs localisées principalement au niveau des membres

inférieurs et du dos ainsi que celui de la région pelvienne chez les femmes (Bousseman et coll., 1982; Drewczynski, 1988; Winkel, 1985; Hebeda et coll., 1993; Fenga et coll., 2000). Selon Gubéran et Rougemont (1974), le maintien de la position statique debout engendre davantage de douleurs au dos, aux jambes et aux pieds comparativement à une position avec de légers déplacements ou en position assise. Cette observation avait d'abord été faite par Magora (1972) alors qu'il avait constaté que les maux de dos étaient davantage présents chez les travailleurs immobiles en position debout, maintenu moins de 4h, que chez ceux ayant des changements fréquents de position. La sensation de fatigue augmente avec le nombre d'heures passées debout et apparaît davantage au niveau de pieds se diffusant vers les chevilles et les jambes (Redfern et Chaffin, 1988; Konz et coll., 1990; Zhang et coll., 1991). Les plaintes d'inconfort au niveau des jambes et des pieds sont nombreuses dans les rapports de plusieurs industries (Avers, 1991). En effet, la posture debout est clairement associée à des douleurs au niveau des membres inférieurs (Chester et coll., 2002, Hou et Shiao, 2006 et Messing et coll., 2008). Les résultats d'un questionnaire distribué à 867 travailleurs ont permis d'affirmer que le maintien d'une posture debout présage la survenue de douleurs dans les jambes, le thorax et le bas du dos (Roelen et coll., 2008). D'après Chester et coll. (2002). Cette posture présente les pires taux d'inconfort au niveau du haut des jambes, des genoux, du bas des jambes, des chevilles et des pieds, comparativement aux postures assises et assis-debout. Une étude récente menée par Messing et coll. (2008) a permis de mettre en évidence, grâce à une enquête menée au près de 7757 travailleurs québécois, une forte corrélation entre la posture debout, sans être libre de s'asseoir, et la perception de douleurs dans le bas des jambes ou les mollets et les chevilles ou les pieds. De plus, une revue de la littérature sur les troubles et les symptômes vasculaires et musculosquelettiques au niveau des membres inférieurs a révélé que la

prévalence des douleurs dans la population des travailleurs pouvait atteindre 83% pour les douleurs au niveau des chevilles ou des pieds et 20% pour les douleurs au niveau du bas des jambes (D'Souza et coll., 2005). En 1986, Spendler et coll., rapportent que 85% des travailleurs rapportent de la douleur au bas du dos. La corrélation entre la posture debout et les douleurs rapportées dans le bas du dos a aussi été confirmée par Hou et Shiao (2006) et Roelen et coll. (2008). Les douleurs au bas du dos peuvent être perçues dès deux heures de postures debout, ce que rapportent chez 13 personnes sur 16, dans l'étude de Gregory et Callaghan (2007). Cependant, une autre recherche a démontré qu'aucun jugement clinique ne peut prédire le risque de douleur au dos à partir du degré de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire. En effet, aucune différence entre les angles de lordose lombaire et de cyphose thoracique n'a été observée entre les patients rapportant ou pas de douleur au bas du dos. Toutefois, plus une personne a un indice de masse corporelle élevé, plus sa lordose sera prononcée, et plus une personne est âgée, plus sa cyphose thoracique sera prononcée (Tüzün et coll., 1999). En 2000, une étude sur des travailleuses en soins de santé oeuvrant debout, révèle que 70% des travailleuses développent des douleurs pelviennes. Lors de la posture debout, il y aurait une compression des vaisseaux abdominaux avec un ralentissement et une réduction des pertes sanguines utérines lors des menstruations (Fenga et coll., 2000). En outre, une large enquête anglaise (Pope et coll., 2003) a révélé un lien significatif entre les douleurs de hanches et la posture debout prolongée.

D'autre part, il est désormais bien établi que la posture debout prolongée est associée à l'inconfort et à des problèmes cardiovasculaires. Une étude menée auprès de 34 travailleurs en soins de santé et 45 travailleurs d'usine et de buanderie a démontré un lien entre la posture debout statique prolongée et une chute importante de la pression artérielle dans ces deux populations ainsi que des symptômes d'intolérance orthostatique (Ngomo S.

et coll., 2008). Une équipe de chercheurs japonais (Kabe et coll., 2007) a aussi réalisé une étude visant à établir la prévalence de l'hypotension chez les femmes maintenant une posture debout prolongée au travail. Une comparaison des mesures ambulatoires de la pression artérielle chez 12 travailleuses debout, 6 travailleurs debout, 10 travailleuses libres de se déplacer et 9 travailleuses de bureau a été réalisée. Les résultats de cette étude montrent un taux d'hypotension significativement plus élevé chez les femmes en position debout par rapport à celle en position assise et un taux d'hypotension similaire entre les travailleurs debout et les travailleuses qui se déplacent. Dans l'ensemble, les résultats des différentes études suggèrent que le système cardiovasculaire chez les femmes est plus affecté par le maintien prolongé de la position debout d'où le développement d'une insuffisance veineuse plus prononcée observé dans cette population comparativement aux travailleurs debout (Shai et coll. 2007).

Les premiers chercheurs à avoir établi un lien entre la position debout et l'apparition de varices sont, selon la revue de la littérature, Mekky et coll. (1969). Il est ressorti de leur étude que la prévalence de varices est supérieure chez les femmes. Ces résultats ont été appuyés, par la suite, par Ryan (1989), Sun (1990), Zhang et coll. (1991), Ziegler et coll. (2003) et Shai et coll (2007) chez différents groupes de travailleurs(es). À l'opposé, Jawien (2003) a montré que le fait d'être une femme n'est pas un facteur de risque significatif de pathologies veineuses. Aussi, la posture debout prolongée constitue un facteur de risque important d'hospitalisation due aux varices chez les travailleurs (Tüchsen et coll, 2005).

Les principaux signes et/ou symptômes associés à la position statique debout prolongé sont les varices, et l'œdème des jambes, des chevilles et des pieds (Grandjean, 1982; Lortie, 1982). L'augmentation du volume du pied se produit plus rapidement durant la première heure et se stabilise durant la

deuxième heure (Jorgensen et coll., 1993). Selon Sadick (1992), Stvrtinová et coll. (1991), Abramson et coll., (1981), Lorenzi et coll. (1986), Maffei et coll., (1986), Weddell (1969), Mekky et coll. (1969), la posture debout est la principale posture responsable des varices. Lorsque les femmes restent debout durant 8 heures et plus par jour, le risque de varices est nettement plus élevé que lors d'une période de 4 heures (Sadick, 1992). De tous les facteurs de risque qui causent les varices, certains sont non contrôlables tels que l'âge, le sexe ou la grossesse. Les femmes ayant eu plus de deux grossesses présentent un risque significativement plus élevé de développer une insuffisance veineuse chronique (Jawien, 2003). Cependant, selon Stvrtinová et coll., (1996), le contrôle du poids, l'absence de travail en position debout et la pratique d'activités physiques régulières aident à prévenir les veines variqueuses. Jawien (2003) confirme effectivement le rôle du poids et du manque d'activité physique comme facteurs favorisant le développement de varices et ce, dans une proportion plus grande chez les femmes. Les résultats de l'étude de Sobaszek et coll. (1996), obtenus suite à la compilation de 1974 questionnaires, ont démontré que 40% de ces travailleurs rapportent souffrir d'insuffisance veineuse, dont 83% étaient des femmes. De plus, une température chaude et humide représente pour la femme un risque supplémentaire pour le développement des problèmes veineux ou d'œdème (Bédard et Braband, 1989 et Ziegler et coll. 2003). Les résultats d'une étude de Krijnen et coll., (1997a) ont d'ailleurs démontré que 7% des travailleurs masculins qui maintiennent une posture debout étaient éventuellement dans l'incapacité de travailler à cause d'un problème d'insuffisance veineuse. Le risque de varices associées à la position debout statique est multiplié par 2,4 selon Raveyre et coll., (1991), alors que lorsque le travail est effectué en position debout durant 5 ans, le risque de varices est multiplié par 1,2 selon les données de Pariselle et coll., (1993). La durée du travail debout augmente le risque d'œdème des jambes et à long terme

accroît le risque de développer des varices, une thrombose et une embolie pulmonaire (Winkel, 1987). La hauteur de la colonne de sang dans les veines créée par la posture debout augmente la filtration au travers des capillaires et réduit la réabsorption des fluides provenant des tissus augmentant la pression hydrostatique dans les vaisseaux sanguins et l'œdème créé par l'augmentation des fluides extra vasculaires dans le bas des jambes (Winkel et Benndix, 1986; Nodelland et Winkel, 1988). L'augmentation du volume de la jambe est due à l'augmentation du volume interstitiel (Lundvall, 1972), ce même phénomène est observé à la fin d'un exercice sur ergocycle (Stick et coll., 1990). L'augmentation de l'enflure de la cuisse est induite par le maintien de l'équilibre de pression. Une étude de Tomei et coll., (1999) a d'ailleurs permis d'établir une corrélation positive entre l'augmentation de phlébopathie et l'augmentation du nombre d'heures passées debout, le tout amplifié par le facteur âge. Il a également été démontré que les travailleuses en position debout statique sont davantage incommodées par des infections gynécologiques que celles qui travaillent en position assise (Bourret et Mehl, 1966).

Dans une recherche menée chez un groupe de travailleuses en position statique debout, il a été démontré que 74% des sujets rapportent des symptômes associés à leur position de travail (Boitel et coll., 1982). De ce nombre, 35% avaient eu un diagnostic de varices alors que 55% avaient une augmentation marquée du volume des pieds. L'augmentation du volume des jambes s'explique par l'augmentation de la pression hydrostatique causée par l'arrêt de la pompe musculaire (Couture, 1986). L'apparition des varices est donc causée par l'augmentation du volume de sang dans les jambes (Gubéran et Rougemont, 1974). Cette augmentation du volume de sang au niveau des jambes crée un manque d'irrigation provoquant une insuffisance lymphatique face au surplus de liquide (Waterfield, 1931; Pollack et Wood, 1949) et une accumulation des déchets métaboliques (Van Wely, 1970;

Grandjean et Hünting, 1977). Il peut même en résulter de l'arthrose de nature dégénérative ou inflammatoire (Grandjean et Hünting, 1977). Par contre, à la suite d'une première étude (1985) pour évaluer l'effet de la contraction des mollets sur le volume des jambes, Stick et coll. (1989) ont observé, à l'aide de jauges de contraintes, une diminution significative de l'œdème du bas des jambes lorsque la position statique debout est accompagnée de déplacements ou de piétinements comme l'avait démontré les recherches de Pottier et coll. (1969), Pollack et Wood., (1949) et Waterfield (1931). La posture debout statique augmente également le risque de varices chez les personnes ayant un surplus de poids. Plusieurs auteurs, (Jawien, 2003 ; Krijnen et coll., 1997c; Stvrtinová et coll., 1991; Brand et coll., 1998; Mekky et coll., 1969, Gubéran et coll., 1973; Ducimetière et coll., 1982; Abramson et coll., 1981) observés des corrélations positives entre le poids, la masse corporelle et l'augmentation du risque de l'incidence des veines variqueuses. Ces auteurs suggèrent que les problèmes de varices liés à l'obésité sont davantage observés chez les femmes.

#### **4.1.3.1 Fatigue et douleur au bas du dos**

Malgré l'augmentation du risque de problèmes au niveau des membres inférieurs, la position debout engendre moins de pression intradiscale au niveau lombaire que la position assise (Couture, 1986; Bernard, 1991). Cependant, Couture (1986) et Bernard (1991) rapportent que le maintien de la position statique debout impose le support du poids de la tête, du tronc et des membres supérieurs par la région sacro-lombaire. La tension générée et maintenue peut affecter le mécanisme de pompe que produit le mouvement des disques et est susceptible de provoquer un manque de circulation des nutriments aux niveau des disques intervertébraux, augmentant ainsi le risque de dégénérescence des structures. Cette tension musculaire statique soutenue est une des causes majeures des problèmes musculo-

squelettiques pouvant produire de la fatigue, de l'inconfort et des douleurs (Grieve et Pheasant, 1982). Le niveau de douleur ressentie est directement relié au nombre d'heures maintenues dans cette posture (Ryan, 1989; Wells et coll., 1990; Harber et coll., 1992; Vézina et coll., 1994, WOHRC, 1987). Cependant, une corrélation faible à modérée a été démontrée entre la perception d'inconfort et l'affaissement de la colonne (Troup et coll., 1985; Eklund et Corlett, 1987; Van Dieën et coll., 1998), alors que d'autres études n'ont observé aucune corrélation significative entre ces facteurs (Boocock et coll., 1990; Burton et coll., 1994; Garbutt et coll., 1994). L'affaissement moyen de la colonne vertébrale durant une journée du lever au coucher est de 0.8% à 1.1% de la stature (Van Dieën et Tousain, 1993).

Un travail statique ne devrait pas excéder 5% de la force musculaire volontaire isométrique (FMVI) sans quoi la fatigue musculaire apparaît après une heure de travail selon Jonnson (1978; 1987) et Stogaard et coll. (1986), alors que Rohmer (1960, 1973a, 1973b), Björkstén et Jonsson, (1977) et Hagberg (1981a) rapportent dans leurs études respectives qu'une tâche équivalente à 15% de la FMVI peut être maintenue indéfiniment. Cependant, le simple maintien par l'épaule de l'élévation du bras à l'horizontal, correspond à 10% de la FMVI (Hagberg, 1981b). De courtes périodes de repos peuvent par contre augmenter considérablement l'endurance.

Krijnen et coll., (1997b), rapportent que la relation entre le travail debout et les maux de dos s'accumule et s'amplifie en fonction du nombre d'années que le travailleur maintient la posture debout. Ohara et coll., (1976) a déterminé que chez des travailleurs qui adoptent la posture debout statique depuis 1 à 2 ans, 35% d'entre eux rapportent des maux de dos, alors que ce nombre augmente à 55% après 3 ans de service dans cette même posture. Dans leur rapport, Wells et coll. (1990) précisent que le maintien de la posture debout ne s'effectue pas de façon statique mais plutôt en constant

mouvement de flexion, frontale et latérale, et extension et rotation. Des micro-déplacements s'effectuent également au niveau des pieds. D'ailleurs, pour comprendre le mécanisme de développement de l'inconfort, ressenti dans le bas du dos lors de la posture debout prolongée, une étude canadienne a évalué la posture debout sur une durée de deux heures chez 16 sujets, en mesurant 37 variables biologiques. Treize des 16 sujets ont ressenti de l'inconfort dans le bas du dos alors que seuls 3 des 37 variables mesurées ont changé au cours de l'expérience. D'après les chercheurs, l'inconfort dans le bas du dos ne serait pas lié aux modifications de la station debout au cours du temps mais plutôt à la manière dont l'individu se positionne debout initialement (Gregory et Callaghan, 2007). Il est également important de tenir compte de l'âge du travailleur, car peu importe la position de travail, la capacité physique de chaque individu diminue, en général, avec l'âge (Dehn et Bruce, 1972; Shephard, 1989; Nygard et coll., 1993; Riihimäki et coll., 1989), et en vieillissant, les travailleurs sont portés vers le travail moins physique et plus cognitif (Cremer, 1994).

D'autre part, le schéma d'activation des muscles du tronc est modifié lors de douleurs lombaires. Ce phénomène, longtemps considéré comme un moyen d'adaptation à ces douleurs, a récemment été suggéré comme étant un caractère individuel prédisposant certaines personnes à développer des douleurs dans le bas du dos (Nelson-Wong et coll., 2008).

Chez les femmes enceintes travaillant au 3<sup>ème</sup> trimestre, le surplus de poids de la grossesse additionné à la posture debout, de plus de deux heures consécutives sans pause, est suffisant pour générer des pertes sanguines prolongées après l'accouchement ainsi que des varices (Cherry, 1987). Quelques études épidémiologiques se sont également penchées sur la relation entre le maintien de la posture debout prolongée (8 heures et plus par jour) et le risque d'avortement spontané, même après la 27<sup>ème</sup> semaine

de grossesse (McDonald et coll., 1988 a et b). Une relation a d'ailleurs été établie entre la durée du maintien de la posture debout (3hrs/jour, 3 à 5hrs/jour et plus de 6hrs/jour) et le poids du bébé à la naissance. Une étude prospective (Ha, 2002), en Chine, sur 12 mois, auprès de 1222 femmes enceintes, a révélé un lien significatif entre le maintien d'une posture debout de plusieurs heures et un poids diminué de l'enfant à la naissance. Il a aussi été démontré que le risque d'avoir un bébé dont le poids à la naissance est inférieur au 10<sup>ième</sup> percentile augmente lorsque la mère maintient la posture debout plus de 6 heures consécutives par jour (Fortier, 1993; Fortier et coll., 1995). D'autres études ont également démontré que le maintien de la position debout augmente d'environ 50% le risque de contractions prématurées et même de saignements durant la grossesse (Nurminen et coll., 1989). Tous les effets négatifs de la posture debout pour la travailleuse enceinte augmentent davantage lorsque l'arrêt de travail se produit à plus de 24 semaines de grossesse (Estryn et coll., 1978; Kaminski et Saurel-Cubizolles, 1986). Par contre, une revue de la littérature, faisant la compilation de 21 études sur l'impact du travail sur les accouchements prématurés, a démontré qu'il n'existe aucun lien significatif ( $p < .1$ ) entre le travail debout et le risque d'accouchements prématurés. Or, une méta-analyse, réalisée par Bonzini et coll. (2007), basée sur 53 rapports, confirme la relation entre un accouchement prématuré et la posture debout. Ces mêmes chercheurs préconisent d'éviter les situations de travail sur de longues heures, de postures debout prolongées, de port de charges lourdes, et ce, particulièrement en fin de grossesse. La seule variable ayant un effet significatif ( $p < .1$ ) sur la taille du bébé à la naissance est le stress relié à la tâche de la travailleuse lors de la position debout (Mozurkewich et coll., 2000).

#### **4.1.3.2 Dépense énergétique**

Certaines études se sont davantage attardées à la dépense énergétique qu'exige le maintien de la position debout. Les résultats de ces études démontrent que la posture debout est deux fois plus exigeante sur le plan énergétique que la position assise (Vander Doelen et MacDonald, 1985). La demande énergétique se chiffre à 22 watts en position debout comparativement à 11 watts pour demeurer en position assise (Lehmann, 1955). Ces résultats viennent à l'encontre de l'étude très controversée menée par Ahluwallim et coll. (1991) qui a alors observé que pour maintenir la position debout, la sollicitation musculaire est trop faible pour créer de la fatigue et de la douleur et ce, même maintenue durant une longue période de temps.

#### **4.1.3.3 Transition entre les postures debout, assis-debout et assises**

Andersson (1986) a démontré que la dépense énergétique est moins grande lorsque le travailleur doit passer de la posture debout à un siège assis-debout plutôt qu'à la position assise conventionnelle. Yates et Karwowski (1982) ont d'ailleurs observé une augmentation significative de l'activité musculaire EMG au niveau lombaire au moment où le bassin passe en rétroversion durant le passage de la posture debout à assise.

#### **4.1.4. Inconvénients biomécaniques**

Gubéran et Rougemont (1974) soulèvent, par leur étude, le danger du maintien de la posture debout puisque cette position implique une mise sous tension des muscles para vertébraux engendrant une plus grande pression sur les disques et articulations intervertébraux de la région lombaire ce qui implique également une mise sous tension des ligaments intervertébraux. D'ailleurs, le rapport de Ohara et coll., (1976) a démontré que 42% des caissières, 21% des secrétaires dactylographes et 23% des travailleuses de

bureaux et vendeuses rapportent des maux de dos. Burqist-Ullman et Larson (1977), proposaient déjà que les travailleurs qui s'assoient moins de deux heures dans leur journée de travail auraient inévitablement des maux de dos. En raison de leur faible ratio de déplacement, 10% comparativement à 90% du temps en position debout statique, les caissières sont vulnérables et sujettes aux douleurs au dos ainsi qu'aux membres inférieurs (Ryan, 1989). En 1994, la Confédération des Syndicats Nationaux (CSN), suite à la compilation de 297 questionnaires remplis par des caissières, a démontré que 41% des répondantes rapportent qu'elles ont des varices et que 45% ont des problèmes d'œdème aux jambes. Aussi, les personnes développant un inconfort au niveau lombaire, lors d'une posture debout prolongée, présentent une plus grande activité de la musculature du tronc (Gregory et coll., 2007). Le travail debout sur surface dure peut augmenter la sensibilité du système nociceptif et conduire à une hyperexcitabilité pouvant provoquer d'importants problèmes musculosquelettiques (Madeleine et coll., 1998).

En position debout statique, quelques auteurs précisent que la crête iliaque antéro-supérieure doit être alignée à l'horizontale avec la crête postéro-supérieure (Kendall et McCreary, 1983; Norkin et Levangie, 1992). Gajdosik et coll., (1985) et Alviso et coll., (1988) ont démontré qu'il peut y avoir déviation normale de  $8,35 \pm 4,17$  à  $9,2 \pm 6,4$  degrés. Les mêmes auteurs précisent qu'une lordose très accentuée dans ces limites engendre une flexion plantaire prononcée due à l'avancement du centre de gravité vers l'avant. Mandal (1976) rapporte dans son étude combien il est fréquent de déplacer son centre de masse en dehors du centre de gravité lors des situations de travail. Ainsi, afin de maintenir la posture debout, les muscles agonistes et antagonistes impliqués doivent constamment se contracter afin de maintenir la structure squelettique en équilibre (Sherrer et coll., 1981; Adams et Hutton, 1985). De plus, il a été démontré par Franklin et coll.,

(1995); Bendix et coll., (1984); Opila et coll., (1988), que l'augmentation de la hauteur des talons a pour effet de diminuer la lordose.

Le maintien de la posture debout engendre le développement de douleur lombaire (Sommerrich et coll., 1993). Ces douleurs et problèmes reliés aux désordres physiologiques ont de sévères répercussions sur l'absentéisme, notamment sur la productivité et les coûts (Marras et coll., 1995; Sommerrich et coll., 1993).

Couture (1986) rapporte que pour maintenir un équilibre statique sans risque de blessure, il faut que le centre de masse de chaque segment soit situé sur la ligne de gravité et que celle-ci passe à l'intérieur de la surface d'appui qu'est la base de sustentation. Évidemment, cette proposition est difficilement respectable en situation de travail.

Durant la position debout, les mouvements les plus inconfortables ont été répertoriés selon une échelle de 0 à 10 comme étant d'abord l'abduction (5) et la flexion de la hanche (4), ensuite l'extension de la hanche (3), l'extension du dos (3), la flexion latérale du cou (3) et la supination du coude (3). Les mouvements de flexion de la cheville (2), d'adduction de la hanche (2), de rotation (2) et de flexion latérale du dos (2), de même que la pronation du coude (2) ont également été répertoriés, mais ceux-ci étant moins inconfortables (Genaidy et Karwowski, 1993).

#### **4.1.4.1 Flexion du tronc**

À la suite des études de Basmajian et Bentzon (1954), sur l'EMG et la posture debout, une série d'études ont suivi (Floyd et Silver, 1955; Joseph et Nightingale, 1952, 1954, 1956; Joseph et coll., 1955). Carlsoo, en 1972, par exemple, a examiné à l'aide de l'EMG les muscles de la taille, des hanches, de l'abdomen et du cou durant la posture debout et a comparé la posture statique utilisée pour lire debout à plusieurs postures retrouvées dans des

situations de travail à risque. Lors d'une flexion légère à prononcée ( $45^{\circ}$ ), l'activité musculaire des muscles stabilisateurs du tronc varie respectivement entre 15% et 25% de la force maximale volontaire isométrique (Floyd et Silver, 1955; Okada, 1972). Selon Susnik et Gazvoda (1986), c'est lors d'une flexion du tronc à  $45^{\circ}$  que la pression intradiscale atteint son maximum (120% de flexion en position debout et 175% en position assise) ou lors d'une hyperextension de plus de 50% (Nachemson, 1976). Cette étude a également permis d'observer que la force de cisaillement au niveau L5/S1 augmente de 64N entre  $0^{\circ}$  et  $30^{\circ}$  de flexion du tronc alors que sa valeur augmente d'environ 40N par tranche de  $30^{\circ}$  jusqu'à  $90^{\circ}$  où elle atteint son maximum. De plus, Colombini et coll., (1986) ont démontré que la flexion du tronc en position debout réduit la courbure lombaire et augmente la pression intradiscale. Ces derniers auteurs (Susnik et Gazvoda, 1986; Colombini et coll., 1986) s'accordent sur le fait que la flexion avant du tronc est un facteur de risque additionnel de douleurs au bas du dos au maintien de la position statique debout. D'ailleurs une corrélation élevée a été observée entre la durée de temps passée en flexion du tronc accompagnée ou non de torsions et le niveau de risque de blessure au bas du dos (Burdorf et Laan, 1991). Ainsi, les maux de dos associés à la posture debout statique pourraient être dus, non seulement au maintien de la position mais selon Lortie (1982), davantage aux torsions et aux flexions du tronc effectuées durant le maintien de cette position. En effet, la configuration de plusieurs postes de travail en position debout requiert de nombreuses flexions et rotations du tronc (Vézina et coll., 1994). De plus, dans les tâches nécessitant le déplacement de charges, Rocher (1993) a observé que comparativement au glissement, le soulèvement des charges dans des conditions de posture debout avec flexion et/ou torsion du tronc, a pour effet d'augmenter le moment de force au dos et du fait, le risque de blessures. Non seulement le risque de blessures augmente, mais dans des conditions de posture debout avec flexion du tronc,

la dépense énergétique augmente également. Elle passe alors de 22 watts pour la posture debout droite à 56 watts lorsqu'on y ajoute une flexion (Lehmann, 1955). Pour maintenir une dépense énergétique plus faible, afin de diminuer l'effort musculaire nécessaire pour maintenir l'équilibre, il faut que le centre de masse du tronc se rapproche du centre de gravité (Bernard, 1991).

#### **4.1.4.2 Appui sur un pied**

Lorsque le poste de travail nécessite le maintien de la posture debout sur un pied afin de manipuler une pédale, le bassin se retrouve en déviation latérale ce qui produit à son tour une scoliose de la colonne vertébrale. La scoliose peut même devenir permanente à long terme selon les résultats obtenus par Brown (1977). Dans un même ordre d'idée, il n'est pas conseillé, pour le travailleur qui doit maintenir la position debout statique, d'élever un pied sur un rail (4 à 5") puisque le bas du dos s'arrondit ce qui peut engendrer une plus grande pression intradiscale (Redfern, 1987).

#### **4.1.4.3 Manipulation d'objets en position debout**

Il ressort d'une vaste enquête menée en 1998 au Québec, que les personnes travaillant debout sont plus exposées à d'autres exigences physiques, telles que la manipulation de charges lourdes entre autres, comparativement à celles travaillant assises (Tissot et coll., 2005). L'augmentation du nombre de mouvements des bras tendus chez les caissières engendre plus de douleur dans la région des bras, des épaules et du dos (Gelin, 1987). Plus la charge est soulevée loin du corps, plus les érecteurs du dos se contractent et plus la pression intradiscale est élevée (Andersson et Ötengren, 1974). L'étude de Lannersten et Harms-Ringdahl (1990) a d'ailleurs démontré que lors de la position debout, les caissières appuient leur bassin contre le côté du

convoyeur afin de diminuer le bras de levier au niveau des épaules et la force nécessaire pour exécuter les mouvements. Le transport de charge lourde en est connu pour être un facteur de risque de développer des douleurs au dos (Sommerich et coll., 1993) serait aussi un facteur de risque dans le développement des varices (Sun, 1990; Weddell, 1969).

#### **4.1.5. Stratégies utilisées pour diminuer les inconvénients biomécaniques et physiologiques**

##### **4.1.5.1 Le déplacement**

Durant la marche, la bascule du bassin est entre  $10^0$  (Franklin et coll., 1995) et  $20^0$  (Sutherland et coll., 1994). Dans une étude originale, Ludbrook (1966) a démontré que la contraction des mollets, comme lors d'un déplacement avec une chaise à roulettes, permet l'éjection de 60% du volume sanguin du bas des jambes, comparativement à 65% durant la marche. Il semble donc que la marche ou les déplacements aient un impact avantageux sur le maintien de la position statique en favorisant davantage la circulation sanguine. Ce type de déplacement semble diminuer les problèmes rencontrés au niveau des membres inférieurs. En effet, une baisse de 49% du nombre de travailleuses ayant des symptômes associés à la posture debout statique a été notée lorsque celles-ci peuvent marcher ou faire de légers déplacements durant leur travail. La marche prévient l'effet d'oedème en activant la pompe musculo-veineuse des mollets à chaque flexion plantaire (Winkel et Jorgenson, 1986; Noddeland et Winkel, 1988). La marche constitue donc un moyen de prévenir la congestion veineuse des membres inférieurs (Kabe et coll., 2007) et de réduire les risques de problèmes liés à la posture debout (Ebben, 2003). Seifert et coll. (1997) ont observé que chez des caissières de banques, travaillant en position debout avec déplacements dans un espace restreints, 21% rapportent des douleurs au bas du dos, 31% aux jambes et 31% au niveau des pieds, et ce, à chaque

jour depuis plus de trois mois. Dans une autre proportion, ceux qui ressentent une douleur moins d'une fois par semaine se dénombrent à 48% pour une douleur localisée au bas du dos et 31% respectivement pour les douleurs aux jambes et aux pieds.

#### **4.1.5.2 Bandage élastique**

L'utilisation d'un bas élastique sur la jambe en dessous du genou appliquant une pression de 30 à 32 mmHg, permet de prévenir, selon Krijnen et coll., (1997c), la progression d'insuffisance veineuse, de façon significativement supérieure aux tapis anti-fatigue en caoutchouc traditionnels. Après trois mois d'essai, le bas élastique a diminué en moyenne de 44% le volume des pieds. Après la période d'essai, 27% des travailleurs souffraient encore de douleurs aux jambes, comparativement à 70% au début de l'étude (Krijnen et coll., 1997c). Le bas élastique permet de prévenir la congestion des membres inférieurs et l'hypotension posturale associée (Kabe et coll., 2007) et de traiter l'insuffisance veineuse chronique (McCulloch, 2002).

#### **4.1.5.3 Tapis anti-fatigue**

Stuart-Buttle et coll. (1993) ont démontré que l'utilisation d'un tapis anti-fatigue ou anti-douleur diminue la fatigue locale du bas du dos et des jambes. De plus, un tapis qui se comprime suffisamment provoque des micro-déplacements des jambes et du corps pour maintenir l'équilibre. Ces mouvements sont susceptibles de contribuer à favoriser le retour veineux. Par contre, un tapis vraiment trop mou peut au contraire provoquer une certaine fatigue. Il est donc recommandé aux travailleurs d'en essayer plusieurs avant d'en choisir un qui convienne vraiment (Redfern, 1987). Le travail sur surface amortissante augmente l'activité électrique des muscles des jambes et leur température favorisant une augmentation de la circulation sanguine au niveau des pieds et des jambes diminuant l'enflure, et

augmentant la sensation de confort tout en diminuant la sensation de fatigue (Madeleine et coll., 1998). Les tapis amortissants réduisent les effets néfastes physiologiques et biomécaniques, sont plus confortables et procurent moins de fatigue que la posture debout sur le béton (Brantingham et coll., 1970; Jorgensen et coll., 1993; Kim et coll., 1994; Kim et Chung 1995; Rys et Konz, 1990, 1994; Stuart-Buttle et coll., 1993; Zhang et coll., 1991). Le confort diminue avec le temps passé en position debout et selon la dureté du sol (Rys et Konz, 1990). En effet, les propriétés du sol ont une influence sur l'inconfort et la douleur ressentis dans le bas du dos et dans les jambes mais ces résultats sont détectables seulement après 3 heures de postures debout prolongées (Cham et Redfern, 2001). Toutefois, l'augmentation du volume du pied est davantage due au temps passé en position debout qu'au type de surface (Rys et Konz, 1994). Les tapis mous ont peu d'effet sur la perception de fatigue; le premier facteur qui influence la fatigue étant le temps passé dans cette position (Zhang et coll., 1991; Jorgensen et coll., 1993). Les travailleurs ont tendance à bien percevoir le confort qu'apportent les tapis amortissants en comparaison aux surfaces dures (Jorgensen et coll., 1993; Kim et coll., 1994; Rys et Konz 1990; Zhang et coll., 1991). D'ailleurs, lorsque les employés doivent se déplacer et qu'il n'est pas possible de placer des tapis partout, des semelles anti-fatigue insérées à l'intérieur des chaussures procurent une réduction significative de la douleur au bas du dos, aux pieds et aux jambes. King (2002) a étudié l'inconfort et la fatigue ressenti lors du maintien d'une posture debout dans quatre conditions : sur un sol dur, sur un tapis amortissant, avec port de semelles et sur un tapis amortissant avec port de semelles. Les trois dernières conditions ont été perçues comme confortables comparativement à celle avec travail sur une surface dure. Mais, pas de différences significatives au niveau de l'inconfort ou de la fatigue furent notées entre ces trois conditions jugées plus confortables que le sol dur. Toutefois, il faut prendre

bien garde de ne pas comprimer le pied (Redfern, 1987; Redfern et Chaffin, 1988; Konz et coll., 1990; Zhang et coll., 1991). Ces derniers auteurs ont observé une différence significative du niveau de confort aux jambes mais pas au bas du dos en montant lorsque les travailleurs étaient placés sur des tapis anti-fatigue comparativement à un plancher de ciment. Un tapis de 8mm compressible de 6,9% diminue la fatigue des érecteurs du rachis contrairement à un tapis de 22 mm compressible seulement de 2.2% qui ne procure aucune diminution de la fatigue au bas du dos (Kim et coll., 1994).

## **4.2. La posture assise**

### **4.2.1. Avantages physiologiques**

Comparativement aux postures debout et assis-debout, la posture assise a été perçue comme la plus confortable et causant le moins de fatigue (Chester et coll., 2002). Seulement 1% des travailleuses utilisant la posture assise souffrent des symptômes aux jambes (malaises, œdème, varices) comparativement à 73% en position statique debout et 25% en position debout avec déplacements (Boitel et coll., 1982). Cette diminution des signes et symptômes peut être due à la baisse de la sollicitation des jambes lorsque le travailleur est assis comparativement à debout tel que l'a démontré Bennet et coll. (1989). De plus, l'étude de Jawien (2003), confirme aucun rôle de la posture assise dans le développement de l'insuffisance veineuse chronique. Andersson (1986) a comparé deux postures assises à la posture debout. Les résultats de cette étude ont démontré que la posture assise est préférable puisqu'elle procure à la fois une plus grande stabilité, une diminution de la pression hydrostatique et une diminution de la dépense énergétique. La pression veineuse ambulatoire est d'ailleurs de 60-80 mm d'eau en posture assise et de 100 mm d'eau en posture debout (Bass, 2007). La circulation sanguine semble d'ailleurs être facilitée par l'allongement des jambes (diminution de la colonne de pression) et la dépense énergétique

diminuée par la moins grande sollicitation musculaire (Couture, 1986). Winkel et Jorgenson, (1986) ont eu l'originalité de prendre des mesures tout au long d'une journée moyenne de travail (8 heures). Ils ont comparé la posture assise statique à la posture assise avec mouvements des pieds. Les résultats démontrent une diminution significative du volume des pieds lors de la position assise avec mouvements des pieds. Les auteurs concluent que l'activation des jambes favorise le retour veineux. Lors du maintien de la posture assise, il est fortement suggéré de bouger les jambes. Même un nombre modeste de mouvements diminue l'œdème et l'inconfort, de même que la température de la peau des pieds (Noddeland et coll., 1985). Le balancement du bassin comme lors de l'assise dans une chaise berçante remédie aux problèmes de statisme (activation de la pompe musculaire-veineuse des mollets lors de la poussée en flexion plantaire et de la distribution des ions de part et d'autre de la colonne lors de la flexion et extension) reliés au maintien de posture (Bendix et coll, 1985; Mandal, 1976; 1982). De plus, durant la position assise, les muscles du tronc sont peu sollicités alors que la force pour stabiliser le tronc correspond à moins de 15% de la force volontaire maximale isométrique (Okada, 1972; Colombini et coll., 1986; Bennet et coll., 1989).

#### **4.2.2. Avantages biomécaniques**

La flexion du tronc lors de la position assise réduit la pression sur les facettes articulaires apophysaires ainsi que l'EMG au niveau des érecteurs du rachis (Adams et Hutton, 1985). L'activité des érecteurs spinaux thoraciques est même nulle lorsque la lordose lombaire est la moins accentuée (Callaghan et Dunk, 2002). Cette position procure également une plus grande stabilité du bas du corps, ce qui facilite la précision des bras et des mouvements de la tête (Kroemer, 1971), en plus de permettre des changements rapides entre la posture de travail et celle de repos (Couture, 1986). Swearing et coll., (1962)

ont évalué qu'en position assise seulement, 18,4% du poids du corps est supporté par les pieds. Morini et coll. (2008) soutiennent que la posture assise est plus appropriée que la posture debout pour limiter la surcharge fonctionnelle au niveau de la colonne lombaire. Une méta-analyse (Hartvigsen, 2002) récuse l'idée populaire selon laquelle être assis au travail est associé à des douleurs lombaires. En fait, la posture assise en elle-même n'augmente pas le risque de douleurs lombaires mais combinée à d'autres facteurs (par ex : maintien de cette posture plus d'une demi-journée, la présence de vibrations sur tout le corps, adoption de postures inconfortables), la posture assise peut accroître le risque de douleurs dans le bas du dos (Lis et coll., 2007).

#### **4.2.3. Inconvénients physiologiques**

La posture assise peut entraîner de nombreuses complications de nature générale, telles que de l'inconfort ou de la fatigue mais aussi des maladies du système musculosquelettique (au niveau du rachis et des membres inférieurs), l'insuffisance veineuse chronique, des thromboses veineuses profondes, l'obésité (Sudo-Szopińska, 2006). Les jambes compressent les veines sur le rebord de l'assise ce qui gêne le retour veineux (Chaffin et Andersson, 1990; Shvartz et coll., 1982a). Winkel et Jorgensen (1986), Pottier et coll. (1969) ont démontré que l'angle au genou diminue le retour veineux, surtout lorsqu'il y a compression au niveau du creux poplité. Ce ralentissement de la circulation sanguine peut provoquer une augmentation du volume du pied si les jambes demeurent dans cette position durant une longue période de temps. A la suite de l'analyse des résultats et du questionnaire des employés, les auteurs ont observé une forte corrélation entre le niveau d'œdème et la perception de douleur. Une étude sur les facteurs d'aggravation de l'insuffisance veineuse chronique chez des patients de différentes sévérités cliniques a révélé que la posture assise prolongée,

avec peu de postures debout, est associée à une augmentation de la sévérité des troubles (Eiffel et coll., 2006). Il a par ailleurs été établi, à l'issue d'une étude prospective allemande, que le facteur de risque principal de développement de veines variqueuses est la posture assise autant pour les hommes que pour les femmes (Kroeger et coll., 2004).

Certains désavantages de la position assise ont également été observés au niveau de l'abdomen puisque la diminution de la sollicitation des muscles abdominaux entraînerait des problèmes respiratoires et digestifs (Couture, 1986).

Pottier et coll. (1969) avaient d'ailleurs observé que 60% de l'augmentation du volume des pieds se produisait après seulement 15 minutes de position assise. Ces données sur l'augmentation du volume des fluides dans le bas des jambes ont été confirmées par les études de Sun (1990), Weddell (1969), Winkel et coll., (1988) et Noddeland et Winkel (1988), qui concluent que la posture assise procure autant d'enflure aux jambes que la posture debout, surtout lorsqu'il est difficile de bouger les jambes. Lorsque les femmes restent assises durant 8 heures et plus par jour, le risque de varices est nettement plus élevé que 4 heures (Sadick, 1992).

Le maintien d'une posture statique, notamment la posture assise (Keegan 1953; 1962), entrave la distribution nutritionnelle et peut entraîner une déficience pouvant causer des désordres aux disques intervertébraux. Il est important de faciliter l'alternance de position en posture assise puisqu'il n'existe probablement pas de posture statique idéale que l'on puisse maintenir longtemps (Chaffin et Andersson, 1990; Akerblom, 1948a et b; Keegan, 1953; Floyd et Roberts, 1958; Kroemer et Robinette, 1969; Kroemer, 1971; Anderson, 1987; Grieco, 1986).

#### 4.2.3.1 Passage de la position assise à debout

Différentes études ont démontré que pour faciliter le passage de la position assise à la position debout, la hauteur du siège doit correspondre à 115% de la hauteur du genou selon Rodoski et coll. (1989) et à 133% (1/3 de la cuisse à partir du genou) selon Arborelius et coll. (1992). Une étude biomécanique a permis d'identifier au moins deux stratégies utilisées pour se lever d'une chaise : la stratégie « genoux » et la stratégie « hanche-tronc ». La première implique davantage les muscles des jambes en faisant une extension de manière à ce que le dos reste le plus vertical possible. Cette stratégie est principalement utilisée par les gens souffrant de douleurs au dos. La deuxième consiste plutôt à fléchir le tronc vers l'avant de manière à transférer le poids au-dessus des jambes et diminuer le moment de force aux genoux. Cette stratégie est particulièrement utilisée par les sujets ayant des problèmes aux genoux (Coghlin et McFadyen, 1994). Quoiqu'il en soit, la possibilité de réaliser le mouvement assis-debout dépend de la hauteur de la chaise, de l'utilisation des appuis-bras et de la position des pieds (Janssen et coll., 2002). Dans une étude faisant intervenir 52 personnes âgées et 50 jeunes adultes, Denura et Yamada (2007) ont analysé le mouvement assis-debout sur cinq chaises de différentes hauteurs. Il en résulte que la production de force et la rapidité du mouvement tendent à diminuer dans les phases de flexion du tronc et d'extension des hanches et des genoux lorsque les participants se lèvent d'une chaise dont la hauteur diffère de 20% avec celle des mollets. Ce phénomène s'accroît lorsque la différence entre la hauteur de la chaise et celle des mollets augmente (Denura et Yamada, 2007).

#### 4.2.4. Inconvénients biomécaniques

La posture assise diminue la lordose, puisque assis, pieds au sol avec un angle de  $90^{\circ}$  cuisse/tronc, l'angle L5/S1 passe de  $49^{\circ}$  en position debout à

34° en position assise (Lord et coll., 1997). Andersson et Ötengren (1974), ont démontré dans leur étude, sur la force de compression au niveau L3, que le maintien de la courbure lombaire réduit la pression intradiscale. La pression intradiscale en position assise sans support lombaire est supérieure à celle obtenue en position debout, tel qu'il a été démontré par plusieurs chercheurs (Andersson, 1986; Bernard, 1991; Colombini et coll., 1986). En 2004, une étude de Van Dieën et Nussbaum rappelle qu'en position assise, la flexion du tronc sur la cuisse cause une augmentation de force générée par les muscles érecteurs spinae et les autres muscles du tronc afin de supporter le tronc. Le moment de résistance provenant de ces forces augmente le sinus de l'angle de l'inclinaison du tronc. Cette augmentation de pression s'expliquerait, selon Andersson (1986) et Bernard (1991), par une déformation de la courbure lombaire provoquant à la fois un pivotement des disques intervertébraux au niveau lombaire ainsi qu'une force de compression sur le devant du disque intervertébral. En insérant une jauge de pression entre deux vertèbres, Nachemson et Elfstrom (1970) ont démontré que la diminution de la lordose en position assise fait augmenter la pression intradiscale au niveau L3-L4 de 30% comparativement à la posture debout. De façon plus précise, les postures assises avec le dos droit ou le dos courbé vers l'avant impliquent respectivement 40 et 90% de plus de pression intradiscale que la posture debout (Nachemson et Elfstrom, 1970). Bien que la stabilité du bassin soit maintenue par une augmentation de l'activité musculaire, les dysfonctions musculaires et les erreurs du contrôle moteur ont été suggérées par Callaghan et McGill (1995) comme des causes possibles de désordres lombaires et de douleurs chroniques. Cependant, le poids supporté par les pieds est significativement moins élevé en position assise lorsque le siège de la chaise se situe au 1/3 de la cuisse à partir du genou (Arborelius et coll., 1992). Certains auteurs (Bendix et coll., 1985)

recommandent que la hauteur de l'assise soit 1 cm en dessous du niveau de la fosse poplitée pour faciliter le retour veineux.

Un des inconvénients majeurs associé à la position assise est que le rayon de mobilité du travailleur diminue en raison de la diminution du nombre de degrés de liberté (Bernard, 1991; Grant et coll., 1994). La gamme de mouvements de la hanche étant diminuée, comparativement à la posture debout, la flexion du tronc en position assise se retrouve alors limitée (Morini et coll., 2008).

Une étude Européenne (Elias et coll. 1981) a d'ailleurs démontré que 74% des caissières interrogées qui travaillent en position assise considèrent que leur position de travail est inconfortable et 60% d'entre elles rapportent avoir des maux de dos au niveau lombaire. L'inconfort est possiblement causé par la mauvaise position adoptée sur la chaise. Il a aussi été démontré récemment que, selon la manière de s'asseoir, il y a une variation de la pression intra-discale : adopter une mauvaise posture sur une chaise peut augmenter la pression sur les disques intervertébraux lombaires et générer ou aggraver la douleur chronique dans le bas du dos (Watanabe et coll., 2007). Mais, il se produit dans ce cas une co-contraction des muscles stabilisateurs du rachis qui rétablirait, d'après Watanabe et coll. (2007), la courbure lombaire correcte avec une stabilisation de la région lombopelvienne et diminuerait la tension au niveau des structures passives. En fait, il a été démontré par Troisier et coll. (1969) que la position assise peut être considérée comme une position extrême en flexion et peut être très douloureuse. La grande quantité de terminaisons nerveuses, de petits diamètres, spécialisés dans la transmission de la douleur, que l'on retrouve au niveau des ligaments postérieurs de la colonne vertébrale, provoquent ainsi la perception de douleurs plutôt intenses. Les caissières s'assoient souvent sur la moitié du siège, n'utilisent pas le dossier et s'inclinent vers

l'avant (Elias et coll. 1981). Beach et coll. (2005) ont observé des modifications de la raideur de la flexion passive au niveau du rachis lombaire au cours de la posture assise prolongée. Ce phénomène peut, d'après eux, augmenter le risque de troubles au niveau lombaire et contribuer aux douleurs dans le bas du dos. Ces douleurs produisent une asymétrie pelvienne et, dans un second temps, conduiraient les personnes souffrant de douleurs lombaires à développer des mécanismes de compensation, à l'origine d'un stress accentué au niveau du rachis lombaire (Al-Eisa et coll., 2006).

Même si la comparaison des problèmes physiologiques et/ou biomécaniques reliés à la posture de travail entre les hommes et les femmes est difficile en raison des différences existantes entre les postes qu'ils occupent respectivement (Holt, 1983), il ressort que les hommes semblent souffrir davantage de douleurs au dos que les femmes (Spitzer, 1986). Les femmes seraient plus avantagées par le meilleur maintien de la courbure lombaire que les hommes (Bridger et coll., 1989b). Dans l'étude de Beach et coll. (2005), alors que la rigidité lombaire augmente chez les hommes après une heure de posture assise, celle des femmes est variable tout au long des 2 heures d'évaluation. Les hommes apparaissent compenser l'augmentation de cette raideur lombaire en adoptant une flexion lombaire moindre au cours de la seconde heure en position assise.

La position assise, lorsque maintenue longtemps, peut créer des malaises au dos (Rotgoltz et coll., 1992; Lengsfeld et coll., 2000), parce qu'elle diminue l'angle de la courbe lombaire (Bishu et coll., 1991). En fait, l'étude de Legaye (2005), rapporte que l'on peut considérer le bassin comme étant la dernière vertèbre du rachis ou vertèbre pelvienne. Modulé par l'angle d'incidence et par la pente sacrée, la lordose est étroitement corrélée avec l'inclinaison de bassin. Lors de la posture assise, le bassin bascule en rétroversion de 22

degrés par rapport à la posture debout, puisque l'appui s'étend en arrière sur les ischions et en avant sur la face postérieure des deux cuisses. Cette rétroversion s'accroît si les genoux deviennent plus élevés que les ischions (abaissement de la hauteur de l'assise). Si l'inclinaison de l'assise est vers l'avant, la rétroversion diminue, alors que si elle est vers l'arrière, elle augmente (Sacksick, 1969). En position assise, l'angle tronc/cuisse (Stokes et Avery, 1980; Bridger et coll., 1989a; Yasukouchi et Isayama, 1995) et cuisse/genoux (Yasukouchi et Isayama, 1995) détermine l'angle du bassin et le niveau de lordose. Une étude espagnole révèle qu'une courbure lordotique conservée avec un pelvis penché vers l'avant et une faible mobilité est la cause principale d'accroissement de l'inconfort au niveau lombaire (Vergara et Page, 2002). La diminution de la courbure lombaire, imposée par la posture assise, augmente la flexion de la tête comparativement à la posture debout (Ferguson, 1976; Hunting et coll., 1980). Les chercheurs Vital et Senegas (1986) se sont alors intéressés à la posture optimale de la tête pour définir que l'angle de flexion optimal pour le travail est de  $30^{\circ}$  d'inclinaison vers l'avant par rapport à un regard à l'horizontal. Les chercheurs, Eklund et Liew, (1991), se sont intéressés à vérifier l'existence d'une relation entre les ischio-jambiers et l'angle de la courbe lombaire. Dans leur étude, les sujets étaient couchés sur le côté et les angles internes de la hanche et du genou ont chacun été mesurés à  $0^{\circ}$ ,  $30^{\circ}$ ,  $60^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$  et  $120^{\circ}$ . Les résultats obtenus démontrent que lorsque l'angle au genou augmente et que celui de la hanche diminue, l'angle et la profondeur de la courbe lombaire diminuent. En fait, l'angle que forme la cuisse sur le tronc a plus d'impact sur la courbe lombaire que peut en avoir celui entre la cuisse et la jambe. À un angle d'assise de  $105^{\circ}$ , 64% du poids du corps est supporté par seulement 8% de la surface d'assise, soit les ischions, alors que le reste du poids du corps 35,2% est réparti comme suit : (18,4%) sur les pieds, (12,4%) sur les appuis-bras et (4,4%) sur le support lombaire (Swearing et coll., 1969). La

pression sur les ischions peut, comme le rapporte les études de Bush (1969) et de Jurgens (1997), occasionner de la douleur au niveau du point de pression. En outre, la posture assise prolongée figure parmi les facteurs fortement corrélés aux douleurs des hanches (Pope et coll., 2003).

En position assise, certains mouvements ont été répertoriés comme étant les plus inconfortables, selon une échelle de 0 à 10. Le mouvement considéré comme étant le plus inconfortable est la flexion latérale du cou (3), classé au même niveau que lors de la position debout, ensuite les mouvements de flexion de la cheville (2), d'extension et de flexion latérale du dos (2), d'extension et de rotation du cou (2), d'extension des épaules (2) et finalement de pronation du coude (2). La classification de l'inconfort des mouvements est semblable en position debout ou assise, sauf pour les mouvements de la hanche, celle-ci étant quasi immobile en position assise (Genaidy et Karwowski, 1993).

#### **4.2.5. Autres facteurs à considérer**

##### **4.2.5.1 Effet de l'angle d'assise sur la lordose**

Après avoir comparé deux types de chaises (standard et ½ squat), Bridger (1988) a remarqué que le changement de courbe lombaire est significativement relié à la mobilité de la hanche qui, elle, dépend principalement de la souplesse des ischio-jambiers. Ces dernières constatations viennent donc appuyer les résultats de l'étude de Keegan qui, en 1953, avait déjà proposé que les sièges devraient permettre un angle de  $135^{\circ}$  à l'intérieur du genou, de même qu'entre la hanche et la cuisse. Ce n'est qu'en 1988 que Lelong et coll. ont apporté quelques précisions sur la position idéale. Ils ont alors nommé « la géométrie des moindres contraintes », la position offrant le moins de tension musculaire et ligamentaire pour la région lombaire. Cette position correspond à un angle

interne de la hanche de  $133^{\circ}$  et de  $128^{\circ}$  aux genoux. L'inclinaison du siège de  $15^{\circ}$  vers l'avant et l'augmentation de sa hauteur est également recommandée. Les travaux de Bridget et Bendix (2004) ont démontré que la flexion de la hanche a huit fois plus d'influence sur la lordose que la flexion des genoux. Cependant, il faut tenir compte dans toutes les recherches où une chaise fait l'objet d'une étude, que l'utilisation d'une nouvelle chaise pour une journée de travail produit généralement une diminution de la perception d'inconfort de 25%, alors que dans les jours suivants, la perception se stabilise et ne change plus par la suite (Drury et Coury, 1982). Fernandez et Poonawala (1998), mentionnent d'ailleurs qu'il faut généralement une période de 3 heures d'adaptation pour valider la perception de confort liée à une tâche. Dans une étude japonaise sur l'inclinaison de l'assise, il semble qu'un angle de 4 degrés soit l'ajustement qui procure le plus de confort aux travailleurs. Selon ces auteurs (Wu et coll., 1998), les 10 ou 15 degrés recommandés par les autres recherches provoquent plus de douleur au dos et aux épaules, probablement parce que le tronc est plus incliné vers l'avant (accentuation de la cyphose dorsale). Kroemer et Robinette (1969) ont proposé que l'angle à la hanche doive également inclure l'épaule, c'est-à-dire que l'angle de 105 degrés doit être maintenu entre l'épaule/hanche et la cuisse. Ces auteurs suggèrent également que le support lombaire soit arrondi, et que l'assise soit placée à environ 16 pouces du sol, qu'il doit y avoir un espace suffisant pour les pieds et un espace libre pour le sacrum. Lorsque l'assise est trop haute par rapport au sol et que l'on se retrouve les pieds ballants dans le vide, il en résulte une compression du derrière de la cuisse et un inconfort à court terme. Lorsque les petites personnes, entre autres les enfants, ne peuvent déposer les pieds au sol lorsque assis, ceux-ci n'ont d'autre choix que se de positionner sur le bout du siège les pieds au sol, inhibant tout effet de l'inclinaison de l'assise ou du support lombaire puisqu'ils ne l'utilisent pas (Keegan, 1953; Floyd et Roberts, 1958; Bennet, 1928). La

largeur minimale de l'assise d'un trochanter à l'autre, devrait permettre de supporter les ischions (Floyd et Roberts, 1958; Darcus et Weddell, 1947). Kroemer (1971) précise que la largeur minimale devrait accommoder les personnes obèses et que la largeur et la longueur de l'assise devraient être entre 35 et 40 cm.

Déjà en 1885, Staffel recommandait que l'inclinaison de l'assise soit vers l'avant. D'autres chercheurs se sont également intéressés aux questions des différents angles à la hanche et aux genoux dans la position assise. Bendix et Sorensen (1983) ont d'abord observé que chaque  $5^{\circ}$  d'inclinaison vers l'avant de l'assise, engendre 1,4% de courbure lombaire. Ils ont par la suite appuyé les résultats de Eastman et Kamon, (1976) en précisant qu'une inclinaison de  $5^{\circ}$  vers l'avant de l'assise est plus confortable que  $0^{\circ}$  après une heure pour lire ou écrire puisqu'elle augmente la lordose sans créer de force de compression au niveau lombaire comparativement à  $10^{\circ}$  ou  $15^{\circ}$  (Bendix et coll, 1985). Ces mêmes chercheurs ont démontré qu'il n'y a aucune différence significative dans l'activité musculaire des érecteurs lombaires lors d'une inclinaison de l'assise entre  $-5^{\circ}$ ,  $+10^{\circ}$  et basculante entre  $-8^{\circ}$  à  $20^{\circ}$ . Mandal, à la suite de deux recherches (1981 et 1982), de même que Yu et Keyserling (1989), suggèrent que, pour maintenir une courbure lombaire, on doit adopter un angle interne à la hanche de plus de  $90^{\circ}$ , tout en inclinant l'assise vers l'avant. Paradoxalement, l'étude de Colombini et coll. (1986), portant sur la comparaison de la posture assis droit et avec inclinaison de l'assise de  $20^{\circ}$  vers l'avant, ont observé une diminution importante de l'activité musculaire dont la valeur minimale est atteinte lorsque l'assise est horizontale et que la cyphose dorsale est davantage prononcée, soit lors d'une inclinaison du tronc vers l'avant. Par contre, Bridger (1989a) vient confirmer les observations de Mandal (1981, 1982) en démontrant qu'une inclinaison de l'assise de  $15^{\circ}$  diminuait la flexion du tronc ce qui permet de maintenir la courbure lombaire (Yu et Keyserling, 1989). En utilisant une

chaise à balancier, Chlebicka (2004), en comparant des hommes et des femmes âgées de 20-21 ans, a démontré que des angles d'assise de 15, 30 ou 45 degrés réduit la cyphose thoracique et augmente la lordose comparativement à l'assise horizontale. À l'opposé, quelques auteurs suggèrent que l'assise ait une inclinaison arrière de 3 à 5° (Akerblom, 1948a; Bennet; 1928; Lay et Fisher, 1940; Weddell et Darcus, 1947). De ce fait, Mandal (1986) suggère que les assises soient ajustables. Il rapporte que la standardisation des assises ne peut profiter qu'aux architectes et aux manufacturiers de chaises et apporter davantage de contraintes aux utilisateurs tout en multipliant les problèmes de postures. La pente arrière du fond de l'assise devrait être changée selon les demandes de la tâche. Une assise horizontale permet des variations de mouvements plus libres. Une inclinaison arrière impose au travailleur de s'appuyer contre le support lombaire favorisant un appui au dos et une baisse de l'activité EMG des érecteurs lombaires. Par contre, cette posture fait diminuer la lordose, augmente la charge sur les disques et la compression et diminue le nombre de degré de liberté du travailleur (Floyd et Roberts, 1958). Une recherche, portant sur l'optimisation du confort d'un siège industriel pour conducteur, a démontré que le rayon de la courbe du siège devrait être de 75cm alors que celle du dossier doit avoir un rayon de 30 cm avec un angle de 10 degrés par rapport à l'assise (Tewari et Prasad, 2000). Selon Kayis et Hoang. (1999), une inclinaison arrière du dossier de 5 degrés minimise la pression intradiscale, et ce, peu importe l'inclinaison de l'assise. En fait, aucune différence significative n'a été perçue entre une inclinaison de l'assise allant de -5 degrés à 5 degrés. Parallèlement, les études, incluses dans une thèse de doctorat, ont permis de démontrer que la manette d'ajustement qui contrôle la hauteur du siège doit être à droite de l'assise et ajustable en tirant, alors que le bouton d'ajustement de la tension du dossier doit être idéalement en dessous et ajustable en tournant (Helander et coll., 1995). Plusieurs

auteurs (Harrison et coll., 1997; Keegan, 1953, 1962; Kroemer, 1971; Akerblom, 1948a) mentionnent qu'il est toutefois dommage que les fruits de plusieurs années de recherche, sur le confort à l'inclinaison du dossier ainsi que la forme du support lombaire, ne soient pas appliqués par les concepteurs de sièges dans les diverses industries. Le contrôle de la posture assise lors de l'utilisation d'une chaise avec assise inclinée et d'une chaise de type Balans a été étudié lors de perturbations du corps auto-initiées. Dans les deux cas, bien que ces deux types de chaises aident à conserver une lordose normale, les perturbations posturales sont dépourvues de l'activation anticipatoire des muscles du bas des jambes, ce qui limite l'habilité des personnes à contrecarrer la déstabilisation (Shenoy et Aruin, 2007).

#### **4.2.5.2 Utilisation d'un dossier**

Lorsqu'un objet est manipulé loin du corps, la pression intradiscale est plus faible si le dos est appuyé contre un dossier comparativement à une assise sans dossier (Anderson et coll., 1978a). Colombini et coll. (1986) ont d'ailleurs comparé les sortes de sièges dont la moitié était sans dossier. Des sièges assis sans dossier ont généré des forces de compression plus élevées, même si le siège est incliné vers l'avant. D'ailleurs, Bennet et coll. (1989), après avoir comparé trois types de chaises à la posture debout, sont venus à la conclusion que le dossier permet une diminution de la sollicitation des érecteurs lombaires, alors que sans dossiers, l'activité EMG de ces muscles équivaut à celle de la posture debout. Après avoir comparé l'activité musculaire des érecteurs lombaires sur une chaise avec un dossier à 90° et sans dossier, Colombini et coll. (1986) n'ont remarqué aucune différence significative. Par contre, Bendix et coll. (1985), après avoir placé le dossier à 90° de l'assise, ont quantifié la pression transposée par le dos au dossier à trois inclinaisons différentes de l'assise. Les auteurs ont démontré que la

pression est deux fois plus élevée lorsque l'assise est inclinée vers l'arrière comparativement aux deux autres inclinaisons. L'augmentation de l'inclinaison arrière du dossier ainsi que l'augmentation du support lombaire sont associés à une diminution de la pression intervertébrale (Anderson et coll., 1978a et b). Selon les résultats de Dolan et coll., (1988), la posture assise augmente la flexion du tronc, diminue la lordose et diminue la pression sur les apophyses épineuses. Adams et Hutton, (1985) suggèrent également de stabiliser le tronc avec un dossier dont l'inclinaison maximale ne devrait pas être de plus de  $20^{\circ}$  vers l'arrière, afin de minimiser la sollicitation des érecteurs lombaires. En principe, l'augmentation de la lordose diminue la douleur au bas du dos (Williams et coll., 1991) puisque la courbure lombaire est faible en position assise, la pression produite sur les ischions et le coccyx augmente et induit une douleur (Drummond et coll., 1982-1985; Smith et Emans, 1992). Le maintien de la lordose est important puisque contrairement à la cyphose, elle réduit la sensation de jambes lourdes (Williams et coll., (1991). Cependant, contrairement à Anderson et coll., (1974a), qui préconisent qu'un dossier incliné vers l'avant augmente la pression intradiscale et que l'angle optimal est de  $100^{\circ}$ , une étude menée par Yu et Keyserling, (1989), auprès de couturières industrielles, a démontré que le niveau de confort de 90% des participantes est optimal lorsque l'assise à une inclinaison avant de 15 degrés, que le dossier se situe entre 10 à 15 cm derrière le centre de l'assise et que le siège est à une hauteur fixe de 51 à 61 cm sur base mobile. Une inclinaison arrière entre  $90^{\circ}$  et  $125^{\circ}$  est suggérée (Lay et Fisher, 1940; Kroemer, 1970) ainsi que la hauteur du dossier doit être inférieure au-dessus de l'épaule. Une des premières études à suivre Akerblom fut Knutsson et coll., (1966) qui précisent que l'inclinaison arrière du dossier est préférable à  $110^{\circ}$  qu'à  $100^{\circ}$  alors que  $100^{\circ}$  est préférable pour ceux qui ont une dégénérescence au niveau lombaire.

#### 4.2.5.3 L'utilisation d'un support lombaire

L'EMG a été utilisé par Akerblom (1948b) afin de justifier la recommandation qu'un support lombaire de 3 à 5 cm d'épaisseur est optimal pour relâcher les muscles du bas du dos. Knutsson et coll., (1966), après avoir comparé à l'aide de l'EMG un support lombaire de 0, 1, 2, et 3 cm d'épaisseur, ont conclu que 1 à 2 cm est optimum afin de minimiser le travail musculaire des muscles du bas du dos et ce, autant pour ceux ayant une dégénérescence au niveau lombaire. D'autre part, les dimensions précises du dossier au niveau des épaules ont fait l'objet d'une étude menée par Goossens et coll. (2003). Ces chercheurs ont comparé différentes distances (entre 0 cm et 8 cm) comprises entre la tangente du support lombaire et sa parallèle, correspondant à la tangente du support scapulaire; cette distance étant appelée espace libre des épaules. Il résulte qu'un dossier haut et droit supprime le support lombaire et qu'un espace libre des épaules d'au moins 6 cm réduit l'activité musculaire du dos et offre un support lombaire correct.

Les appuis-bras doivent être ajustables indépendamment de la chaise pour qu'ils puissent remplir pleinement leurs rôles et diminuer la charge sur la colonne vertébrale (Kroemer, 1971). En 1958, Floyd s'est servi des moyennes anthropométriques ainsi que de radiographies pour concevoir le support lombaire de chaises. Ils ont observé que la posture est plus ergonomique lorsqu'un support lombaire est utilisé. De plus, ils ont noté que le support lombaire réduit le déjètement du cou. Les résultats de cette étude, ont confirmé les observations de l'étude de Majeske et Buchanan qui en 1984, a démontré que lorsque les travailleurs sont assis avec un support lombaire, ils perçoivent une augmentation de la lordose et rapportent un soulagement de la douleur lombaire ainsi qu'une diminution de la sensation de jambes lourdes. L'étude de Dagostino (1994) a démontré, par la suite, que pour être efficace, un support lombaire doit maintenir le sacrum en place

ainsi que les deux dernières vertèbres lombaires (L4-L5), ce qui est en accord avec l'étude de Farfan et coll. (1972). Ces derniers ont d'ailleurs mis en évidence que la diminution de la lordose, lors de la position assise sans support lombaire, augmente le risque de dégénérescence discale au niveau L5-S1. Les résultats de l'étude de Coleman et coll. (1998) ont démontré que la hauteur du support lombaire doit être facilement ajustable entre 15 et 25 cm au-dessus de la surface compressible de l'assise. Les dossiers fixes augmentent le risque d'inconfort et de douleurs au dos. La profondeur moyenne du dossier, pour un confort optimal, a été fixée à 387 mm de la partie avant de l'assise. Dans cette étude, tous les travailleurs ayant rapporté de la douleur au niveau du dos avaient un support lombaire ajusté le plus près possible de l'assise. Cependant, chez les blessés médullaires, l'utilisation d'un support lombaire sur chaises avec assise horizontale ou inclinée permet une diminution significative des points de pression (ischions). De plus, dans une étude de Makhsous et coll. (2003), 15 travailleurs de bureau, sans aucun passé de douleurs lombaires, ont essayé des sièges avec assise et support lombaire ajustables. Les résultats ont dévoilé une diminution significative des points de pression sous les ischions, une réduction de l'activité musculaire, le maintien de la lordose lombaire, la rotation vers l'avant du sacrum et une augmentation de l'épaisseur des disques inter-vertébraux lombaires, ce qui pourrait potentiellement réduire les douleurs lombaires. En position assise, l'inclinaison de la courbure lombaire définit le degré de flexion de la région cervicale. À cet effet, l'étude de Black et coll., (1996), ajoute que, plus la courbure lombaire est prononcée, plus la région cervicale est en extension.

#### **4.2.5.4 Utilisation d'appuis-bras**

Lorsque les appuis-bras sont positionnés à 1cm plus haut que le niveau des coudes et en dessous de la ligne verticale des épaules, ils diminuent la

pression intradiscale ainsi que la sollicitation des trapèzes (Anderson et coll., 1978b). Toutefois, les études de Brattgard, (1969), ont démontré que lorsque les appuis-bras sont plus hauts que la hauteur du coude, ceux-ci font soulever les épaules et provoquent une abduction des bras. S'ils sont plus bas que la hauteur du coude, le travailleur va glisser les fesses vers l'arrière et/ou se pencher vers l'avant afin d'utiliser les appuis-bras, diminuant la lordose. S'ils sont plus distancés latéralement que la largeur des épaules, l'abduction des bras augmentera et occasionnera ainsi une rotation interne de l'humérus.

#### **4.2.5.5 Position assis au sol**

L'étude de Nag et coll. (1986), portant sur la variation de la sollicitation musculaire durant la posture assise au sol, a permis de démontrer que les muscles érecteurs du rachis sont davantage sollicités lorsque les genoux sont croisés, les jambes fléchies et qu'une ou les deux cuisses sont fléchies sur le tronc. Lorsque les jambes ne sont pas fléchies sur le tronc ou simplement en extension, les érecteurs sont très peu sollicités. Par contre, le travail prolongé en position accroupie ou assise au sol est souvent associé à des risques élevés de douleurs au bas du dos (Riihimäki, 1991). Récemment, une comparaison de la posture agenouillée avec la posture debout démontre un balancement moindre lors de la posture agenouillée par rapport à la posture debout. Ceci est lié à des facteurs biomécaniques, tels que l'abaissement du centre de gravité, et à une modification des processus neuronaux impliqués dans le contrôle de l'équilibre (Mezzarane et Kohn, 2008).

#### **4.2.5.6 Position assise et manipulation d'objets**

Les muscles érecteurs lombaires sont davantage sollicités lors d'un soulèvement d'objet dans la position assise que lorsque le sujet est en

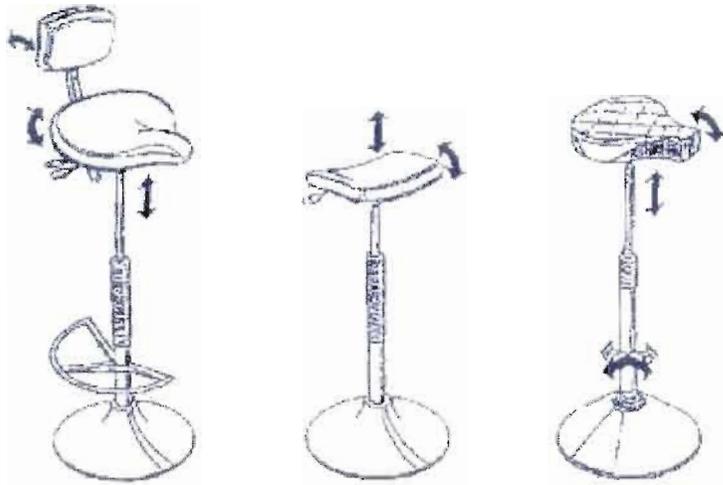
position debout (Yates et Karwowski, 1992). Par contre, le type de mouvement utilisé dans la manipulation a aussi une influence. De ce fait, Bendix et coll. (1985) ont démontré que dans deux manipulations quasi semblables, l'une peut être plus exigeante que l'autre. Ainsi, les résultats de l'étude ont démontré que l'activité électrique des muscles érecteurs lombaires est plus élevée lors de l'utilisation d'un clavier de dactylo que lors de l'écriture à la main. Cependant, la position entre ces deux tâches peut être très variable. À l'opposé, Lannersten et Harms-Ringdah (1990), ont démontré que le taux de productivité pour un travail donné n'était pas significativement différent en position assise ou debout.

### 4.3. La posture assis-debout

#### 4.3.1. Facteurs physiologiques

La posture assis-debout a comme principal avantage de permettre un passage plus rapide et moins contraignant que la position assise statique vers la station debout. Ainsi, en limitant l'amplitude du déplacement vertical du corps, la charge de travail à produire est réduite (travail = force x déplacement).

En effet, comparativement à la position debout, la posture assis-debout permet d'enlever une partie plus ou moins importante de la charge (poids du corps) qui est supportée par les jambes. Cet avantage semble particulièrement apprécié lorsque les travailleuses (figure 20), habituellement en position debout, éprouvent des malaises aux jambes durant un quart de travail (Vézina et coll., 1993).



**Figure 20 :** Trois types de sièges assis-debout utilisés dans l'étude de Vézina et coll., (1993). De gauche à droite : siège selle, siège rectangulaire, siège prototype.

Cette position permet de réduire la pression sous les pieds en transférant une partie de la pression sous les fesses. La forme de l'assise devient donc très déterminante pour le confort, tel que dans l'étude comparative de Vézina et coll (1993) où les travailleuses ont préféré la selle rembourrée aux autres types d'assises.

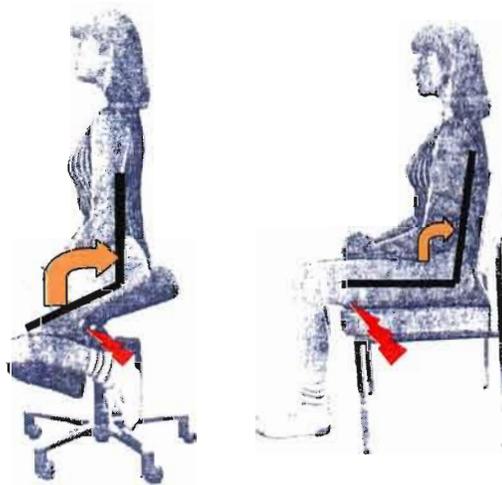
L'utilisation de ce type d'assise a permis aux travailleuses de ressentir une diminution des douleurs aux membres inférieurs, parce que la partie antérieure plus étroite et allongée semble mieux répartir le poids des sujets sur l'assise comparativement à l'assise rectangulaire pour laquelle les travailleuses rapportaient un point de pression sous les fessiers.

Selon les études menées auprès des caissières de supermarchés par Laberge (1997), Laberge et Vézina (1997), le siège assis-debout (figure 21) était utilisé principalement lors de la perception des symptômes de fatigue, soit en fin de quart de travail et à la fin de la semaine de travail. En utilisant ce siège, la majorité des caissières ayant participé à l'étude percevait une diminution des symptômes de fatigue au niveau des membres inférieurs.



**Figure 21 :** Type de siège assis-debout muni d'une base de sable pivotante, utilisé dans l'étude de Laberge et Vézina., (1997).

Le concept de l'assise inclinée de la plupart des sièges assis-debout se rapproche beaucoup de celui de l'assise de type Balans avec une base fixe (figure 22). La posture adoptée avec le siège Balans, crée une ouverture de l'angle bassin/cuisse, diminuant ainsi la compression de l'artère fémorale et permet d'améliorer la circulation sanguine de 15%, comparativement à la chaise de bureau conventionnelle dotée d'une assise horizontale (Lauder et coll., 1987).

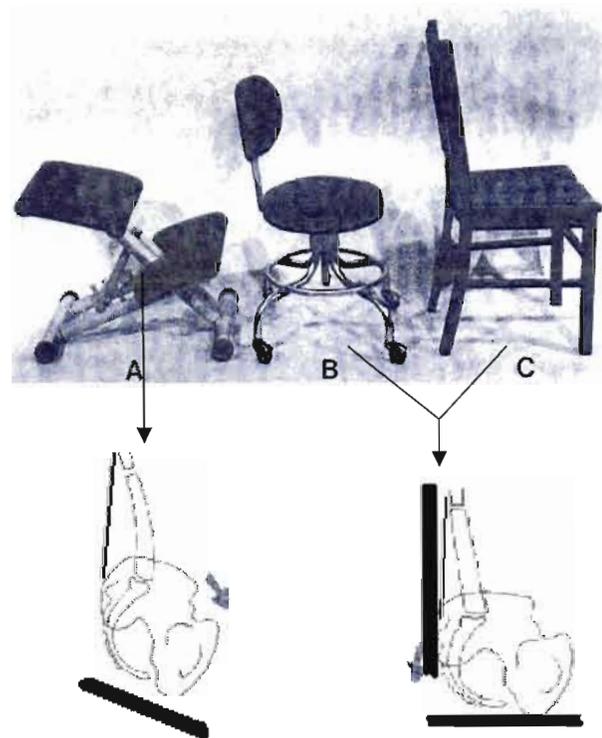


**Figure 22** : De gauche à droite, assise inclinée de type balans avec appui genoux et chaise de bureau (adapté de Lauder et coll. 1987).

Ces résultats très intéressants permettent de supposer que la posture assis-debout puisse avoir un impact positif sur la diminution de l'enflure des pieds, de même que sur la réduction des symptômes de varices liés au maintien des postures statiques.

De plus, l'inclinaison vers l'avant créée par l'inclinaison de l'assise, favorise le pivot du bassin en antéversion, ce qui produit le même niveau de sollicitation des muscles érecteurs lombaires que la posture debout (figure 23) lors d'une tâche de dactylographie (Bennett et coll., 1989). Toutefois les études de Lauder et coll. (1987), rapportent que le niveau de sollicitation des muscles

érecteurs augmente parallèlement avec le temps d'utilisation du siège de type Balans, ce qui pourrait favoriser une fatigue des muscles du bas du dos. De plus, dans cette position, Shenoy et Aruin (2007) ont mis en évidence l'absence de la participation des muscles distaux des jambes dans le contrôle postural.



**Figure 23 :** Conséquence de l'inclinaison de l'assise sur le pivotement du bassin (adapté de Bennett et coll., 1989).

Cependant, lorsque les travailleuses sont contraintes à maintenir une posture, et qu'elles ressentent de la fatigue locale (figure 24), celles-ci préfèrent effectuer un balancement du bassin de  $-8^{\circ}$  à  $+20^{\circ}$ , selon l'étude de Bendix, (1986) et de 1 à  $20^{\circ}$  selon Udo et coll., (1999), que de rester assises immobiles à des angles d'assise qui se situent entre  $-5^{\circ}$  à  $+10^{\circ}$  (Mandal, 1976, 1982; Bendix et coll., 1985).

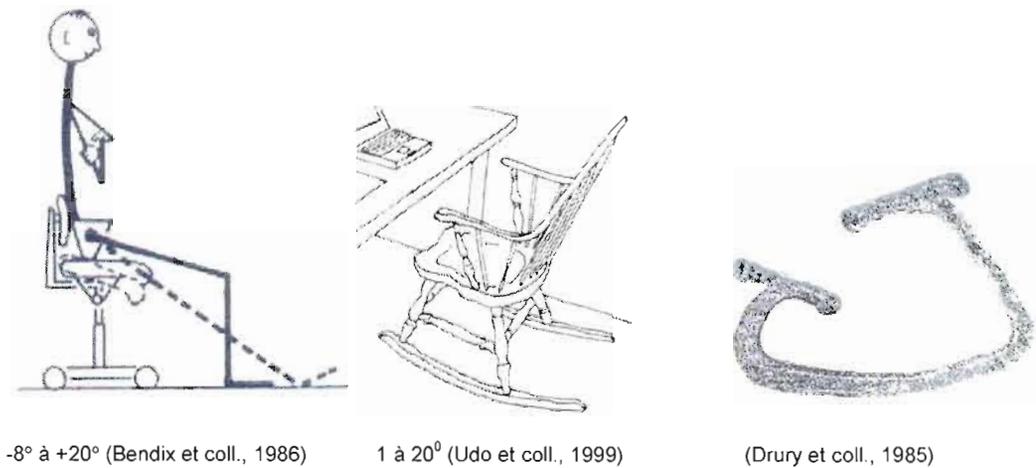
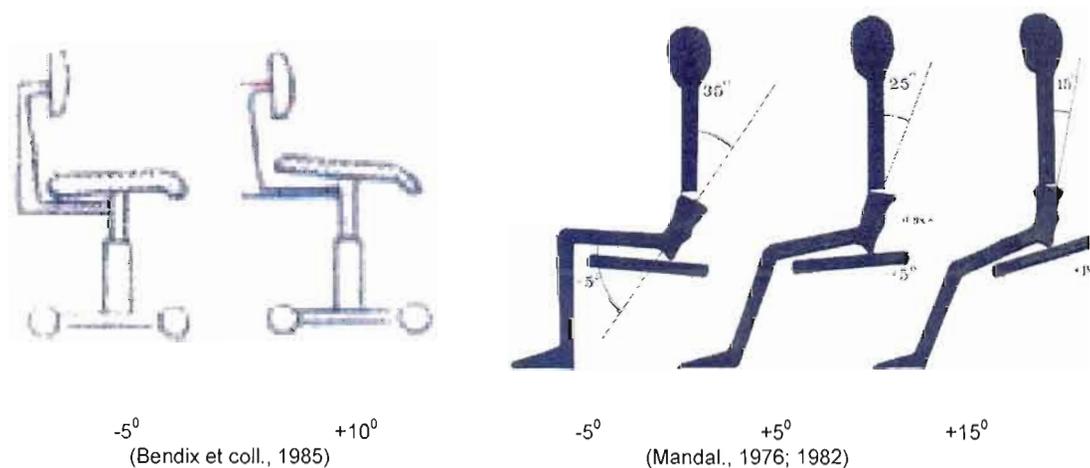


Figure 24 : Configuration des assises avec balancement du bassin selon Bendix et coll., (1986); Udo et coll., (1999); Drury et Francher., (1985).

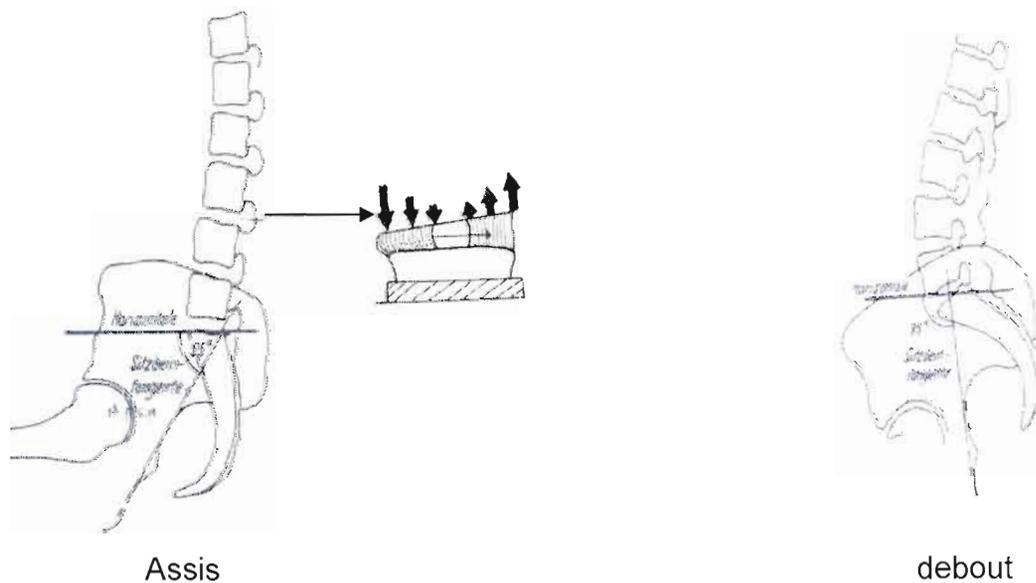
Ce balancement du bassin en antéversion (figure 25), réduit la douleur du dos au niveau lombaire et favorise l'activité musculaire des trapèzes au niveau thoracique 5-6 et 8-9 ainsi que celui des muscles érecteurs lombaire L1-L2 et L3-L4 (Bendix et coll., 1985; Mandal 1976, 1982).



**Figure 25** : Effet de l'inclinaison de l'assise à différents angles sur le pivotement du bassin selon Bendix et coll., (1985), et Mandal (1976; 1982).

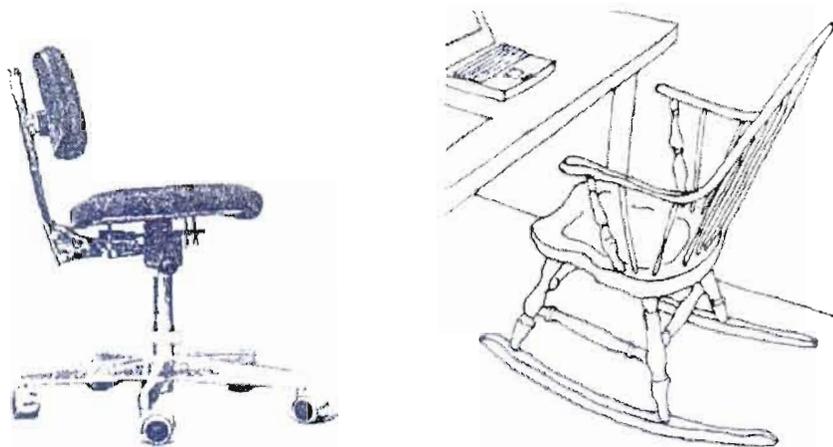
De plus, Holm et Nachemson (1982), sur un modèle animal, et Bernard. (1991), sur un modèle humain, ont démontré que le dynamisme du

balancement du bassin, comme lors de l'assise sur le siège Balans avec arceaux (figure 18), remédie possiblement aux problèmes de statisme au niveau de la colonne vertébrale par la distribution des ions de part et d'autre des disques intervertébraux lors de la flexion et de l'extension de la hanche (figure 26). Brièvement, le dynamisme du balancement a pour avantage de créer une alternance de la sollicitation musculaire qui permet de diminuer la fatigue des muscles érecteurs lombaires servant à stabiliser la colonne, tout en diminuant l'effet de cisaillement (Udo et coll., 1999).



**Figure 26 :** Effets de la force de compression sur la propagation des ions de part et d'autre du disque intervertébral (adapté de Udo et coll., 1999).

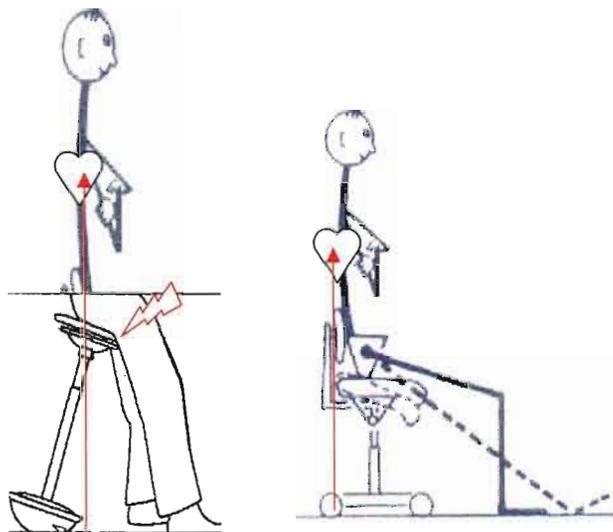
Tel que mentionné précédemment, les études de Bendix (1986), ainsi que celles de Mandal (1976; 1982) démontrent, à cet effet, que le balancement du bassin, comme lors de l'assise sur une chaise berçante, remédie également aux problèmes de statisme des jambes par l'activation de la pompe musculaire-veineuse des mollets lors de la poussée en flexion plantaire (figure 27).



**Figure 27** : Problème de statisme relié à l'assise (Bendix et coll., 1986; Mandal 1976; 1982).

Lorsqu'un sujet debout immobile commence à marcher, la pression au niveau des veines du pied passe de 100 mmHg à 20 mmHg. Toutefois, en posture statique, seul les muscles de la paroi veineuse se compriment, écrasent les vaisseaux et propulsent le sang vers le cœur. Bien que l'exercice ne puisse prévenir l'apparition de varices, des mouvements rythmiques et réguliers peuvent minimiser les complications par l'action musculaire sur le retour veineux. Lorsque le surplus de pression n'est pas rééquilibré et que celle-ci augmente dans les veines, on retrouve une augmentation de la diffusion vers le flux interstitiel au travers de la paroi des veines, créant de l'œdème. Actuellement, aucune recherche n'a quantifié l'effet des différents types de sièges assis-debout sur le débit sanguin des membres inférieurs.

L'étude de Bendix et coll. (1985) a démontré, chez douze travailleuses, que l'inclinaison de l'assise vers l'avant mais sans appui-genoux permet d'augmenter davantage la hauteur du siège se rapprochant de la posture debout. Cependant, l'augmentation de la hauteur du banc a pour effet d'ouvrir l'angle des jambes, et plus cet angle se rapproche de la verticale, plus cela produit une augmentation de la hauteur de la colonne de sang dans les jambes (figure 28).



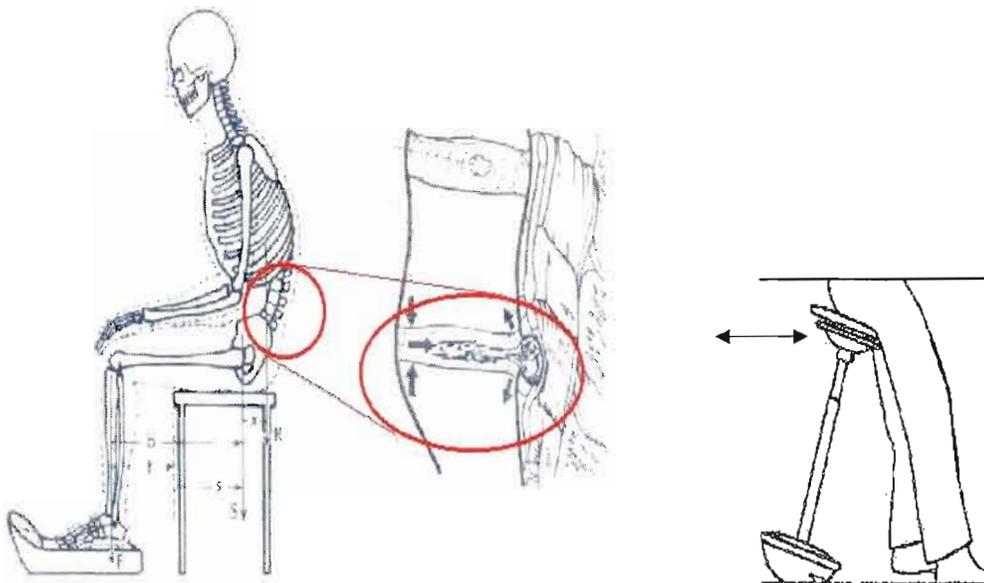
**Figure 28 :** Illustration de l'effet de la hauteur de la colonne de sang sur la pression veineuse (adapté de Chaffin et Shvartz, 1982; Bendix et coll., 1985).

Il est probable que l'augmentation de la hauteur de la colonne de sang rencontré avec ce type de posture assis-debout statique, provoque un ralentissement du retour veineux et augmente le risque d'œdème, de varices et de douleurs, comparativement à la posture assise conventionnelle. Chester et coll. (2002) rapportent que le volume de la jambe est plus important lors de la posture assis-debout comparativement à la posture assise et la posture debout et que le pourcentage d'augmentation de la circonférence de la jambe est le plus important lors de la posture assis-debout comparativement aux deux autres types de postures. De ce fait, avec

un angle près de la verticale, les symptômes d'inconfort et de douleur sont encore plus présents lorsque le rebord de l'assise est saillant puisqu'une partie du poids du sujet maintenue en position statique comprime en un point précis le dessous des fessiers contre le rebord de l'assise (Chaffin et Andersson, 1990; Shvartz et coll., 1982a). D'après l'INRS (2008), si la posture assis-debout est maintenue longtemps, les membres inférieurs subissent les premières conséquences avec, essentiellement, des troubles circulatoires et une fatigue musculaire. Les douleurs lombaires et les tensions musculaires des épaules et du dos apparaissent d'autant plus rapidement que les efforts des membres supérieurs sont répétitifs. Ceci expliquerait le fait que les postures assis-debout deviennent rapidement inconfortables (INRS, 2008). L'inconfort se fait ressentir plus précisément dans le haut du dos, les hanches et le haut des jambes (Chester et coll., 2002).

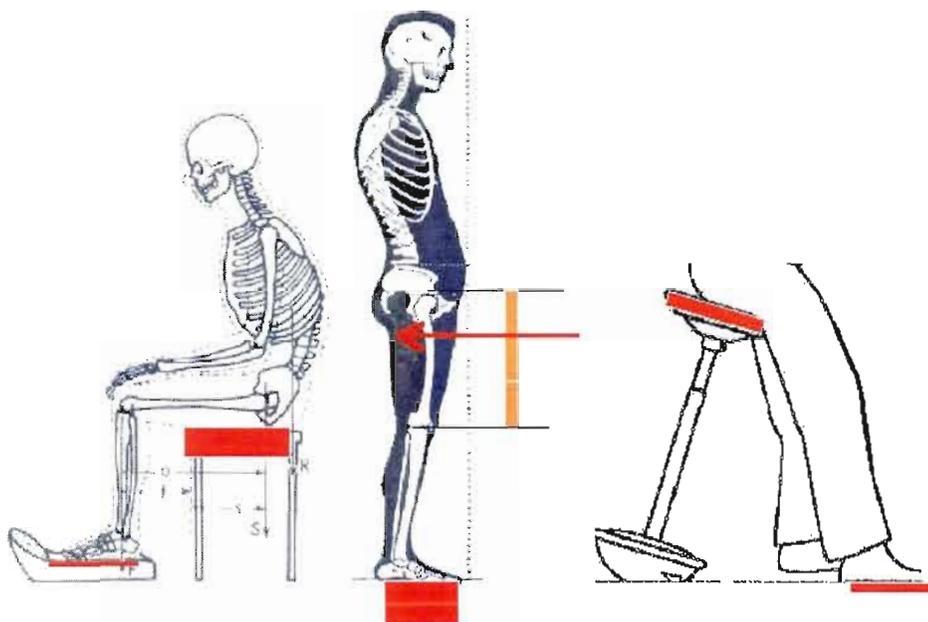
#### **4.3.2. Facteurs biomécaniques**

Le principal avantage biomécanique de la posture assis-debout est la conservation sans effort (INRS, 2008) de la lordose (figure 29), qui semble être due à l'inclinaison de l'assise vers l'avant. Il apparaît d'ailleurs qu'une inclinaison de 10° provoquée par le siège de type Balans suffirait pour engendrer une courbe lombaire plus prononcée qu'une chaise standard (Bennett et coll., 1989). Ces résultats appuient ceux de Lelong et coll., (1988) qui ont noté, chez des patients lombalgiques, qu'une inclinaison de 15 degrés de l'assise réduit l'angle du plateau sacré et diminue l'effet de cisaillement au niveau lombaire. Les résultats furent d'ailleurs très intéressants puisque des 30 patients lombalgiques évalués (âgés entre 15 et 60 ans) sur une période de 15 jours, tous ont rapporté des diminutions des douleurs lombaires.



**Figure 29** : L'inclinaison de l'assise sur le pivotement du bassin en antéversion et en retroversion, adapté de Lelong et coll., (1986).

La position assis-debout (figure 30), comparativement à la posture debout, permet de répartir le poids du corps à la fois sur les pieds et sur les fessiers (Wallersteiner, 1984; Laberge et Vézina, 1997; Wells et coll., 1990). Cependant, pour que le poids sur les pieds soit significativement plus élevé que durant la posture assise, il est recommandé que, la hauteur de l'assise atteigne les 2/3 de la cuisse à partir du genou (Arborelius et coll., 1992).



Wallersteiner, 1984; Wells et coll., 1990; Arborélius et coll., 1992; Vézina et coll., 1997.

Figure 30 : Représentation de de la répartition du poids du corps selon le type de posture (figure adaptée des études de Wallersteiner, 1984; Laberge et Vézina., 1997; Wells et coll., 1990; Arborélius et coll., 1992).

Tel que mentionné précédemment, un des avantages de certains sièges avec base pivotante est qu'ils permettent des déplacements latéraux (figure 31). Ainsi, la position assis-debout est davantage recommandée à la posture assise lorsque la tâche du travailleur demande des mouvements dynamiques du haut du corps tels que des torsions ou des flexions du tronc (Wallersteiner, 1984; Laberge et Vézina., 1997; Wells et coll., 1990), ou lorsque l'espace pour les jambes est trop restreint pour une posture assise (Bendix et coll., 1985). Parallèlement aux études de Wallersteiner (1984), Laberge et Vézina (1997) et Wells et coll. (1990), l'étude de Lajoie (1995) a permis d'observer que la posture utilisée avec le siège assis-debout réduit le nombre de flexions du tronc comparativement à la position debout ou assise,

et réduit également le nombre de flexions des épaules comparativement à la position assise.

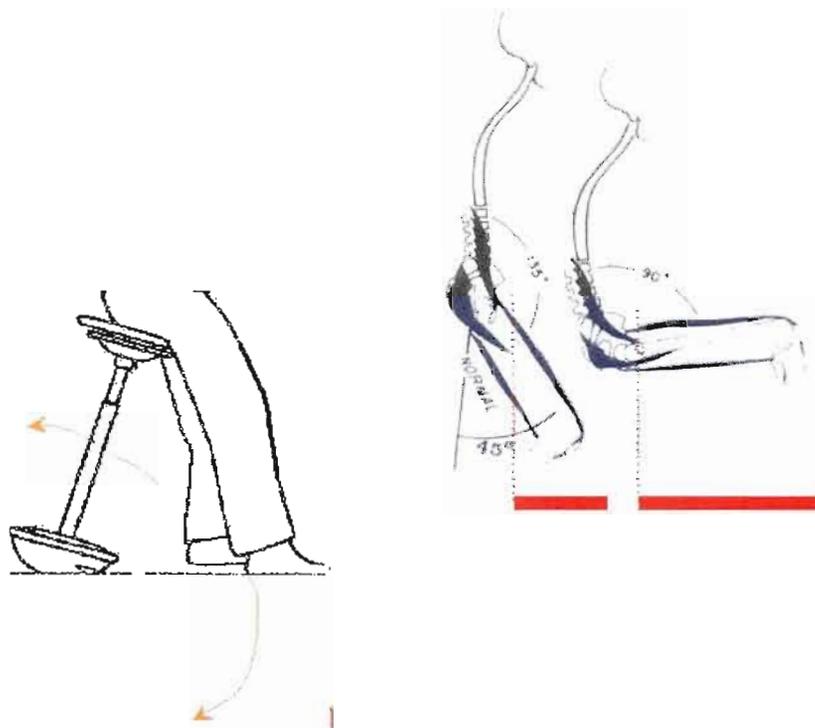
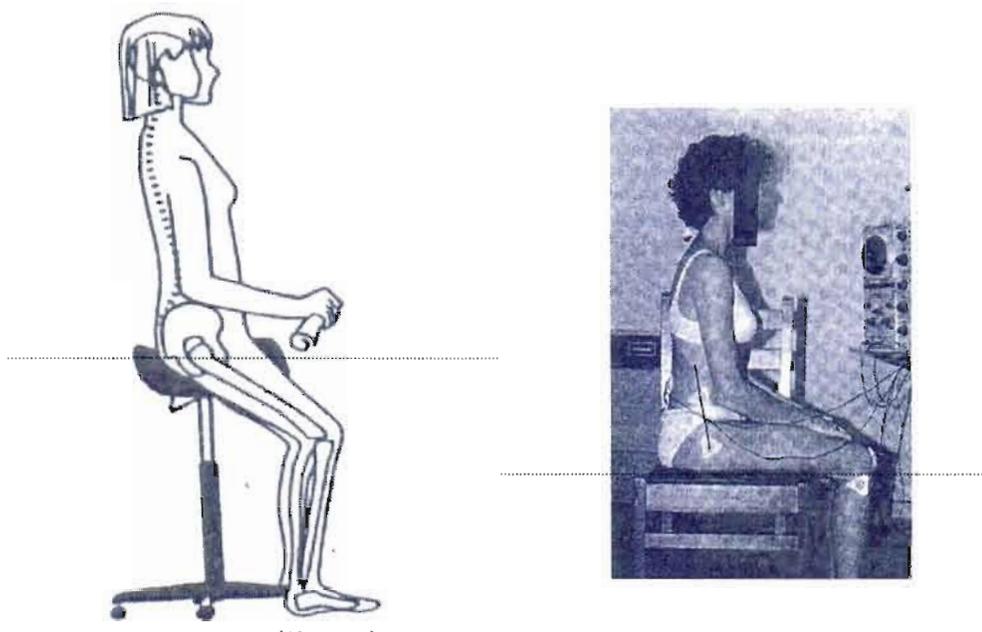


Figure 31 : Représentation de l'espace requis devant soi, pour les différents types de postures : assis debout base de sable, assis-debout genoux et assis (adaptation des figures tirées des études de Laberge et Vézina (1997); Keegan, (1953), Wallersteiner (1984), Laberge et Vézina (1997) et Wells et coll. (1990).

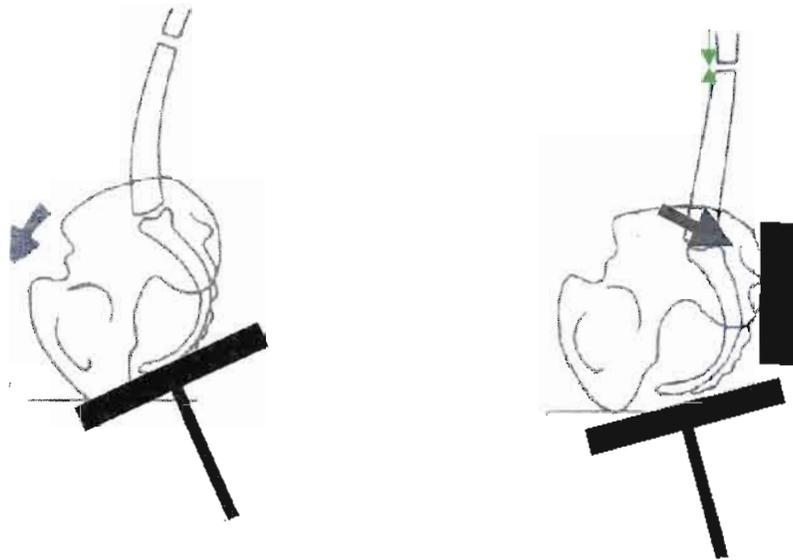
Lorsque la tâche du travailleur nécessite fréquemment le passage de la position assise à debout, le siège assis-debout offre l'avantage de faciliter la transition entre les postures (figure 32). Ainsi, le travailleur peut se lever et s'asseoir avec peu d'effort et de temps (Lajoie, 1995; INRS, 2008). D'ailleurs, Arborelius et coll. (1992) ont démontré, à partir de l'analyse de l'électromyographie des muscles semi-tendineux, du vaste externe et du droit antérieur, que la hauteur du siège, lorsqu'au 2/3 de la cuisse à partir du genou, réduit à 60% les moments de force à la hanche et aux genoux dans le passage de la position assis-debout à debout. Les observations d'Arborelius

et coll. (1992) ont été validées par un questionnaire auquel les travailleurs ont répondu qu'il était plus facile de se lever du banc lorsque ajusté au 2/3 de la cuisse que de se lever d'une chaise conventionnelle.



**Figure 32 :** Illustration du concept de hauteur du centre de gravité adapté d'Arborélius et coll., (1992).

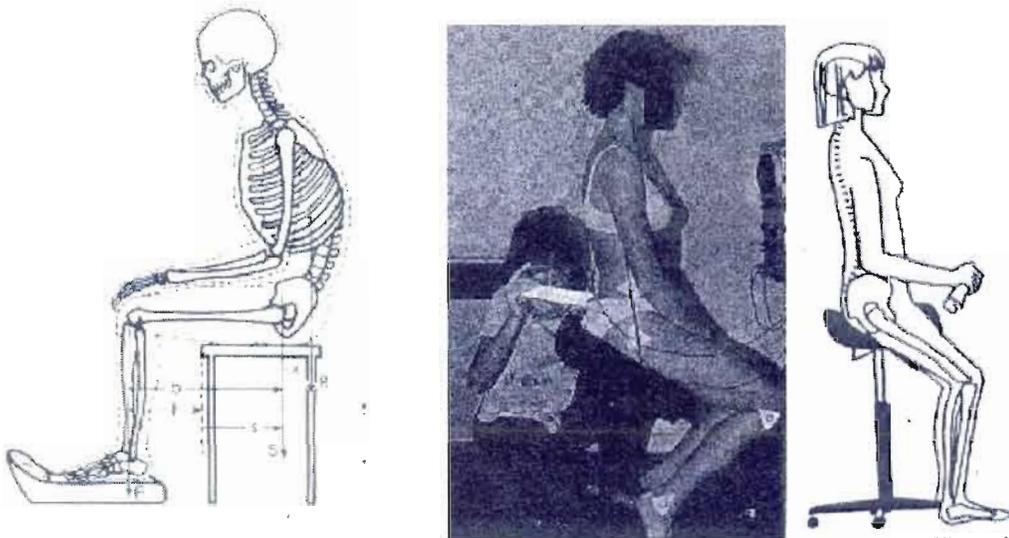
La conception de sièges assis-debout offre de plus en plus l'option d'un support lombaire. En fait, les résultats de l'étude d'Arborélius et coll., (1992), ont démontré que l'utilisation d'une chaise de bureau avec assise inclinée vers l'arrière ou d'un dossier avec support lombaire avait pour effet de diminuer l'affaissement de la colonne (figure 33).



**Figure 33** : Effet du dossier sur le pivotement du bassin, adapté de Michel et Helander, (1994); Colombini et coll., (1986) et Andersson et coll. (1974, 1975, Chaffin et Andersson, 1990).

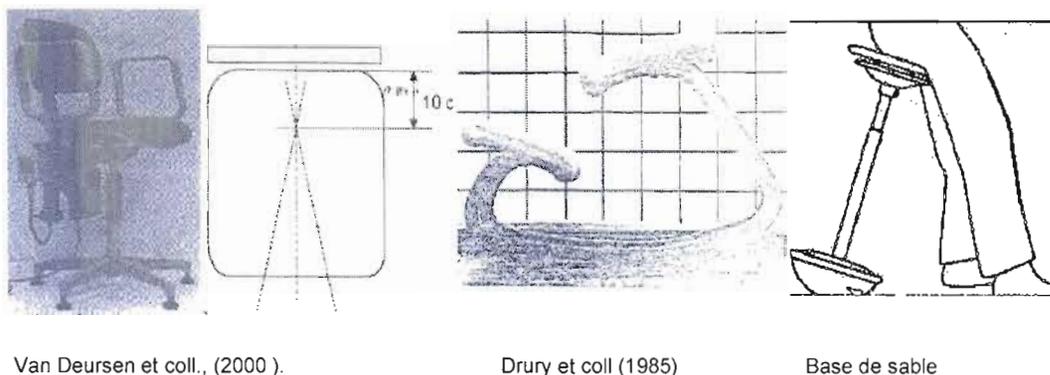
Il a été démontré quelques années plus tard par Michel et Helander, (1994), que la compression des disques intervertébraux a pour effet de produire plutôt un affaissement de la colonne de 5mm comparativement à 2,5mm pour un banc assis-debout sans dossier. Dans une étude originale de Michel et Helander, (1994), les auteurs ont mis en évidence que l'affaissement de la colonne augmente avec l'âge passant de 1,5 +/- 1,2 mm à 25 ans à 3,2 +/- 0,6 mm à 47 ans avec une corrélation de 0,722 avec l'âge. Ceci expliquerait pourquoi les travailleurs âgés sains ou souffrant d'hernie discale préfèrent le banc assis-debout, alors que les jeunes sujets sains préfèrent la chaise traditionnelle de bureau. Les résultats de cette étude précisent également que lorsque les sujets utilisent une chaise conventionnelle avec dossier, ceux-ci, avec le temps, s'appuient sur le dossier de plus en plus jusqu'à un maximum atteint après 55 minutes d'utilisation (15N après 11 minutes jusqu'à 130N après 55 minutes). L'utilisation d'un dossier avec un siège assis-debout (figure 34), est susceptible de produire un basculement du bassin en

rétroversion, ce qui provoque une augmentation de la pression intradiscale, tel que démontré par Colombini et coll., (1986), Andersson et coll. (1974, 1975), Michel et coll. (1994) et Andersson et Ötengren (1974).



**Figure 34 :** Effet de l'inclinaison de l'assise sur la lordose, Michel et Helander, (1994); Colombini et coll., (1986) et Andersson et coll. (1974, 1975), Andersson et Ötengren (1974).

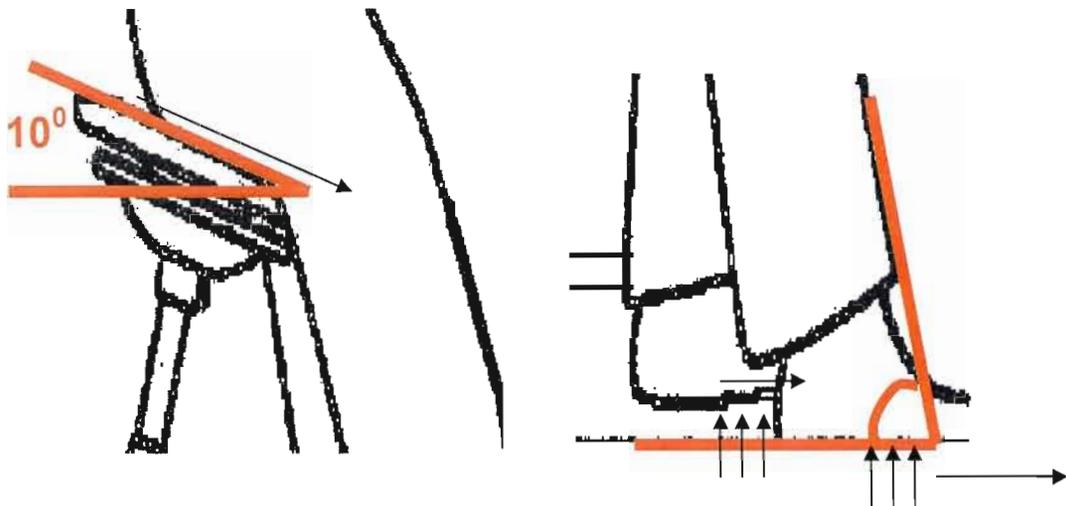
Un nouveau siège assis-debout, semblable au concept du siège de type Balans original avec arceaux de Drury et Francker, (1985), a fait l'objet d'une étude (figure 35). Ce nouveau concept de chaise dynamique effectue un mouvement perpendiculaire de l'assise de 0,6 degré à une fréquence de 0,08Hz provoquant ainsi des rotations du bassin (Van Deursen et coll., 2000). Contrairement à l'assise statique, qui provoque un affaissement de la taille, l'assise dynamique procure un soulagement et augmente la grandeur de la colonne de 0,52 mm durant une journée de travail (Van Deursen et coll., 2000).



**Figure 35 :** Comparaison de la base de sable au concept d'assises dynamiques selon Van Deursen et coll., (2000); Drury et Francker, (1985).

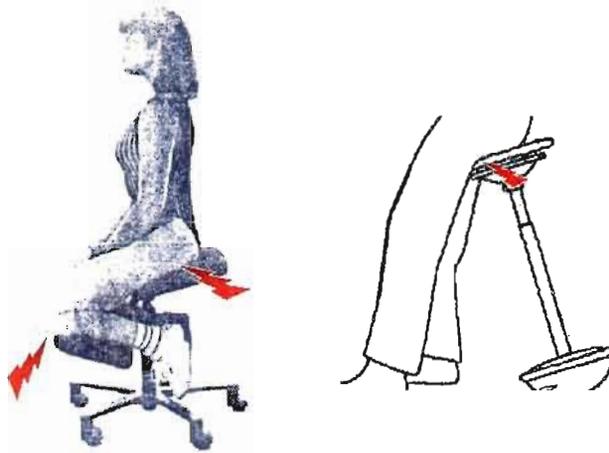
Malgré tous ces avantages, plusieurs travailleurs manifestent une insatisfaction importante reliée à l'inconfort et à l'instabilité de ce type de siège (Coutu, 1997). En fait, cet auteur mentionne, que l'utilisation du siège assis-debout nécessite une éducation et un apprentissage moteur puisque la position que l'on doit adopter n'est pas conventionnelle et aussi sédentaire que la chaise de bureau. Il a d'ailleurs été démontré que si l'inclinaison de l'assise est plus grande que 10 degrés, le sujet a la désagréable sensation de glisser vers l'avant (Zacharkow, 1988). Une inclinaison de 10 degrés de l'assise du siège Balans serait suffisante pour assurer un confort chez des sujets n'ayant pas de problèmes lombaires (Lelong et coll., 1988). Le type de tissus de la chaise (figure 36) et celui du pantalon du travailleur est également important puisqu'il doit permettre une certaine adhérence pour diminuer le glissement afin d'optimiser le confort (Bendix et coll., 1985). Dans une étude comparant différents angles d'assise (0°, 5°, 10°, 15°), Bendix (1986) a démontré que le confort des sujets était favorisé davantage à 5°. D'autre part, en raison de l'angle des jambes, les résultats de l'étude de Coutu (1997), ont confirmé que la force horizontale est plus élevée en position assis-debout qu'en position debout. Il est donc probable que les

pieds glissent vers l'avant si l'angle de l'assise est plus prononcé que  $10^\circ$ , surtout si le revêtement du sol n'est pas suffisamment adhérent.



**Figure 36 :** Conséquences biomécaniques de la posture assis-debout selon Coutu (1997), adapté au banc de type base de sable.

Un certain inconfort au niveau des fesses a également été noté dans l'étude de Michel et Helander, (1994). Cette même observation a été faite chez un groupe d'ouvrières lors d'une étude de Vézina et coll. (1993). Drury et Francker (1985), suite à l'étude de Bendix et coll. (1985) ont analysé deux types de sièges : le siège Balans chez les utilisateurs d'ordinateur et la position assise avec déplacements chez les secrétaires. Les résultats suggèrent que les secrétaires considèrent qu'il est plus difficile de s'installer et de quitter la chaise Balans que la chaise conventionnelle. De plus, le confort associé à cette chaise a diminué dans les deux groupes avec le temps. Cependant, le groupe de secrétaires rapporte que les déplacements augmentent leur niveau de confort. Les utilisateurs du banc Balans ont de leur côté rapporté que l'appui-genoux enrayer le glissement des fessiers sur l'assise, mais il augmente par contre la douleur aux genoux et aux tibias (figure 37).



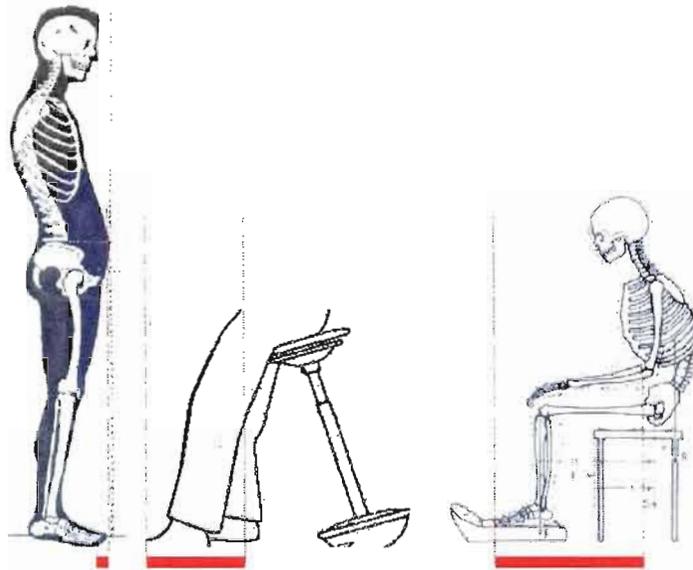
**Figure 37 :** Glissement des fesses sur l'assise et sites d'inconfort

L'étude de Lajoie (1995) a permis de démontrer que l'utilisation du banc assis-debout avec base fixe par des préposés aux plateaux à la cafétéria d'un hôpital effectuent tout de même des rotations du tronc et ce, même lorsque la base est pivotante. Une explication a été apportée par l'étude de Graff et coll. (1995) qui ont démontré qu'il est possible qu'il soit plus facile de pivoter le tronc que de pivoter le siège à l'aide des membres inférieurs.



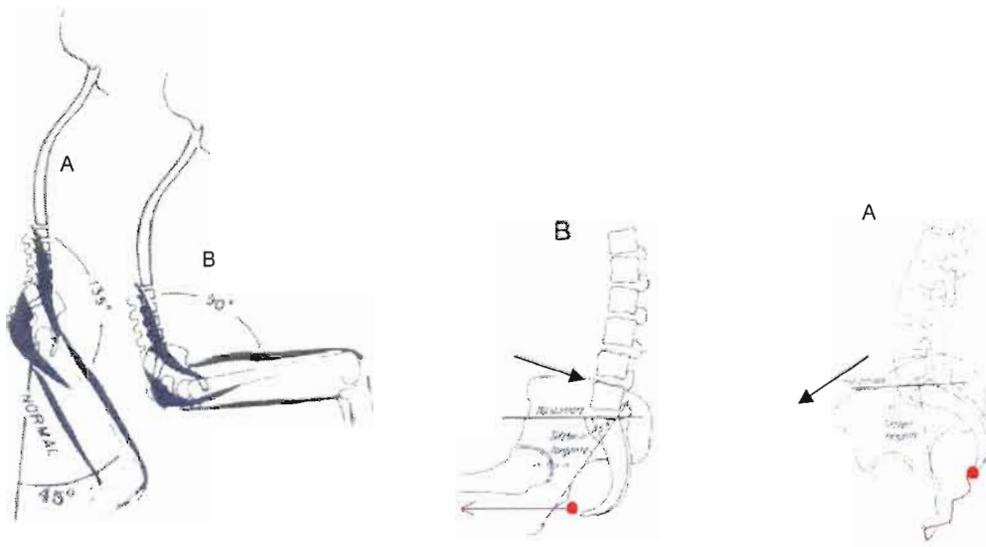
**Figure 38 :** Instabilité de l'assise avec base de sable (illustration adaptée de Vézina et Laberge 1997).

Ce qui va dans le même sens que l'étude de Lajoie (1995) dont les résultats font ressortir que lorsque les travailleurs utilisaient un siège assis-debout et sont limités dans leurs mouvements des pieds ou utilise un repose-pieds situé sur la chaise, il y a une augmentation du nombre de rotations du tronc comparativement à la position debout.



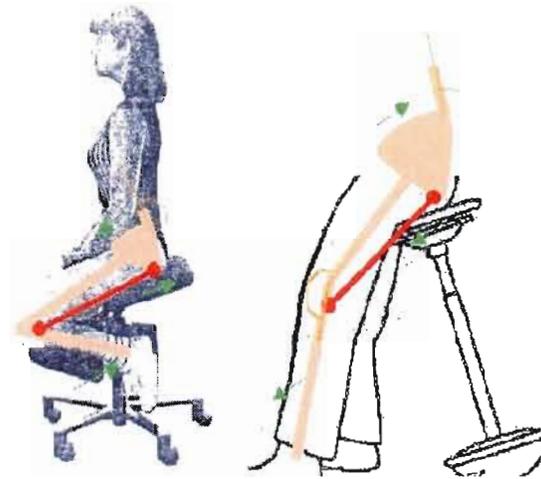
**Figure 39 :** Encombrement des pieds selon le type de posture

De plus, l'utilisation d'un repose-pied situé sur la chaise occasionnerait une perte de mobilité au niveau des membres inférieurs. Lajoie (1995) apporte donc comme suggestion que les dessous de comptoirs (comme dans le cas des préposés) devraient être dégagés afin d'optimiser la mobilité et réduire le nombre de rotations du tronc (figure 39).



**Figure 40 :** Importance de l'angle tronc/cuisse et de la souplesse des ischio-jambiers dans l'antéversion du bassin (adapté de Eklund, 1987).

Le confort et l'efficacité du siège assis-debout sont optimisés lorsque les muscles ischio-jambiers sont relativement souples. En fait, comme ces muscles sont responsables de la mobilité du bassin (figure 40-41), donc du degré de la courbe lombaire, leur souplesse devient très importante puisqu'elle permet d'être assis sans que la tension des muscles sur leur point d'origine au bassin ne fasse basculer ce dernier en rétroversion, ce qui aurait un effet direct sur l'augmentation de la pression intradiscale (Andersson, 1986).



**Figure 41** : Importance de l'angle des genoux dans l'antéversion du bassin.

L'avantage des bancs assis-debout est qu'ils peuvent permettre une inclinaison de la hanche vers l'avant, permettant ainsi de diminuer la sollicitation des muscles érecteurs lombaires (Bridger et coll., 1989a; Eklund et Liew, 1991). Un nouveau type de chaise, récemment mis sur le marché (le siège à selle Bambach), a fait l'objet d'une comparaison avec une chaise de bureau standard du point de vue postural, de l'inconfort et de la productivité. Les avantages biomécaniques s'avèrent similaires à ceux des sièges Balans, à savoir, le respect des courbures naturelles du dos et un angle tronc-cuisse plus élevé que celui en posture assise conventionnelle. En outre, bien que le siège à selle Bambach assure un meilleur confort au niveau du bas du dos, elle augmente l'inconfort au niveau des membres inférieurs, des fesses et des hanches. Aucune différence significative de la productivité n'a été identifiée entre le siège à selle Bambach et la chaise de bureau standard (Gadge et Innes, 2007). En 1997, Coutu a également démontré qu'il n'y avait aucune différence significative dans l'implication musculaire (érecteur du rachis au niveau L3, droit antérieur, semi-tendineux et droit de l'abdomen)

aux trois angles différents de l'assise (0°, 10°, 20°). Toutefois, comparativement à la posture debout statique, tous ces muscles sont sollicités, à l'exception du droit antérieur, où l'on note une diminution de l'activité électrique (EMG) de 15%, alors que le niveau de sollicitation du grand droit de l'abdomen a augmenté de 190%.

D'autre part, il importe de considérer deux critères, selon l'INRS (2008), dans le choix d'une posture (debout, assis ou assis-debout) à adopter au travail : le type d'activité (force, précision, contact avec le public...) et la taille de la zone d'atteinte nécessaire pour réaliser les tâches. Lors d'un travail de force avec une zone d'atteinte réduite ou d'un travail de précision avec une grande zone d'atteinte, la posture assis-debout est le meilleur choix (INRS, 2008).

#### **4.4. L'importance de l'alternance de posture**

Les disques intervertébraux ont besoin de nutriments pour maintenir leur position et leur efficacité. Ces nutriments sont captés par les disques intervertébraux grâce à un effet de pompe produit par les mouvements de flexions et d'extensions dorsales. L'alternance de compression et d'allègement des disques intervertébraux permet de faire circuler les nutriments qui se déplacent par gradients de pression (Holm et Nachemson, 1982; Bernard, 1991). D'ailleurs, la flexion de faible amplitude du tronc favorise davantage le passage des nutriments que l'extension (Adams et Hutton, 1983, 1985). Ainsi, pour que les nutriments circulent facilement dans les structures vertébrales et musculaires, un travail dynamique avec changements de postures est recommandé (Singleton, 1982; Lannersten et Harms-Rangdahl, 1990; Guérin et coll. 1991; Graf et coll. 1995). Le maintien d'une posture statique, notamment la posture assise (Keegan 1953; 1962), entrave la distribution nutritionnelle qui résulte d'une déficience pouvant causer des désordres aux disques intervertébraux. Il est donc important de faciliter l'alternance de position en posture assise puisqu'il n'existe

probablement pas de posture statique idéale que l'on puisse maintenir longtemps (Chaffin et Andersson, 1990; Akerblom, 1948a et b; Keegan, 1953; Floyd et Roberts, 1958; Kroemer et Robinette, 1969; Kromer, 1971; Anderson, 1987; Grieco, 1986). Baucher et coll. (2006) et INRS (2008) affirment qu'une posture, même si elle est idéale, ne peut être maintenue durant un laps de temps trop long. Celle-ci va avoir des effets négatifs sur le métabolisme des tissus articulaires et sur la fatigue musculaire. Une mobilité relative entre certaines parties du siège peut diminuer ces effets négatifs d'une position prolongée en favorisant une alternance de contraintes et de décontraintes sur les tissus musculaires, ligamentaires et les articulations (Baucher et coll., 2006).

Déjà en 1977, Burguist-Ullman avait observé une relation entre être assis moins de 2 heures dans la journée et l'absence de maux de dos. L'étude de Brand et coll. (1998) a, quant à elle, démontré que le maintien d'une position sédentaire assise ou debout pendant 4 heures ou moins par jour provoque des déficiences veineuses chez 5,7% des femmes, alors que maintenu durant 8 heures ou plus, produit ce même type de déficiences veineuses chez 7,4 % des participantes.

Il existe des bénéfices rattachés aux postures qui permettent des variations de mouvements durant le travail: premièrement, le nombre de muscles sollicités augmente et diminue la force locale des muscles spécifiques à la tâche et deuxièmement, le changement de posture améliore la circulation sanguine des muscles sollicités et réduit la fatigue de même que la douleur (Simonson et Enzer, 1941). Les exercices statiques peuvent causer une fatigue locale plus rapidement que les exercices dynamiques (Asmussen, 1979). Idéalement, le poste de travail devrait permettre à l'employé d'alterner entre la posture assise et debout lorsqu'il en ressent le besoin (Carson, 1994). D'après Ebben (2003), un environnement de travail permettant le

changement de postures et encourageant la marche, réduit les risques liés à la posture debout. Il convient donc d'aménager les situations de travail de manière à ce que les opérateurs ne soient pas immobiles. Cela implique que l'espace et le plan de travail soient adaptés à l'activité et qu'aussi l'organisation du travail soit revue périodiquement (INRS, 2008). De plus, Hoffmann (1982) a démontré que la productivité est augmentée lorsqu'il y a alternance de positions de travail assis et debout versus une tâche effectuée en position assise seulement. Le principal avantage dans la rotation de travail est de pouvoir introduire en guise de repos du travail dynamique au lieu de diminuer le pourcentage de la force maximale volontaire isométrique (FMVI) soutenue en condition statique (Jonsson, 1987). Puisqu'il n'est souvent pas possible de diminuer la cadence de travail, Vollestad (1993) et Van Dieën et coll., (1994) recommandent d'effectuer davantage de variations de travail incluant des périodes de récupération. L'insertion de travail léger administratif dans un horaire de travail permet d'ailleurs de diminuer l'affaissement de la colonne occasionné par le maintien de la position statique prolongée (0,8 à 1,1% d'affaissement moyen par jour), tel que l'ont démontré Helander et coll. (1995) et Van Dieën et Toussaint. (1993). Une période de repos ou de travail léger assis permettrait d'ailleurs de corriger l'affaissement produit par la position debout (Althoff et coll., 1992). Bien que l'affaissement de la colonne soit exponentiel, pour un travail avec charge constante sur une période de 4 minutes pour un travailleur moyen de 40 ans, ceci implique que des changements de tâches ou la durée des pauses au-delà de 10 minutes pourraient avoir une petite influence sur l'affaissement de la colonne (Van Dieën et coll., 1994).

En fait, Brand et coll., (1998) propose que dans un cadre de travail où les pauses fréquentes seraient possibles, il serait idéal de pouvoir prendre 15 minutes de repos à chaque 45 minutes de travail. Cette combinaison a été identifiée comme étant le ratio qui permet une moins grande surcharge

d'effort et de fatigue, moins que la combinaison 60-15. Cette dernière a d'ailleurs été identifiée par Brand et coll., (1998) comme étant la plus inconfortable. Pour ce dernier cycle (60-15), Van Dieën et coll., (1998) ont d'ailleurs évalué une augmentation du volume des jambes de 2,4% pour la portion statique alors que Winkel (1985) a évalué pour la portion dynamique une augmentation de seulement 1,4% du volume des jambes. L'analyse de 7757 questionnaires distribués à des travailleurs québécois a révélé que les postures debout contraignantes sont liées à une augmentation de la douleur aux chevilles ou aux pieds chez les hommes et les femmes et aux jambes ou aux mollets chez les femmes comparativement aux postures debout avec possibilité de s'asseoir à sa guise. La liberté de s'asseoir au travail peut prévenir les douleurs aux extrémités des membres inférieurs (Messing et coll., 2008). Par le biais d'indicateurs d'inconfort (le seuil de douleur-pression) et des effets cardiovasculaires (pression sanguine artérielle), Laperrière et coll. (2006) ont constaté que s'asseoir, même pour une petite partie de la journée de travail, s'est avéré bénéfique pour la santé.

L'étude de Van Dieën et coll. (1994) a d'ailleurs permis d'observer une diminution de l'inconfort et de l'œdème au niveau des pieds et du bas des jambes. L'étude de Dupuis et Rieck, (1980) avait démontré que dans une tâche qui demande 75% du temps en position debout sur 10 heures, une augmentation de 4,5 % du volume du pied est observable, alors qu'une tâche dont 90% du temps est en position assise, une augmentation de 3,2% du volume a été notée. Selon Björkstén et Jonsson (1977), de petites pauses fréquentes semblent avoir un meilleur effet sur la diminution des problèmes reliés aux positions statiques que de longues pauses peu fréquentes.

#### **4.5. Conclusion**

Le siège assis-debout semble regrouper certaines caractéristiques de la posture assise et la mobilité de la posture debout (Engdahl, 1978). Déjà en

1978, Engdahl, avançait, malgré le peu d'études faites sur le sujet, que cette posture pouvait remédier aux problèmes de statisme. Il a effectivement été démontré que la posture assis-debout est susceptible de regrouper les avantages biomécaniques d'une lordose optimale et la diminution de la pression sous les pieds. Toutefois, bien des problèmes biomécaniques persistent puisque les travailleurs ont des lordoses différentes (antéversion, neutre, rétroversion), ce qui est tout un défi en pratique d'obtenir une inclinaison du bassin optimale avec les différents types de configurations de bancs assis-debout disponibles sur le marché. Cette problématique est d'autant plus présente lorsque la rotation de postes de travail est insérée dans les industries. En fin, des études physiologiques sont nécessaires afin d'évaluer l'impact de la position assis-debout sur le retour veineux et les facteurs de risques favorisant l'apparition de varices.

Ainsi, dans un contexte où se développent de plus en plus la polyvalence des travailleurs(euses) et la tendance actuelle de rotation des postes, il devient important de mieux connaître les effets physiologiques de ces différentes postures et d'explorer si les combinaisons d'alternance des postures peuvent diminuer les contraintes biomécaniques et physiologiques associées à des positions assises, assis-debout et debout.

## **CHAPITRE IV.**

### **OBJECTIFS DE RECHERCHE**

À la lumière des nombreuses études publiées sur les mécanismes biomécaniques de la posture présentées au chapitre précédent, chacune des postures contient à la fois des avantages et des inconvénients biomécaniques. Toutefois, dû au manque d'études en physiologie du travail, les mécanismes physiologiques liés au maintien d'une posture sont peu connus et les recommandations sont dirigées unilatéralement vers des notions biomécaniques. Étant donné l'aspect pluridisciplinaire de la posture, très peu d'études se sont avancées à définir à la fois les avantages et les inconvénients, biomécaniques et physiologiques d'une posture afin de satisfaire au besoin du corps humain. Les travaux présentés dans cette thèse permettront d'approfondir les connaissances des mécanismes biomécaniques et physiologiques de différentes postures.

L'objectif de la première étude, qui traite des aspects biomécaniques de la posture, est d'évaluer l'effet du type de lordose sur le pivotement du bassin lors des postures assises, assis-debout et debout et sur la perception de confort au niveau lombaire chez le travailleur. En faisant varier le type de lordose et le type d'assise, cette étude permet de mieux comprendre l'effet du type de posture (assis, assis-debout et debout) et de lordose (rétroversion, neutre ou antéversion) sur l'angulation du bassin et sur la perception du confort chez le travailleur. Par la suite, ces différentes angulations de bassin sont discutées en relation avec les pressions intradiscales rapportées dans plusieurs travaux dont ceux d'Andersson (1974) ainsi qu'avec les perceptions de confort du travailleur afin de vérifier si les sujets sont en mesure de

percevoir les facteurs de risques biomécaniques associés à une augmentation de la pression intradiscale.

L'objectif de la deuxième étude est de déterminer chez deux groupes de femmes (travailleuses) avec et sans varices, en position statique, l'interrelation de variables physiologiques vasculaires pouvant contribuer au développement de varices. Ces variables seront comparées aux perceptions de confort des travailleuses afin de vérifier si celles-ci sont en mesure de percevoir les changements physiologiques au niveau de leurs pieds durant les postures statiques. L'utilisation d'une toute nouvelle méthodologie nous permettra de quantifier, de façon non invasive et en continu, les paramètres vasculaires locaux au niveau des membres inférieurs. Nous pourrons ainsi améliorer notre compréhension des mécanismes physiologiques des différentes postures statiques et identifier les paramètres physiologiques permettant de cibler les postures les moins à risque pour le système vasculaire périphérique.

L'objectif de la troisième étude est un sous objectif des deux premières études et sert à comparer les facteurs de risques menant au développement d'œdème et de varices entre le maintien de la posture sur différents sièges assis-debout entre eux et aux postures assis et debout. Cette analyse physiologique sera par la suite bonifiée par l'identification des facteurs de risques biomécaniques associés à la posture statique. Par la suite, la perception des travailleuses sera évaluée afin de détecter leur capacité à percevoir les facteurs de risques physiologiques et/ou biomécaniques reliés aux différentes postures. Ce sous objectif permettra, de rassembler des notions pluridisciplinaires afin de faire une analyse des interactions entre les facteurs de risques physiologiques et/ou biomécaniques de la posture assis-debout.

Enfin, afin de préciser le rôle de la marche, en tant que posture dynamique de récupération sur les facteurs de risques des varices, l'objectif de la quatrième étude est d'observer, chez un groupe de femme avec et sans varices, les effets de la marche sur les facteurs de risques physiologiques associées au développement de varices. Par la suite, ces facteurs seront comparés aux perceptions de confort des travailleuses afin de vérifier si les sujets sont en mesure de percevoir les changements physiologiques observés au niveau des pieds durant la marche. Ainsi, dans un contexte où on observe de plus en plus de polyvalence dans les tâches chez les travailleurs(euses) et une tendance à favoriser la rotation des postes, il devient pertinent de mieux connaître leurs effets physiologiques au près des différentes postures. Ces résultats permettront de mieux comprendre les effets physiologiques du maintien de différentes postures utilisées en milieu de travail et proposer des combinaisons d'alternance de postes afin de diminuer les contraintes biomécaniques et physiologiques associées au maintien d'une posture pendant de longues périodes de travail.

## CHAPITRE V.

### MÉTHODOLOGIE COMMUNE

#### V.1. Caractéristiques des sujets

Les volontaires répondant à une publicité se sont fait remettre de l'information décrivant le but, l'engagement de temps et la rémunération pour le projet de recherche. Le projet a reçu l'approbation éthique de l'Université du Québec à Montréal et les sujets ont signé un formulaire de consentement avant d'entamer l'étude (voir Annexe 1). Toutes leurs questions concernant l'étude ont été répondues avec satisfaction. Quand les sujets se sont sentis confortables avec le procédé en entier, les expériences ont débuté. Dix femmes âgées entre 30 et 60 ans ayant des varices et dix femmes entre 30 et 60 ans sans varices ont participé à l'étude. La tranche d'âge entre 30 et 60 ans a été choisie puisqu'elle représente la tranche dans laquelle on retrouve le plus grand nombre de travailleurs(euses) rapportant des varices au Québec (RAMQ 2003). Tous les sujets ont été évalués à une clinique médicale privée spécialisé en phlébologie et par la suite classifiés selon leurs signes Cliniques, Étiologiques, Anatomiques et Pathologiques (CEAP). Les sujets évalués, selon la classification clinique C2 (varices) de la CEAP avec classification étiologique primaire de causes indéterminées, ont été retenus parmi les sujets ayant une insuffisance veineuse (varices) mais sans complication sévère. Les sujets évalués selon la classification clinique C0 de la CEAP, i.e. sans signe clinique ou palpable de maladie veineuse fut retenus parmi les sujets sans insuffisance veineuse (sans varices). Les caractéristiques anthropométriques des sujets sont présentées au Tableau 1.

**Tableau 1** : Caractéristiques anthropométriques des sujets

Groupe	Âge (an)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
C0	39 ± 9	162 ± 7	58 ± 11	22 ± 3,3
C2	53 ± 8	163 ± 6	75 ± 16	28 ± 3,9

Les valeurs sont moyenne ± écart-type. C-0, groupe sans-varice; C-2, groupe avec varice.

### 1.1. Les caractéristiques des sujets, documentées :

Les caractéristiques mentionnées ci-dessous ont été documentées pour chacun des sujets.

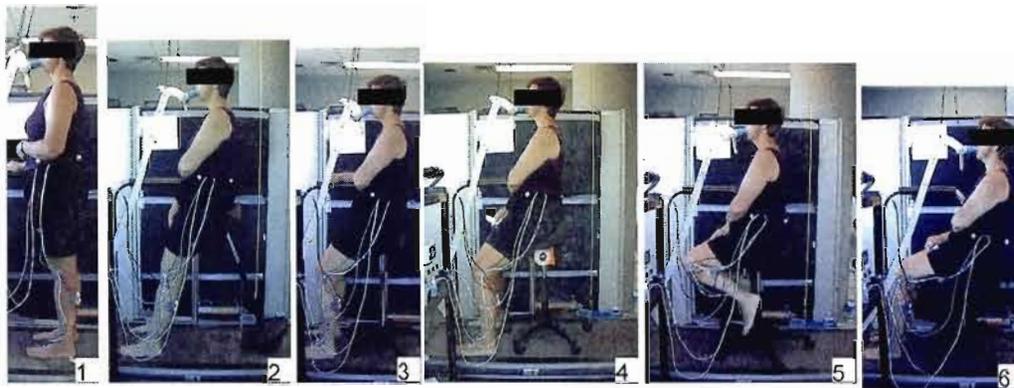
- Nom
- Sexe
- Age
- Poids
- Grandeur
- Circonférence du tronc (cm)
- Type de pieds (plat\_\_\_\_, normal\_\_\_\_, creux\_\_\_\_)
- Type de lordose : (antéversion\_\_\_\_, normale\_\_\_\_, rétroversion\_\_\_\_)
- Mal. Thyroïdienne
- Diabète
- TB (tuberculose)
- Mal Cardiaque
- Mal reinale
- Chirurgie ancienne
- Fracture aux membres inférieurs avec plâtre (combien de temps)
- Traitement antérieur de varices (chirurgie ou sclérothérapie)
- Antécédent familiale de varices
- Thrombophlébite ancienne (superficielle ou ancienne)
- Épilepsie
- Tabagisme\_\_\_\_nbre /jr\_\_\_\_\_
- Grossesse, nombre\_\_\_\_, état des Membres inférieures durant la grossesse
- Type de contraction actuelle\_\_\_\_ ménopause\_\_\_\_\_
- Poste de travail:(assis, debout ou mouvement)
- Transport de charge lourde:
- Vie active ou sédentaire

## 1.2. Directives aux sujets

Les directives suivantes ont été données aux sujets avant l'expérimentation. Une vérification avant l'expérimentation a été effectuée afin de valider si les sujets avaient suivi les directives.

- Ne pas prendre de médication ;
- Ne pas être à l'intérieur des 2 semaines prémenstruelles ;
- Ne pas avoir fait un entraînement intense ou manipuler des charges lourde depuis 2 jours ;
- Ne pas prendre d'alcool 24 heures avant l'expérimentation ;
- Ne pas se brosser les dents 3 heures avant l'expérimentation ;
- Ne pas avoir consommé de café ou de stimulant (chocolat ou autre) depuis 2 heures ;
- Ne pas manger un repas majeur 60 min avant le début de l'expérimentation ;
- Ne rien manger 30 min avant l'expérimentation ;
- L'expérimentation sur les différentes postures assises dure 3h20
- L'expérimentation se fait pieds nus
- Apporter un short et une camisole athlétique ou t-shirt pouvant être resserré sur le côté gauche.

## V.2. Caractéristiques des postures statiques



**Figure 42 :** Parmi les 6 postures évaluées, on retrouve de gauche à droite : la posture debout, base de sable, bicycle, bambach, genoux et assis.

Six postures statiques (figure 42), furent évaluées où les angles des articulations ont été standardisés à l'aide d'un goniomètre manuel (ERP, Montréal Canada) après ajustement de la hauteur de l'assise par rapport à la taille de l'individu (Tableau 2). Deux postures antagonistes, c'est-à-dire posture debout (1) et assise (6), et quatre postures intermédiaires identifiées comme postures assis-debout ont été évaluées. Brièvement (voir Tableau 2), la posture debout était maintenue les jambes tendues et la posture assise sur une chaise (Horizon, Montréal, Canada) avec assise horizontale et dossier vertical permettait de maintenir un angle de  $110^{\circ}$  au niveau des genoux. Les postures assis-debout (bicycle, bambach et genoux) permettaient dans l'ensemble de maintenir un angle ouvert tronc-cuisse de  $130^{\circ}$ , sauf pour l'appui base de sable où l'angle ouvert tronc-cuisse était de  $150^{\circ}$ . Avec les postures assis-debout, l'angle des genoux a varié de  $180^{\circ}$  à  $60^{\circ}$  (voir Tableau 2). L'angle au niveau des chevilles a aussi varié de  $110^{\circ}$  à  $90^{\circ}$  selon la posture (voir Tableau 2). Toutes les postures furent maintenues pieds nus sans aucun piétinement, les pieds à la largeur des hanches avec les bras de chaque côté du tronc. Les bras étaient positionnés sans mouvement sur le

côté du corps et croisés seulement pour la prise de la photo à la fin de la posture.

## 2.1. Standardisation des angles des articulations

Au début du maintien de chaque posture (figure 43), les angles des articulations de la hanche, du genou et de la cheville ont été mesurés avec un goniomètre manuel (Physio ERP, Montréal, Canada), afin de standardiser les postures (tableau 2). Par la suite, tous les angles furent validés à l'aide d'une caméra numérique (Sony DCR-PC9 NTSC) d'une résolution de 640 x 800 pixels, placée sur un trépied à la hauteur de la hanche. L'image photo prise dans la dernière minute du maintien de chaque posture fut transférée dans un logiciel de mesure d'angles (Movement Analysis Tool, Version 1.0, Ottawa, Canada) puis les valeurs des angles de ces articulations ont été conservées pour fin d'analyse.

**Tableau 2** : Standardisation de l'angle (en degrés) des articulations pour les différentes postures statiques

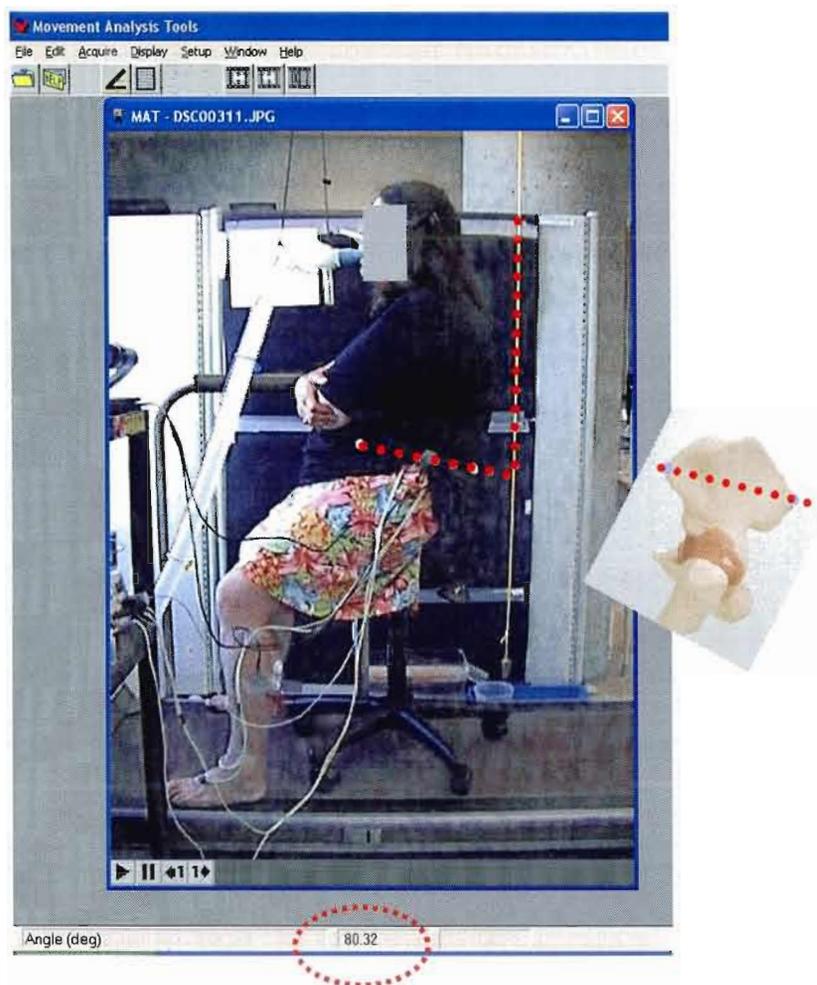
Angles	Postures					
	debout	base de sable	bicycle	bambach	Genoux	assis
tronc-cuisse	180	150	130	130	130	110
Genoux	180	180	130	130	60	110
Cheville	90	110	90	90	90	110



**Figure 43 :** Standardisation des angles des articulations (chevilles, genoux, tronc-cuisse) avec un goniomètre manuel afin que chaque postures soient maintenue de façon identique. Les bras étaient positionnés sans mouvement sur le côté du corps et croisés seulement pour la prise de la photo à la fin de la posture.

### V.3. Calcul de l'angle du bassin

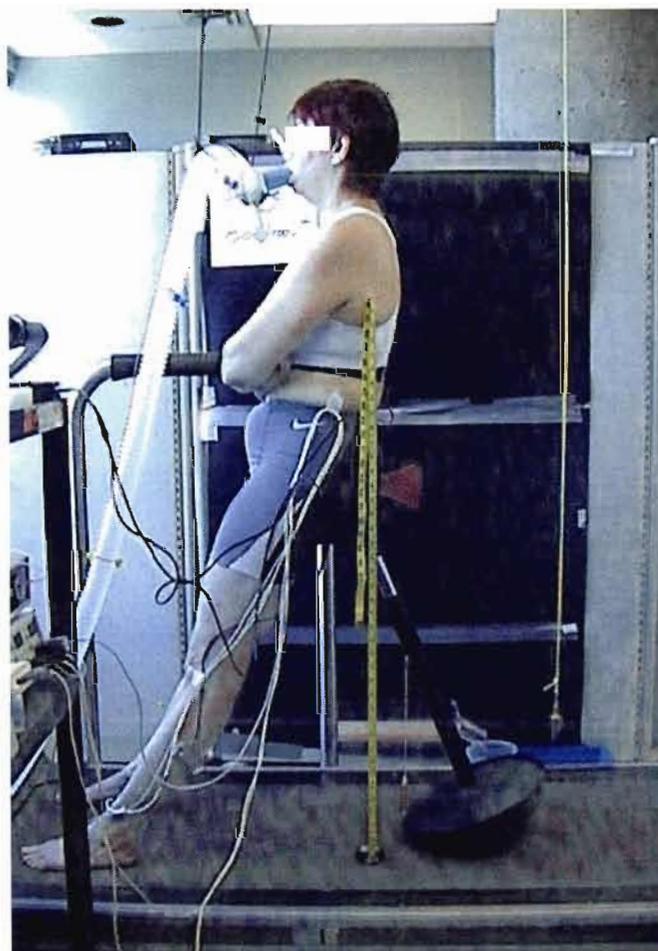
L'angle absolu du bassin (figure 44) est tracé entre la vraie verticale déterminée par le fil de plomb (placé en jaune derrière le sujet) et la ligne tracée entre les deux marqueurs au niveau des crêtes iliaques postéro-supérieure et antéro-inférieure (ligne pointillée rouge). Par la suite l'angle du bassin est déduit par rapport à l'horizontale.



**Figure 44 :** Mesures de l'angle du bassin avec le logiciel « *Movement Analysis Tools* » en traçant un trait (voir pointillé) de la crête iliaque antéro-supérieure à la crête iliaque postéro-inférieure jusqu'à la vraie verticale (ligne à plomb jaune derrière le sujet).

#### V.4. Distance verticale pied / cœur

Dans la première minute de chaque posture, où les pieds étaient au sol (figure 45), la hauteur du cœur (le pli de l'aisselle) par rapport au sol fût mesurée en prenant la distance verticale à l'aide d'un gallon à mesurer gradué en millimètres. Pour la posture avec le banc à genoux où les pieds ne touchaient pas le sol (figure 42 posture 5), la hauteur du cœur (le pli de l'aisselle) par rapport au bout des orteils fût mesurée.

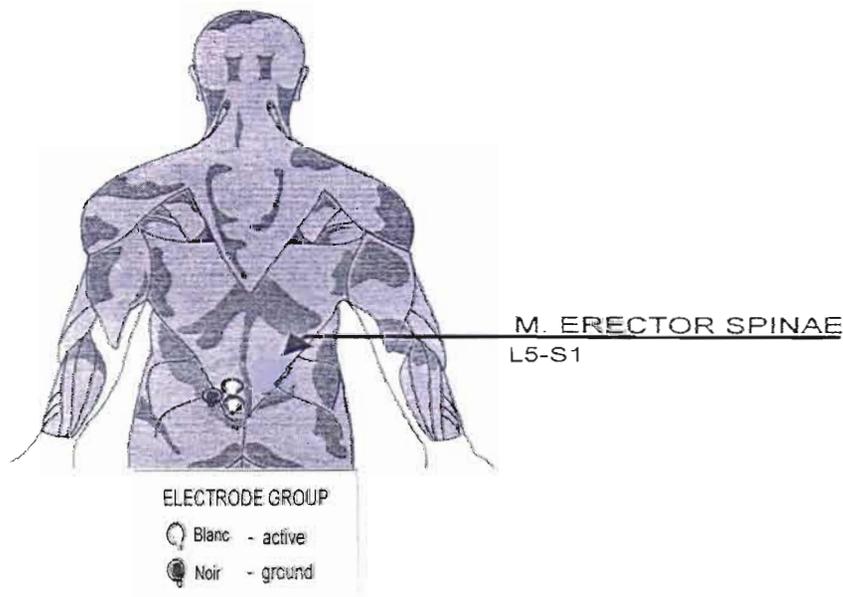


**Figure 45 :** Mesure de la distance verticale entre les pieds et le cœur à l'aide d'un gallon à mesuré en millimètres.

## V.5. Électromyographie

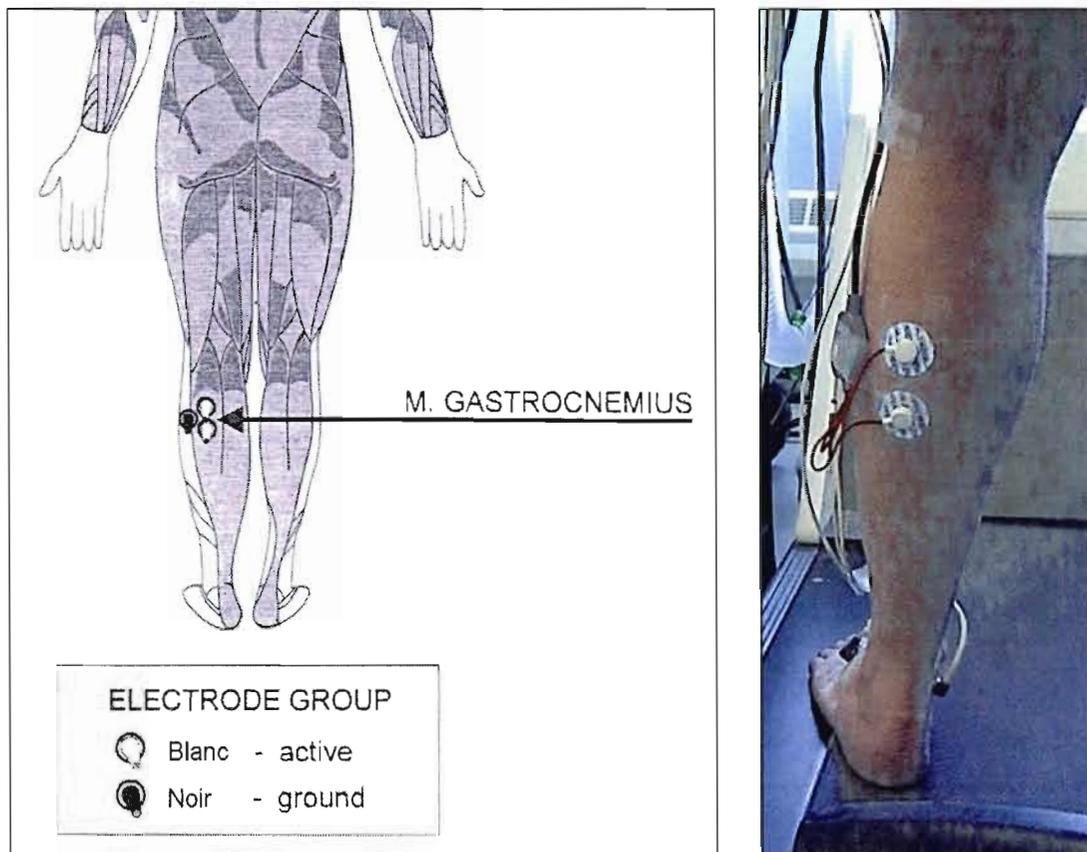
Pour la préparation, une pâte abrasive est appliquée localement sur la peau à l'endroit où les électrodes pour l'enregistrement de l'électromyographie (EMG) furent installées, dans l'orientation des fibres musculaires, puis nettoyées avec un tampon d'alcool afin d'assurer l'efficacité de transmission du signal. L'emplacement des électrodes a été déterminé selon le guide méthodologique de ME3000P (Mega Electronics Ltd, Ontario, Canada) et toutes les mesures d'EMG ont été effectuées sur le côté gauche des sujets. Une mesure de l'impédance de la peau a été prise et devait se situer sous les 5 K $\Omega$  afin d'assurer une conductance adéquate (Bouisset et coll., 1995).

L'EMG fut enregistré à l'aide d'électrode de surface placée au niveau lombaire (L5-S1). Cette région lombaire fut choisie, car elle représente l'activité musculaire des érecteurs (illio costal des lombes (sacro-lombaire) et long dorsal) lors du maintien d'une posture statique (Bennet et coll. 1989).



**Figure 46 :** Emplacement des électrodes d'électromyographie (EMG) pour la région lombaire au niveau L5-S1 (côté gauche).

Au niveau des membres inférieurs (figure 47), les jumeaux ont été sélectionnés pour leur implication dans le mécanisme de la posture et particulièrement pour leur action de pompe veineuse au niveau du membre inférieur qui est définie par l'intensité et la fréquence de contraction (Arnoldi et coll., 1966).



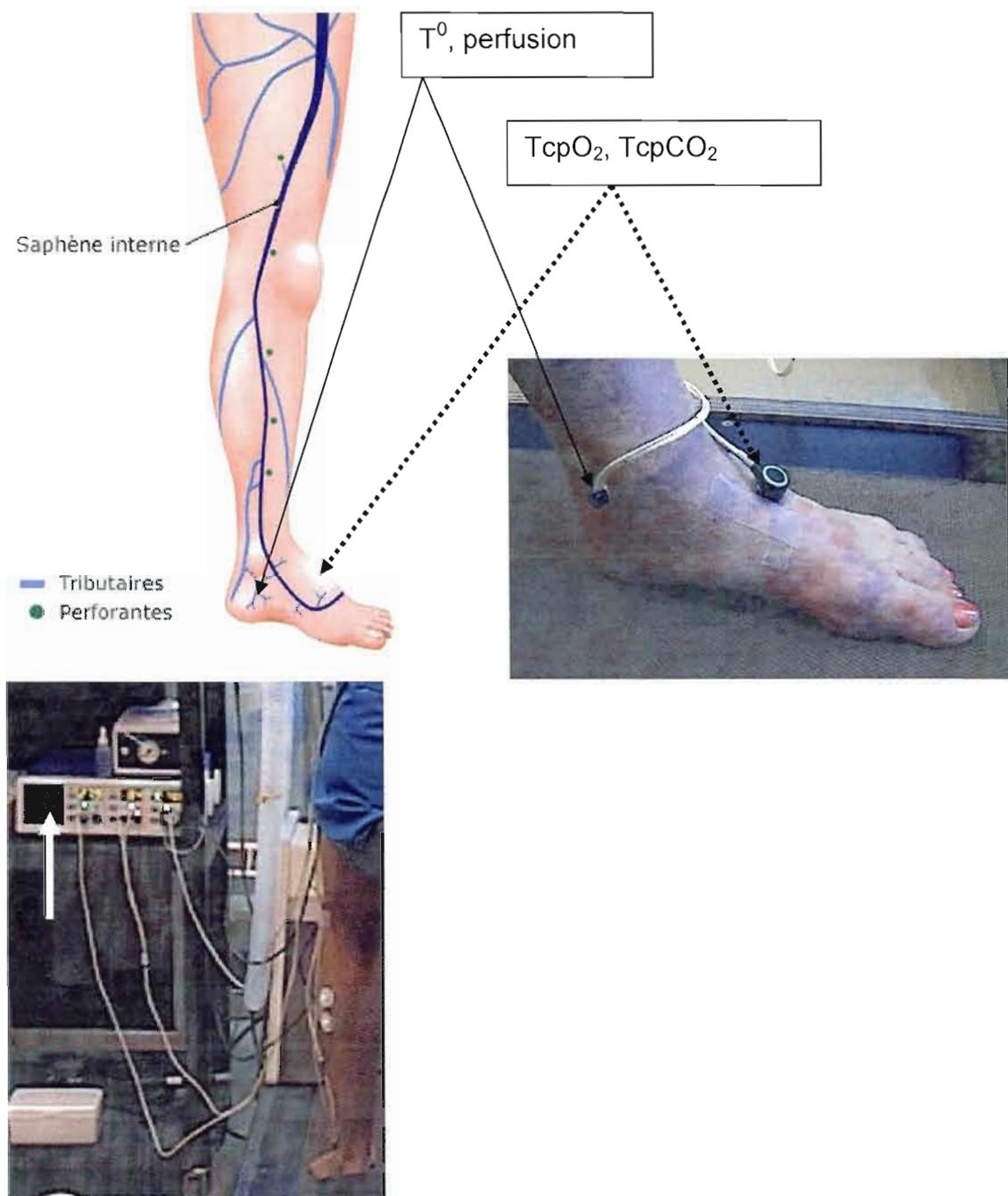
**Figure 47 :** Emplacement des électrodes de l'électromyographie (EMG) au niveau des jumeaux (côté gauche).

Les signaux EMG captés par les électrodes de surface ont été acheminés vers un amplificateur biologique (ME3000P, Mega Electronics Ltd, Ontario, Canada). La fréquence d'échantillonnage des signaux était de 2000Hz et les valeurs moyennes brutes pour chaque posture furent conservées.

## **V.6. Température, perfusion et pression partielle transcutanée (T<sub>cp</sub>) d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> au niveau du pied**

Le débit sanguin sous cutané fût mesuré à l'aide d'un doppler laser (Perimed, modèle PF5010LDPM unit, Stockholm, Suède) dont la lumière pénètre la peau à une profondeur de 0,6-1,0 mm (Hardy et coll., 1956; Durst et coll., 1981). Brièvement, la lumière réfléchiée par le laser doppler dans les capillaires et les artéριοles situés dans la zone sous-cutanée mentionné ci-haut, la vitesse et le nombre relatif de globules rouges dans les tissus est calculée et exprimés en termes de perfusion sanguine (Durts et coll., 1981). Cette sonde (Perimed, modèle. PF450, Stockholm, Suède), fût placée sur la peau du pied, sous la malléole interne (figure 48). La sonde intègre à la fois une mesure de perfusion sanguine sous-cutanée et une mesure de la température cutanée (Perimed, Stockholm, Suède, manuel d'opération).

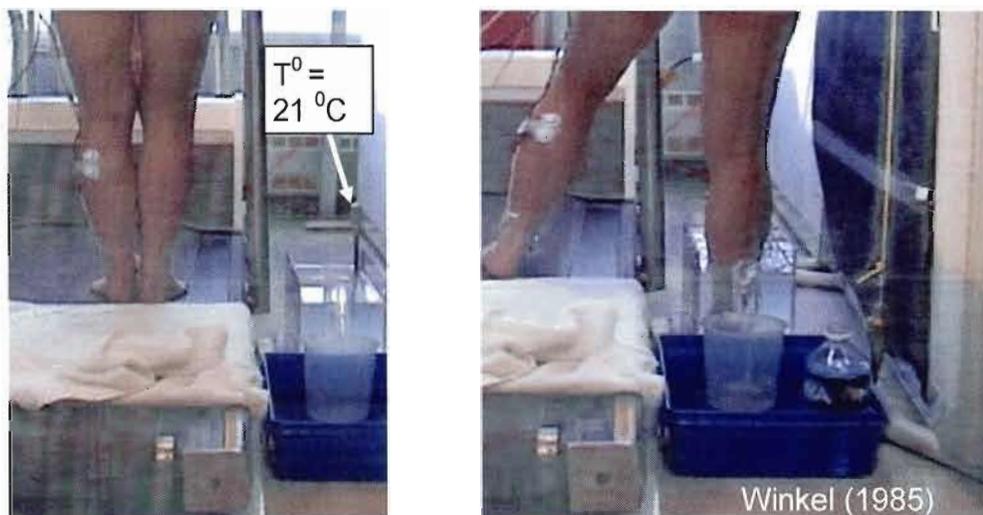
Afin d'évaluer la pression partielle de l'O<sub>2</sub> et de la CO<sub>2</sub> (tcPO<sub>2</sub> et tcpCO<sub>2</sub> respectivement) de la microcirculation sous-cutanée, une seconde sonde (Perimed, modèle E5280, Stockholm, Suède), qui mesure simultanément la tcpO<sub>2</sub> et la tcpCO<sub>2</sub>, fût placée sur la partie la plus charnue du dessus du pied en ligne avec le gros orteil (Perimed, Stockholm, Suède, manuel d'opération). Cette sonde fût branchée à l'unité d'amplification (Perimed, modèle. PF5040, Stockholm, Suède), afin d'obtenir les mesures de tcpO<sub>2</sub> et de tcpCO<sub>2</sub> exprimées en millimètre de mercure (mmHg). Brièvement, la tcpO<sub>2</sub> et la tcpCO<sub>2</sub> sont mesurées au niveau de la microcirculation sous-cutanée qui représente un sang veineux mixte artérialisé par le réchauffement cutané de la sonde (Belcaro et coll., 1988). De cette façon le sang artérialisé représente le sang artériel systémique permettant ainsi d'estimer les pressions partielles transcutanées d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> artérielles à partir des mesures de tcpO<sub>2</sub> et de tcpCO<sub>2</sub> respectivement.



**Figure 48 :** Emplacement de la sonde de la température ( $T^{\circ}$ ) et de la perfusion, ainsi que de la sonde de la pression partielle transcutanée (TcP) d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> au niveau du pied. Au bas de l'image à gauche la flèche blanche verticale indique le module d'acquisition de données Périmed.

## V.7. Mesure du volume du pied et de la cheville

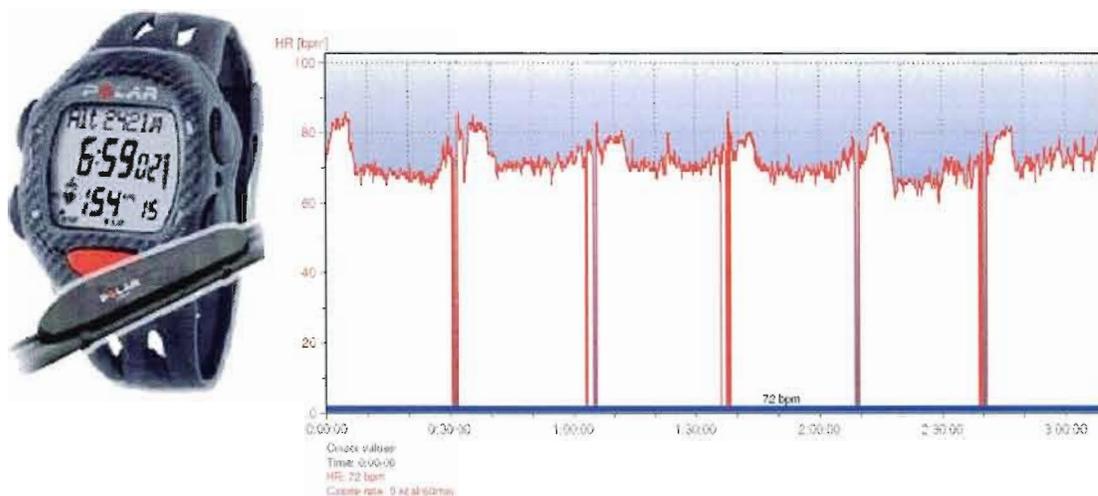
Un plethysmographe à eau a été utilisé pour de mesurer le volume du pied et de la cheville (figure 49) selon la méthode de Winkel (1985). Avant de débiter l'expérimentation, le volume du pied a été mesuré et sert de mesure de référence. Brièvement, le plethysmographe est placé bien à plat au sol et à niveau dans les deux axes (X, Y). Il est rempli d'eau jusqu'à ce qu'il déborde dans un b cher avec de l'eau à la température de la pièce (21  C). Le surplus d'eau dans le b cher est jeté. La mesure du volume du pied et de la cheville est prise immédiatement après le maintien prolongé de chaque posture, en effectuant un seul pas sur le côté, avec un minimum de dynamisme afin de ne pas fausser les données. Le pied est plongé dans l'eau bien appuyé au fond du plethysmographe jusqu'à ce que l'eau ne déborde plus. La quantité d'eau, que le pied déplace, correspond au volume du pied et de la cheville et tombe dans un b cher. L'eau du b cher est transvid e dans un cylindre gradué pour être mesuré au millilitre prêt. La différence pré et post posture est conservée pour fin d'analyse.



**Figure 49** : Mesure du volume du pied et de la cheville à l'aide d'un plethysmographe   ea selon la méthode de Winkel (1985).

## V.8. Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque a été captée en temps réel durant toute l'expérimentation à l'aide d'un émetteur de marque Polar placé sous les pectoraux à la hauteur de l'appendice xiphoïde. Une montre cardiofréquencemètre (polar XTrainer plus) capte et compile à toutes les quinze secondes la moyenne des battements cardiaques mesurés. Les données ont été par la suite transférées à un ordinateur à l'aide d'un interface (Polar Advantage). Les données ont été traitées avec un logiciel (Précision performance™ Polar pour Windows® version2) et la fréquence cardiaque moyenne (habituellement sur 2 min) lors de l'état stable le plus près de la fin du maintien prolongé de chaque posture, est exprimé en battement par minute pour fin d'analyse (figure 50).



**Figure 50 :** Mesure de la fréquence cardiaque à l'aide d'un cardiofréquencemètre de marque polar.

## V.9. Dépense énergétique

Les volumes courants inspirés ainsi que la fréquence respiratoire a été utilisée pour mesurer le volume respiratoire (figure 51). La consommation d'oxygène direct (figure 51) des sujets a été mesurée de façon continue durant toute l'expérimentation. Un analyseur métabolique (Ametek, Pittsburg, PA) avec chambre à mélange des gaz a permis d'analyser l'O<sub>2</sub> et le CO<sub>2</sub> dans l'air expiré. Les données ont été transférées à un ordinateur pour traitement et exprimé en moyenne par minute. La moyenne des données du CO<sub>2</sub> produit (VCO<sub>2</sub>) et l'oxygène consommé (VO<sub>2</sub>) lors de l'état stable le plus près de la fin du maintien prolongé de chaque posture (habituellement les 2 dernières minutes du maintien) a été exprimé en millilitres par kilogramme par minute pour fin d'analyse (ml/kg/min).



**Figure 51.** : La mesure de la consommation d'oxygène indirect a été enregistrée au moyen d'un système d'analyse des gaz à circuit ouvert (MMC Beckman).

## V.10. Confort physique

Immédiatement après le maintien prolongé de chaque posture, le confort au niveau lombaire, fessiers et dessous des pieds de même que la sensation d'enflure et d'engourdissement au niveau du pied ont été évalués par le sujet selon la méthode de Huskinsson (1974) en traçant une barre verticale «I» sur une ligne horizontale marquée d'une longueur de 100 mm., dont il était indiqué : Absolument pas confortable, à l'extrême gauche et Très confortable, à l'extrême droite de la ligne (figure 52). La distance entre l'extrémité gauche de la ligne et la marque verticale placée par le sujet a été transposée en millimètre et a servi d'indice de perception de confort physique. Afin que les sujets puissent oublier le niveau de confort/inconfort physique attribué à la posture précédente, une marche de 5 min. sur tapis roulant à une vitesse de 3,5 km/h fut effectuée (voir détail plus bas, section déroulement).



**Figure 52.:** Mesure de la perception du confort physique (lombaire, fessiers, pieds) selon la méthode de Huskinsson (1974).

### V.11. Concentration plasmatique des prostaglandines (PGF2 alpha)

À la fin de chaque période du maintien prolongé d'une posture statique, un échantillon d'urine a été recueilli (figure 53), aliquoté dans des tubes de 1,5ml. et congelé à  $-80^{\circ}\text{C}$  pour la détermination ultérieure des prostaglandines (PGF2 alpha). Les concentrations de PGF2 alpha furent déterminées à partir d'une trousse Élixa selon les directives données par le fournisseur (RnD Système Inc, Minneapolis, USA).



**Figure 53.** : À gauche, l'échantillonnage d'urine après le maintien de chaque posture. À droite le ligotage des échantillons d'urine dans des tubes de 1,5ml. et congelé à  $-80^{\circ}\text{C}$ .

## V.12. Alternance des postures

Afin de contrôler les effets résiduels d'une posture sur une autre, les postures ont été alternées de façon semi-aléatoire afin que toutes les postures soient à tour de rôles subséquents et précédents les unes des autres. Ainsi, pour chaque groupe, les sujets prennent, à tour de rôle, l'alternance A puis B et ainsi de suite (tableau 3).

**Tableau 3 :** Alternance semi-aléatoire des 6 postures, afin d'éviter minimiser l'effet d'une posture sur une autre.

Alternance	posture					
	1 <sup>er</sup>	2 <sup>e</sup>	3 <sup>e</sup>	4 <sup>e</sup>	5 <sup>e</sup>	6 <sup>e</sup>
A	debout	base de sable	bicycle	bambach	genoux	assis
B	genoux	debout	bambach	bicycle	assis	base de sable
C	bambach	genoux	debout	assis	base de sable	bicycle
D	bicycle	base de sable	assis	debout	genoux	bambach
E	base de sable	assis	bicycle	bambach	debout	genoux
F	Assis	genoux	bambach	bicycle	base de sable	debout

## V.13. Déroulement

Les sujets ont marché durant 5 minutes sur un tapis roulant à une vitesse de 3,5 km/h afin d'optimiser le retour veineux (tableau 4). Cette période de marche de 5 min. fut établie à partir de notre étude pilote où il fut observé que les paramètres physiologiques mesurés dans la présente thèse (mentionnées plus haut) étaient rétablis après une minute de marche. Donc, la période de 1 min. fut multipliée par 5 (5 fois la constante de temps) pour obtenir un plateau des paramètres physiologiques. À la suite de la marche sur le tapis roulant à 3,5 km/h, chaque posture fut maintenue en statique durant 20 min.

La durée de 20 min, pour le maintien de la posture statique, fut établie à partir de nos études pilotes où il fut observé qu'une stabilisation des paramètres physiologiques, mentionnés plus haut, s'effectuait à 6 min (données non montrées). Donc, la constante de temps pour atteindre la stabilisation fut multipliée par 3 (3 x 6 min) donnant 18 min et arrondi à 20 min.

**Tableau 4** : Déroulement du maintien des postures. Les mesures M0, M2, M4, M6, M8, M10, M12 ont été effectués à la fin de chaque déplacement à 3,5 km/h sur tapis roulant alors que les mesures M1, M3, M5, M7, M9, M11 ont été effectués à la fin du maintien de chaque posture.

Déplacements 3,5 km/h	Mesures pré-tests	Maintien de la posture	Mesures post-tests
Marche 5 min	M0	Posture 1 (20 min)	M1
Marche 5 min	M2	Posture 2 (20 min)	M3
Marche 5 min	M4	Posture 3 (20 min)	M5
Marche 5 min	M6	Posture 4 (20 min)	M7
Marche 5 min	M8	Posture 5 (20 min)	M9
Marche 5 min	M10	Posture 6 (20 min)	M11
Marche 5 min	M12		

À la fin de la période de maintien de la posture statique, une photo numérique du sujet fut prise afin de déterminer l'angle du bassin. Pour chaque sujet, l'expérimentation a duré 3h20 plus 40 min de préparation du sujet, soit un total de 4 heures. Deux horaires étaient proposés aux sujets, soit de 8h à 12h et de 13h à 17h.

## **V.14. Limites expérimentales**

Vous retrouverez dans cette section une présentation des limites expérimentales, au niveau des sujets, de l'équipement et du contexte de mesure notamment. Les conditions mises en place pour ces études visaient à assurer le plus grand équilibre possible entre une bonne validité interne nécessaire à la qualité des résultats et une validité externe adéquate à leur généralisation.

Quant aux sujets, ils représentent toujours une limite importante relativement à la validité externe d'échantillonnage. Dans cette étude, pour minimiser les problèmes de généralisation, les critères de sélections (inclusion et exclusion) font en sorte que les sujets retenus sont le plus représentatif possible de la population visée par nos résultats.

Au niveau de l'équipement, nous avons utilisé des techniques de pointes avec une calibration journalière selon les recommandations des manufacturiers pour mesurer les diverses variables le plus précisément possible et, ainsi, assurer le plus haut taux de validité interne. Les mesures nécessaires à l'atteinte des objectifs et à la vérification des hypothèses n'étaient pas réalisables dans le milieu de travail et reposaient sur une approche en laboratoire. Cependant, pour assurer un contexte expérimental adéquat, les postures et assises retenues sont celles trouvées habituellement dans le milieu de travail. Ce choix de variables indépendantes assurait alors un maximum de validité externe écologique. De plus, pour les articles 2, 3 et 4 les participantes étaient sélectionnées selon le milieu de travail pertinent.

## V.15. Analyses statistiques

En premier lieu, une analyse descriptive fut effectuée afin de présenter les données par les valeurs moyennes et les écarts types. Toutes les analyses statistiques furent effectuées à l'aide du logiciel SPSS (ver. 10,5).

- Des analyses de la variance ont été effectuées :
- Entre les groupes (C0) et (C2) pour les six types de postures (mesures répétées);
- Entre les groupes (C0) et (C2) pour les sept marches (mesures répétées);
- Entre chacune des marches qui ont suivi le maintien des postures statiques et les valeurs des marches pré-expérimentation (M0);
- Entre les valeurs de chacune des marches qui ont suivi le maintien des postures statiques et les valeurs de chacune des postures statiques.

Lors de différences significatives, un test post hoc Newman-Keuls a été utilisé pour comparer les moyennes deux à deux.

Finalement, pour chaque variable, des corrélations de Pearson ont été effectués afin de mettre en lien les paramètres physiologiques, biomécaniques et psychométriques (variables dépendantes) et les postures statiques (variables indépendantes). Les différences ont été considérées statistiquement significatives lorsque l'erreur de type I ( $\alpha$ ) atteignait  $p \leq 0.05$ .

**CHAPITRE VI.**

**ARTICLES**

## **VI.1. ARTICLE 1**

### ***THE EFFECT OF LUMBAR LORDOSIS ON PELVIC ANGLE AND PERCEIVED SUBJECT COMFORT DURING SITTING, SIT-STAND AND STANDING POSTURES***

Article soumis à la revue scientifique **Applied Ergonomics** .

**The effect of lumbar lordosis on pelvic angle and perceived subject comfort  
during sitting, sit-stand and standing postures**

François Taillefer<sup>1</sup>, Michel Zummo<sup>2</sup>, Roland Savard<sup>1</sup>, Alain Steve Comtois<sup>3</sup>,  
Jean P. Boucher<sup>3</sup>

Corresponding author and address:

**François Taillefer, Ph.D.(c)**  
Département des Sciences biologiques  
Université du Québec à Montréal  
C.P. 8888, Station "Centre-Ville"  
Montréal (Québec)  
Canada, H3C 3P8

E-mail: [taillefer.francois@uqam.ca](mailto:taillefer.francois@uqam.ca)

---

<sup>1</sup> Département de biologie, Université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

<sup>2</sup> Centre de phlébologie. 916 rue Saint-Joseph Est. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

<sup>3</sup> Département de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

1 **ABSTRACT**

2 The purpose was to investigate the effects of the type of lumbar lordosis on pelvic  
3 inclination and perceived subject comfort during different work relevant postures. Three  
4 groups (n=10) were defined based on the pelvic angle (neutral pelvic, anterior and  
5 posterior inclinations) and four static postures were studied (sitting, standing and the  
6 bambach and sand bas sit-stand work stools). The pelvic angle and perceived comfort  
7 (visual analog scale) were recorded for each group and posture (held for 20 minutes).  
8 Both pelvic angle and perceived comfort were significantly influenced by the postures,  
9 whereas the type of lordosis affected only the pelvic angle. When adopting a work  
10 posture, an individual appears to make a compromise between the natural pelvic  
11 position and the angle of the sitting surface. This compromise could be the source of low  
12 back and lower limbs problems.

13 Keywords: Posture, pelvic angle, lordosis

14

15

## 1 INTRODUCTION

2 Many working situations will require that labourers maintain static postures for long  
3 periods. Maintaining static postures, such as standing, can be responsible for various  
4 low back and lower limbs symptoms and discomforts. In the province of Quebec,  
5 according to "*Enquête Santé Québec 2000*", 17.9% and 14.2% vs 2.9% and 3.1% of  
6 women and of men, respectively, working in a standing posture feel pain in the lower  
7 limbs contrary to workers that are in a sitting posture, respectively.

8 Leg and feet discomfort complaints appear to be mostly associated to the standing  
9 posture, as revealed by Ayers (1991) that surveyed numerous company reports from  
10 several countries (Avers, 1991). These complaints have a major impact in terms of lost  
11 time and wages (Webster et al., 1990). Thus, organizations, such as Health and Safety  
12 Commissions from various countries, have ordered several studies to investigate work  
13 postures (Ryan et al., 1989; Stvrtinová et al., 1991; Derrienic et al., 1996; Winkel et al.,  
14 1997; Garner et al., 2005).

15 Furthermore, outside of the sitting and standing postures, the sit-stand posture, such as  
16 sitting on the edge of a table with both feet on the ground, has appeared as a  
17 compromised to either standing or sitting. Remarkably, as early as 1890, Schindler  
18 recommended the sit-stand posture as an alternative to sitting and standing. Recently,  
19 several investigators have looked into the use of sit-stand stools in various work  
20 situations (Vézina et al., 1989, 1993; Lajoie et al., 1995; Laberge et al., 1997). These  
21 authors reported that most workers were more comfortable while using sit-stand stools.  
22 In spite of this interest, biomechanical and physiological impacts of different postures  
23 (sitting, standing and sit-stand) and their relationship to comfort are still poorly  
24 understood. Thus, the purpose of this study was to investigate the effects of resting  
25 lumbar lordosis as measured through pelvic position (neutral pelvic, anterior and  
26 posterior inclinations) on the pelvic angle and the subject perception of comfort during  
27 different static posture conditions (sitting, sit-stand and standing).

# 1 **METHODOLOGY**

## 2 **Study participants**

3 Thirty young adults, students and employees at our institution, answered an  
4 advertisement to participate in this study. The mean ( $\pm$  standard deviation) age, weight  
5 and height of the 12 female participants were as follows: 24.3 ( $\pm$ 2.9) years old, 51.7  
6 ( $\pm$ 6.5) kg and 160.2 ( $\pm$ 7.4) cm. The mean ( $\pm$  standard deviation) age, weight and height  
7 of the male participants (n=18) were 24.7 ( $\pm$ 4.1) years, 79.5 ( $\pm$ 12.7) kg and 176.0 ( $\pm$  8.8)  
8 cm, respectively. All participants signed an informed consent document approved by the  
9 institutional ethics committee only after being thoroughly informed with regards to the  
10 goal of the study, the possible risks, the time requirements and the remuneration.

11 All participants reported to be in good health and without any history of low back pain or  
12 injury. No apparent functional problems were detected following visual inspection by the  
13 ergonomist responsible for the data collection.

## 14 **Experimental conditions**

15 Two experimental conditions characterize this study: the resting lumbar lordosis type  
16 and the different static posture conditions. Participants were allocated, without their  
17 knowledge, into three groups (6 men and 4 women in each group) according to their  
18 type of resting lumbar lordosis determined by the pelvic position measured as described  
19 below. The three types of lumbar lordosis (neutral pelvic, anterior and posterior  
20 inclinations) were defined according to the pelvic position following Kapenji's (1974)  
21 recommendations. The posterior inclination group showed a pelvic posterior inclination  
22 of more than 8°. The neutral pelvic group was composed of participants with a pelvic  
23 angle ranging between 8° of posterior inclination and 12° of anterior inclination.  
24 Participants of the anterior inclination group had an anterior pelvic inclination of more  
25 than 12 degrees. Participants' characteristics for all groups are presented in Table 1.

26 The effects of four different static posture conditions, depicted in Figure 1, were also  
27 studied as described: sitting, standing, and two alternative postures, i.e., two sit-stand

1 conditions, one using the bambach and the other the sand base sit-stand work stools.  
2 The sitting condition was obtained with a chair (Horizon, Montréal, Canada) having an  
3 adjustable horizontal sitting surface that insured a standardized relative knee angle of  
4 70°. The back rest was adjusted to the vertical in order for the lumbar support to be  
5 aligned with the participant's lumbar curve. The standing posture condition was  
6 maintained with both legs in full or near full extension.

7 During the sit-stand posture conditions, the lower limb joint angles were standardized  
8 using a manual goniometer (ERP, Montréal, Canada) by setting the proper stool height  
9 and saddle angle. Table 2 presents the standardized joint and saddle angles. In the sit-  
10 stand posture using the bambach work stool, the participants sat on the saddle  
11 positioned in a 10° forward inclination with their buttocks leaning against the superior  
12 portion of the saddle. The stool height was adjusted so that the thighs formed a 38°  
13 absolute angle (relative to the vertical) and that the knees created a relative angle of  
14 38°. For the second sit-stand posture, the height of the sand base work stool was  
15 adjusted to 48.5% of the participant's height, resulting in a 20° absolute angle (relative to  
16 the vertical) of the bench stem when the legs were in near full extension (knees relative  
17 angle of 8°). Two sit-stand postures were included to test for the effect of knee position  
18 (light flexion vs. near full extension) because of its reported influence on low back and  
19 pelvic positions (Eklund et al., 1987) and lumbar lordosis.

## 20 **Measurements**

21 Two dependant variables were measured: absolute pelvic angle and perception of  
22 comfort. The absolute pelvic angle was measured relative to the horizontal using digital  
23 pictures and reflectors placed on the posterior superior iliac spine (PSIS) and the  
24 anterior superior iliac spine (ASIS). The iliac spines anatomical landmarks were located  
25 through palpation by the ergonomist responsible for the data collection. Using a  
26 specialized software (motion analysis tool ver. 1.1a, Edward Lemaire, Ontario, Canada),  
27 a line linking the ASIS and PSIS was drawn and the absolute pelvic angle was  
28 quantified.

1 Perceived comfort, at the low back, the buttocks and the feet, was assessed  
2 immediately after each posture was maintained for 20 minutes. The participants used a  
3 visual analog scale (VAS) to report the level of perceived comfort (Huskinsson, 1974).  
4 In summary, a participant made a vertical mark on a 100 mm horizontal line where  
5 "Absolutely not comfortable" was indicated on the left hand side of the line and "Very  
6 comfortable" on the right hand side. The distance between the left extremity of the line  
7 and the participant's vertical mark was measured in millimetres and used to report the  
8 perception of comfort.

## 9 **Procedure**

10 Participants were familiarized with the postures presented at random before the  
11 beginning of the experiments. All the participants' questions were also answered to their  
12 satisfaction before the experiments could begin.

13 In order to eliminate the effect of shoes on posture and the perception of comfort,  
14 participants were barefoot while maintaining all postures (see Fig. 1). All postures were  
15 also maintained statically without movement of the feet positioned at shoulder width in a  
16 naturally adopted position (a standardized foot position was not forced on participants).  
17 The arms rested freely on each side of the trunk, except when digital pictures were  
18 taken when the arms were crossed with the hands on the shoulders in order not to block  
19 reflectors at the hip (see Fig. 1). Great care was taken to insure that the participant's  
20 posture was not altered during the later arm position.

21 In order to avoid the effect of repeating the postures one after the other, posture  
22 presentation was organized to insure that all posture conditions preceded and followed  
23 all other conditions. Furthermore, before adopting a posture, participants walked for 5  
24 minutes on a treadmill at a speed of 3.5 km/h in order to remove any lingering feelings  
25 associated to the preceding posture and hopefully forget the level of comfort given to  
26 that posture. Finally, a posture was maintained statically for 20 min after which a digital  
27 picture was taken for pelvic angle measurements.

## 1 **Statistical Analysis**

2 All experimental conditions were compared using a group (types of resting lumbar  
3 lordosis) by posture condition factorial design ANOVA with repeated measures on the  
4 last factor (Winer, 1971). When significant differences were found, post-hoc  
5 comparisons were assessed using Newman-Keuls post-hoc test. The differences were  
6 considered statistically significant only when the level of type I error ( $\alpha$ ) was lower than  
7 0.01 (i.e.,  $p \leq 0.01$ ) and then statistical power was calculated according to the equation  
8 supplied by Tang (1938) and is reported by giving the type II error ( $\beta$ ). Finally, Pearson  
9 correlation ( $r$ ) was used to determine the relationship existing between the dependant  
10 variables pelvic angle and perceived comfort.

11

## 1 RESULTS

2 The results section presents the effects of the experimental conditions (types of resting  
3 lumbar lordosis and posture conditions) as well as the correlations existing between the  
4 different measurements (pelvic angle and perceived comfort). In general, the ANOVA  
5 results demonstrated that both dependent variables were significantly affected by the  
6 experimental conditions.

7 Specifically, pelvic angle was revealed to be significantly affected by the types of resting  
8 lumbar lordosis (group main) and the posture conditions. Pelvic angle increased  
9 significantly ( $F_{2,27} = 15.05$ ,  $p = 0.000$ ,  $\beta = 0.03$ ) from  $85.6^\circ$  for the posterior inclination  
10 group to  $96.2^\circ$  for the anterior inclination group (Figure 2). Post-hoc analysis revealed  
11 that the anterior inclination group presented a significantly higher pelvic angle than the  
12 two other groups. For the different posture conditions (Figure 3), pelvic angle was  
13 significantly different from one posture to the other ( $F_{3,81} = 87.64$ ,  $p = 0.000$ ,  $\beta = 0.03$ )  
14 and post-hoc analysis revealed all contrasts to be significantly different.

15 On the other hand, the VAS measurement of the perceived comfort level (0 mm = less  
16 comfort) for the low back (Figure 4), the buttocks (Figure 5) and the feet (Figure 6)  
17 regions was significantly influenced only by the different posture conditions. The VAS  
18 measure for the low back region ranged from 49.6 mm for the sand base stool condition  
19 to 70.0 mm for sitting condition ( $F_{3,81} = 4.72$ ,  $p = 0.004$ ,  $\beta = 0.35$ ). However, post-hoc  
20 comparisons showed that only the sitting condition showed significantly higher comfort  
21 levels compared to the sand base bench and standing conditions. Comfort perception  
22 for the buttocks region also showed a statistically significant posture condition main  
23 effect ( $F_{3,81} = 62.41$ ,  $p = 0.000$ ,  $\beta = 0.01$ ), VAS ratings ranging from 28.2 mm for the  
24 sand base bench to 86.1 for sitting. Post-hoc contrasts demonstrated the sitting and  
25 standing conditions to be significantly more comfortable (i.e. significantly higher VAS  
26 scores) than the two work stools. Furthermore, the posture condition main effect also  
27 reached the statistically significant level ( $F_{3,81} = 107.91$ ,  $p = 0.000$ ,  $\beta = 0.01$ ) for the feet  
28 region. VAS measurements for this region were lowest for the standing condition (22.4

1 mm) whereas it was at its highest (90.0 mm) for the sitting condition. Post-hoc analysis  
2 revealed that the sitting condition showed more comfort (i.e. highest VAS score) than all  
3 other conditions, while the Bambach work stool condition was more comfortable than the  
4 sand base work stool and the standing conditions. Finally, no other comparisons  
5 showed significant differences.

6 In an effort to characterize the relationship existing between the two dependant  
7 variables pelvic angle and perceived comfort, Pearson correlations were computed  
8 between all measurements (Table 3). Correlations ranged from low ( $r = 0.01$  for pelvic  
9 angle vs. comfort level at the buttocks) to moderate (pelvic angle vs. foot comfort,  $r = -$   
10 0.36).

11  
12

## 1 DISCUSSION

2 Our results demonstrate (1) that perceived comfort is independent from one body region  
3 to the other and (2) that there are no relationships between pelvic angle and perceived  
4 comfort at the low back and the buttocks, except for the foot region where a significant  
5 correlation ( $r = -0.36$ ) was observed. The results also show that the type of posture is  
6 responsible for a significant change in pelvic angle (Figure 3). Furthermore, as shown on  
7 figure 2, pelvic angle does not adjust completely to the type of posture, it appears that  
8 resting lumbar lordosis is also an influential factor. An individual appears to reach a  
9 compromise between the resting lumbar lordosis influencing pelvic position and the seat  
10 angle in order to adopt a comfortable pelvic angle during a given posture condition.

11 **The impact of seat position on pelvic angle.** The pelvis, including the sacrum, is  
12 considered functionally as the last vertebrae of the vertebral column. Lordosis is largely  
13 influenced by the sacral angle and is highly correlated with the pelvic inclination (Legaye  
14 et al., 2005), justifying the method we used to determine lumbar lordosis in this study.  
15 Hence, as expected, the posture condition with a horizontal seat position produces a  
16 posterior inclination of the pelvis. The two sit-stand posture conditions induced an  
17 increased pelvic anterior inclination compared with the sitting posture, while the standing  
18 condition produced the maximum anterior inclination. These results corroborate findings  
19 by Sacksik (1969) that showed that when the seat had a forward tilt the pelvic anterior  
20 inclination increased, while the reverse was also true, when the seat was tilted backward  
21 the anterior inclination decreased. Stokes (1980) further demonstrated that pelvic angle,  
22 as well as the amount of lumbar lordosis in the sitting posture, was dictated by the hip  
23 angle (trunk relative to the thigh). Chlebicka (2004), comparing 20-21 year old men and  
24 women, also revealed that seat inclinations of 15, 30 and 45 degrees reduced the  
25 thoracic kyphosis and increased the lumbar lordosis compared to a horizontal sitting  
26 surface. Our results also lend support to Staffel's recommendation that suggested in  
27 1885 to put the seat in a forward inclination position.

1 **Lower limb joint angles and pelvic angle.** The pelvic angle differed between the two  
2 work stool conditions even if both seats were placed in a similar forward tilt. This  
3 difference can be explained by different knee angles from one stool to the other. Results  
4 provided by Eklund et al. (1987), on the effect of knee and hip angles and hamstring  
5 flexibility may shed light on the relationship existing between lower limb joint angles and  
6 pelvic position. They demonstrated that lumbar lordosis is related with hip angle more so  
7 than knee angle. In fact, Bridget and Bendix (2004) reported that the effect of hip angle  
8 on lumbar lordosis is eight times more important than that of knee angle. In 1988,  
9 Lelong et al. proposed the "geometry of least constraints" that produced the least  
10 amount of muscle and ligament tension. In this position of least constraints, as for the  
11 Bambach posture condition investigated in this study, the knee and hip angles were set  
12 at 142°, the seat angle was 15° and the seat height was increased. Lelong's (Lelong et  
13 al., 1988) results, along with our data, confirm Keegan's observations who, as early as  
14 1953, suggested that seats should allow knee and hip angles of 135° for optimal pelvic  
15 position.

16 **Other considerations.** As for the sitting posture condition in our study, work stools have  
17 started to be offered with lumbar supports. Such back rests have been shown to reduce  
18 the lumbar lordosis angle and induce a compression of the anterior aspect of the  
19 intervertebral disks (Nachemson et al., 1970; Andersson et al., 1974, Colombini et al.,  
20 1986) which help explain why pelvic posterior inclination is at a maximum in the sitting  
21 posture condition. Michel et al. (1994) also showed that intervertebral disk compression  
22 associated with the use of a back rest is associated with a 5 mm reduction of the  
23 vertebral column length compared to a 2.5 mm reduction with a sit-stand stool without  
24 back rest.

25 Other aspects, such as the important role of muscle contractions and control as reported  
26 by Collaghan and McGill (1995), should not be ignored even if they were not  
27 investigated in this study. They suggest that even if the stability of the pelvis is  
28 maintained by an increased muscle activity, low back dysfunctions and chronic low back  
29 pain can be caused by muscle dysfunctions as well as motor control errors.  
30 Furthermore, maintaining a constant pressure in the low back region because of a back

1 rest may reduce vertebral movements, preventing the pumping action in surrounding  
2 tissues and cause a reduction in the circulation of nutrients to the intervertebral disks  
3 that if maintained can lead to disk degeneration (Drury et al., 1982; Bernard, 1991).  
4 Accordingly, we expected the participants in the present study to perceive the difference  
5 in knee and hip angles that changes pelvic inclination, which in turn alters the lumbar  
6 lordosis in such a way as to affect the intervertebral disk pressure and, in turn, pressure.  
7 However, despite finding a significant difference ( $p < 0.01$ ) in pelvic inclination between  
8 the two work stools (posterior inclination for the sand base stool and anterior inclination  
9 for the Bambach stool) the perceived comfort was similar.

10 Our results showing differences between posture conditions and the conflict that exists  
11 between perceived comfort and pelvic position along with the cited literature, suggest  
12 that no one posture is optimal and should be maintained statically for long periods of  
13 time. As discussed, maintaining a static posture, the sitting posture for instance (Keegan  
14 1953, 1969), interferes with the distributions of nutrients and may result in intervertebral  
15 disk disorders. It appears to be more important to encourage shifting position while  
16 sitting since an ideal sitting posture that can be maintained for a long period doesn't  
17 exist (Chaffin, 1990; Akerblom, 1948; Keegan, 1953; Floyd, 1958; Kroemer, 1969; 1971;  
18 Anderson, 1987; Grieco, 1986) and our results suggest that the potential problem may  
19 not be perceived. Even if a posture appears ideal or comfortable, it cannot be adopted  
20 for a long period because of the increased risk of degeneration in the joint tissue  
21 metabolism and increased low back muscle fatigue.

## 22 **CONCLUSIONS AND RECOMMENDATIONS**

23 The major reason why people sit is to offload bodyweight from their feet. Accordingly,  
24 the sitting posture condition significantly increased feet perceived comfort in this study.  
25 However, if the sitting posture is impossible for work related issues and one must remain  
26 standing, the sit-stand Bambach work stool posture condition procured comfort at the  
27 feet similar to that of the sitting posture condition. However, the sit-stand stool conditions  
28 appeared much less comfortable than the sitting and standing conditions for the  
29 buttocks region.

1 Our results also demonstrate that during the sitting or sit-stand posture conditions pelvic  
2 angle does not adjust only to the type of posture condition, but, it is conditioned in part  
3 by the type of resting lumbar lordosis. Hence, the posture adopted by a person depends  
4 on a compromise between the resting lumbar lordosis (measured through the pelvic  
5 position during static stance) and the angle of the sitting surface. Furthermore, it  
6 appears that perceived comfort at the lumbar region can put individuals at risk.  
7 Participants can adopt a “comfortable” (i.e. low VAS score) posture for their lumbar  
8 region which can induce pressure at the level of the intervertebral disk increasing the  
9 risk of early soft tissue degeneration as reported in the literature (Drury et al., 1982;  
10 Bernard, 1991). Finally, if it is preferable for workers to sit, it is recommended to take the  
11 type of lumbar lordosis into account and not comfort only in order to set the angle of the  
12 sitting surface.  
13

1 **References**

- 2 1. Akerblom, B., 1948. Chair and sitting posture. A.B. Nordiska, Nordiska,  
3 Bokhandeln.
- 4 2. Andersson, G., 1987. Biomechanical aspect of sitting: An application to VDT  
5 terminal. Behaviour and Information Technology 6<sup>th</sup> ed., p.257-269, Taylor &  
6 Francis, London.
- 7 3. Andersson, B.J.G., Ötengren, R., 1974. Lumbar disc Pressure and Myoelectric  
8 Back Muscle Activity During Sitting. Scandinavian Journal of Rehabilitation  
9 Medicine. 6, p.115-121.
- 10 4. Avers, I., 1991. Those aching feet, Ohio monitor, July 10-15.
- 11 5. Bendix, T., Winkel, J., Jessen, F. 1985. Comparison of chairs with fixed forwards  
12 including, or tiltable seats. Eur. J. Appl. Physiol., vol.54, p. 378-385.
- 13 6. Bernard, C.P., 1991. Ergonomie de la posture assise. Ergonomie, Hygiène et  
14 sécurité, éd. Ergonomie, Marseille, France.
- 15 7. Bridger, RS., Bendix, T., 2004. Pelvis and neighbouring segments. In Working  
16 Postures and Movements, N.J. Dellman, C.M. Haslegrav, D.B. Chaffin (Eds.), pp.  
17 168-187 (Boca Raton, FL: CRC Press).
- 18 8. Callaghan JP, McGill SM., 1995. Muscle activity and low back pain load under  
19 external shear and compressive loading. Spine 20(9):992-8.
- 20 9. Chaffin, D.B., Andersson, GBJ., 1990. Guidelines for seated work. In  
21 Occupational biomechanics 2<sup>nd</sup> ed. p.335-375, John Wiley & sons, Inc., New york.
- 22 10. Chlebicka, E., 2004. The effect of the 'balance chair' on the shape of spinal  
23 curvature in males and females. Ergonomia, 26, 331-338.
- 24 11. Colombini, D., Occhipinti, E., Frigo, C., Pedotti, A., Grieco, A., 1986.  
25 Biomechanical, Electromyographical and Radiological Study of Seated Postures.  
26 The ergonomics of working posture. London: Taylor and Francis, chap.29. p.331-  
27 343.
- 28 12. Derriennic F., Touranchet A., Volkoff S. 1996. *Age, travail, santé: Études sur les*  
29 *salariés âgés de 37 à 52 ans*. Les éditions INSERM, Paris.
- 30 13. Drury, C.G., Coury, B.G., 1982. A methodology for chair evaluations, Applied  
31 Ergonomics, 13, 195-202.
- 32 14. Eklund, J.A.E., Corlett, E.N., 1987. Evaluation of spinal loads and chair design in  
33 seated work task, clinical Biomechanics, vol.2. p.27-33.
- 34 15. Floyd, WF., Roberts, DF., 1958. Anatomical and physiological principles in chair  
35 and table design, Ergonomics vol.2, p.2-11.
- 36 16. Garner, A., Kelly, L., 2005 Back Pain in Children and Young People. An Evidence-  
37 based Review. (Tedding, UK: BackCare) In Background to sitting at work:  
38 research-based requirements for the design of work seat. E.N. Corlett, Ergonomics.  
39 Vol.49 (14), 1538-1546.

- 1 17. Grieco, A., 1986. Sitting posture: An old problem and a new solution one.  
2 Ergonomics, vol.29. p.345-362.
- 3 18. Huskinsson, E. C., 1974. Visual analogue scales, in R Melzack (ed.) Pain  
4 measurement and assessment (New York: Raven Press) 33-37.
- 5 19. Kapenji, I. A., 1974. The physiology of joints. The trunk and the vertebral column,  
6 III, vol.3, New York: Churchill Livinstone.
- 7 20. Keegan, J.J., 1953. Alteration of the lumbar curvature related to posture and  
8 seating. Bone and Joint Surgery, vol. 35a, no 3, p. 589-603.
- 9 21. Kroemer, K.H.E, 1971. Seating in plant and office, American Industrial hygiene  
10 Association Journal, vol.2, No.2, p.633-652.
- 11 22. Kroemer,K.H.E, Robinette, J.C., 1969. Ergonomics in design of Office furniture,  
12 Industrial medicine, vol.38, no..4, april, p.25-35.
- 13 23. Laberge M., Vézina N., 1997. Un banc assis-debout pour les caissières, une  
14 solution pour réduire les contraintes de la posture debout, Travail et santé, vol 14  
15 (2).
- 16 24. Lajoie A., 1995. Banc assis-debout : Analyse comparative de la posture à une  
17 courroie d'un service alimentaire. Mémoire de maîtrise au département des  
18 sciences biologiques, UQAM, 113 pages.
- 19 25. Legaye J, Duval-Beaupere G., 2005. Sagittal plane alignment of the spine and  
20 gravity: a radiological and clinical evaluation. Acta Orthop Bel, 71(2):213-20.
- 21 26. Lelong, C., Drevet, J.G., Chevalier, R., Phelip, X., 1988. Biomécanique  
22 rachidienne et station assise. Revue du rhumatisme, vol.55, no.5. 375-380.
- 23 27. Michel, D.P., Helander, M.G., 1994. Effect of two types of chair on stature change  
24 and comfort for individuals with healthy and herniated disc, Taylor & Francis Ltd.  
25 1232-1244.
- 26 28. Nachemson, A, Elfstrom, G., 1970. Intravital dynamic pressure measurement in  
27 lumbar disc. Scandinavian J of Rehabilitation medecine Suppl 1.
- 28 29. Ryan, G.A., 1989. The prevalence of musculo-skeletal symptoms in supermarket  
29 workers. Ergonomics. 32 (4), p.359-371.
- 30 30. Sacksick, H., 1969. A propos de la position assise et mal assise, Thèse, Paris.
- 31 31. Schindler C.C.A., 1890. Patented in Switzerland, January 25, no.1,802.
- 32 32. Staffel, F., 1885. Zur Hygiene des sistzens. Zbl F Allg Gesund-heitspflege, vol.3,  
33 p.403-421.
- 34 33. Stokes, IAF., Avery, JM., 1980. Influence of the hamstring muscles on muscles on  
35 lumbar spine curvature in sitting. Spine, vol.5, p.525-528.
- 36 34. Stvrtinová, V., Klesar, J. and Wimmer, G., 1991. Prevalence of varicose veins of  
37 the lower limbs in the women working at a departement store, International  
38 Angiology 10(1),1-5.

- 1 35. Tang, PC. 1938. The power function of the analysis of variance tests with tables  
2 and illustrations of their use. *Statistics Research Memorandum*, 2, 126-149.
- 3 36. Udo, H., Fujimura, M., Yoshinaga, F., 1999. The effect of a tilting seat on back,  
4 lower back and leg during sitting work. *Industrial Health*, 37, p.369-381.
- 5 37. Vezina, N., Courville, J., 1989. Le travail debout. Étude ergonomique de poste de  
6 caissière d'un supermarché. Rapport à la CSST, 97 pages.
- 7 38. Vézina, N., Geoffrion, L., Lajoie, A., Chatigny, C., Messing, K., Courville, J., 1993.  
8 Les contraintes du poste de caissière de supermarché et l'essai de banc assis-  
9 debout. Rapport IRSST, 44 pages.
- 10 39. Webster, BS., Snook, SH., 1990. The coast of compasable low back pain. *J Occup*  
11 *Med.* vol.32, p.13-15.
- 12 40. Winer, BJ. 1971. *Statistical principles in experimental design*, 2<sup>nd</sup> Ed. McGraw-Hill  
13 Book Company: New York.
- 14 41. Winkel, J., 1985. On foot sweeling during prolong sedentary work and the  
15 significance of leg activity, Thèse de Doctorat, National Board of Occupational  
16 Safety and Health, Research Departement, Work Physiology Unit, S-171 84 Solna;  
17 Karolinska Institute, Department of Physiology III, Stockholm, Sweden.
- 18

## Figure legends

- Fig. 1. Depiction of the experimental postures with the measurement of the pelvic angle.
- Fig. 2. Effect of the types of lordosis on pelvic angle. \*: anterior inclination group significantly greater than the two other groups.
- Fig. 3. Effect of the types of posture on pelvic angle. \*: all posture conditions significantly different of all other conditions.
- Fig. 4. Effect of the types of posture on perceived comfort in the low back region. \*: Sitting condition significantly more comfortable than all other posture conditions.
- Fig. 5. Effect of the types of posture on perceived comfort in the buttocks region. \*: Sitting and standing conditions significantly more comfortable than the two work stool conditions (Bambach and Sand base).
- Fig. 6. Effect of the types of posture on perceived comfort in the foot region. \*: Sitting condition significantly more comfortable than all other posture conditions. \*\*: Bambach bench more comfortable than the sand base bench and the standing condition.

**Table 1.** Participants' characteristics presented by groups

Groups		Age (years)	Weight (kg)	Height (cm)
Posterior inclination	Mean	23	63	168
	Range	20 - 35	53 - 91	160 - 189
	Mean	25	67	165
Neutral pelvis	Range	21 - 29	45 - 93	147 - 183
	Mean	25	66	170
	Range	21 - 29	41 - 83	153 - 181
Anterior inclination				

**Table 2:** Hip, knee and ankle relative angles and saddle absolute angle standardization for the four experimental posture conditions.

Joints	Posture condition			
	standing	sand base	bambach	sitting
Hip	0°	30°	50°	70°
knees	0°	0°	50°	70°
ankle	90°	70°	90°	70°
saddle	-	20°	10°	0°

**Table 3.** Correlation table

	Perceived comfort			
	Pelvic angle	Low back	Buttocks	Feet
Pelvic angle	1.00	-0.18	0.01	-0.36
Low back	-	1.00	0.19	0.33
Buttock	-	-	1.00	0.22
feet	-	-	-	1.00

\*\* : Correlation is statistically significant at the 0.01 level (2-tailed)

\* : Correlation is statistically significant at the 0.05 level (2-tailed)



Standing

Sit-Stand  
Bambach

Sit-Stand  
Sand Base

Sitting

Figure 1

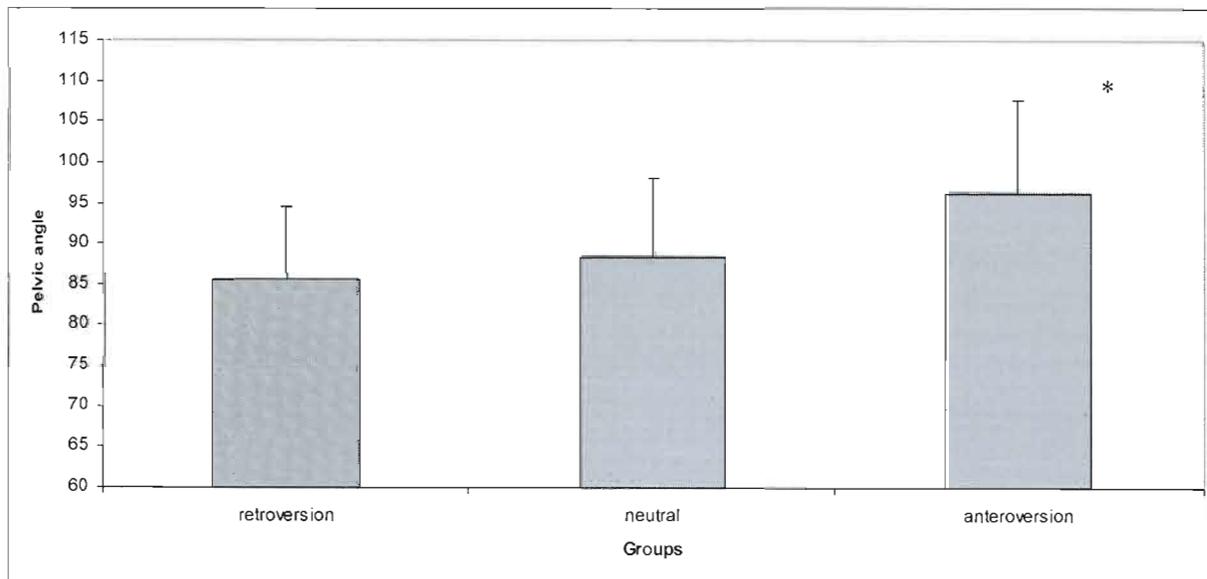


Figure 2

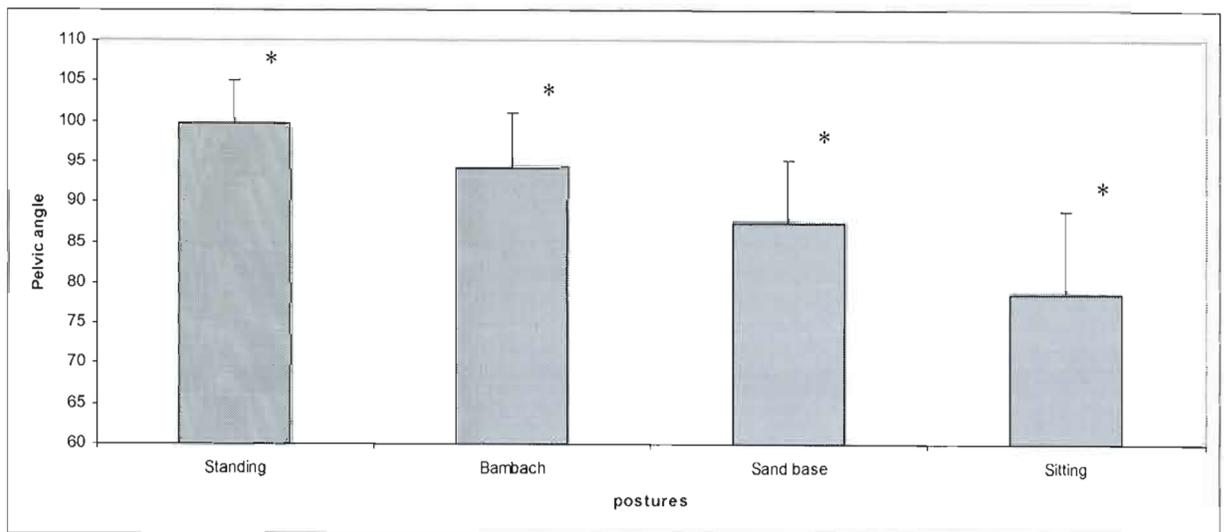


Figure 3

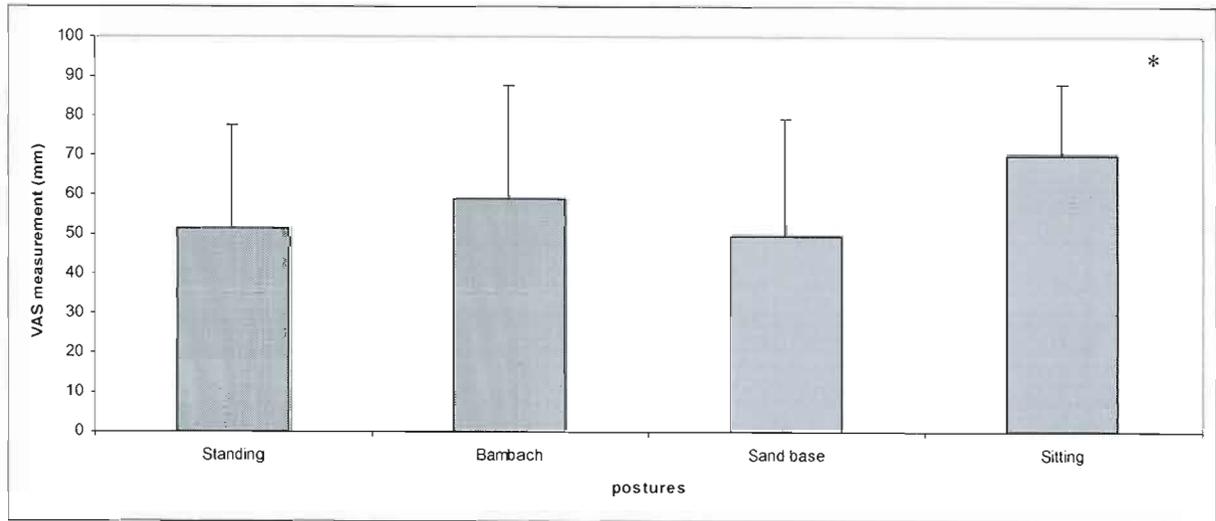


Figure 4

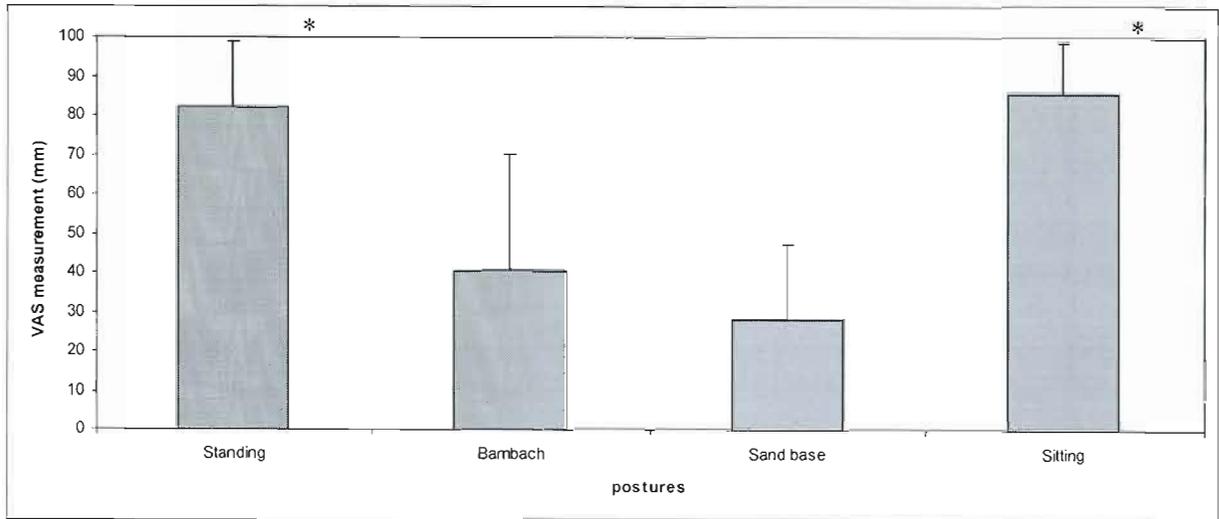


Figure 5

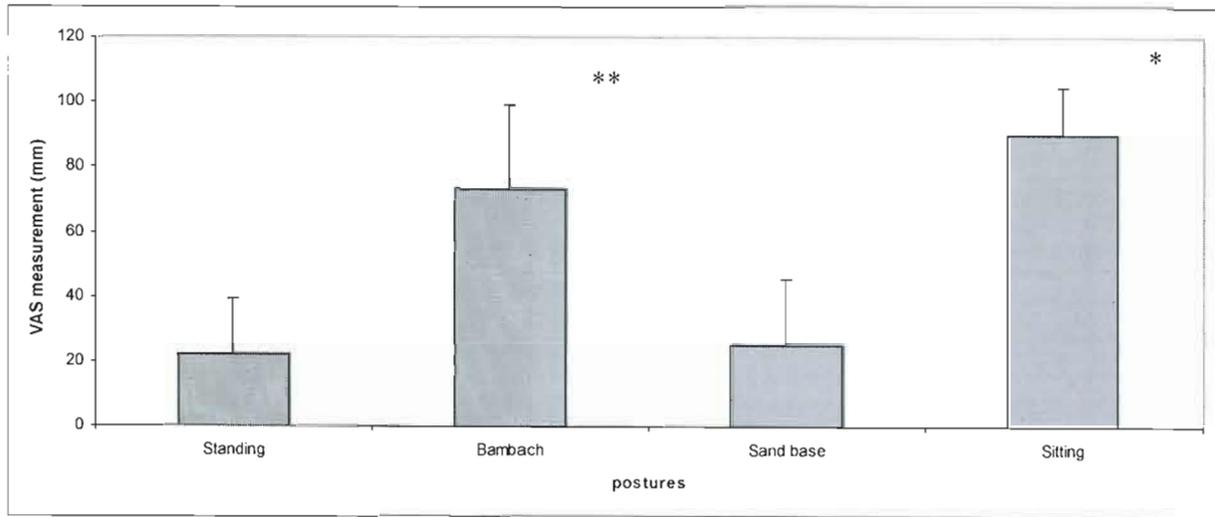


Figure 6

## VI.2. ARTICLE 2

### **RÉPONSES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES À DIVERS TYPES DE BANCS ASSIS-DEBOUT CHEZ LA FEMMES SANS PROBLÈMES VEINEUX ET VARICOSÉES**

Article accepté pour buplication par la revue scientifique **Travail humain**  
(Manuscrit FD#0803).

**Réponses physiologiques et biomécaniques à divers bancs assis-  
debout chez les femmes avec et sans problèmes veineux**

F.Taillefer<sup>1</sup>, J.P. Boucher<sup>2</sup>, A.S Comtois<sup>2</sup>, M. Zummo<sup>3</sup>, R. Savard<sup>1</sup>

Courriel : [taillefer.francois@uqam.ca](mailto:taillefer.francois@uqam.ca)

---

<sup>1</sup> Département de biologie, Université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

<sup>2</sup> Institut Santé et société et Département de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

<sup>3</sup> Centre de phlébologie. 916 rue Saint-Joseph Est. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

THÉORIES ET MÉTHODES  
THEORIES AND METHODOLOGIES

RÉPONSES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES  
À DIVERS TYPES DE BANCS ASSIS-DEBOUT CHEZ  
LES FEMMES AVEC ET SANS PROBLÈMES VEINEUX

par F. TAILLEFER\*, J.-P. BOUCHER\*\*, A. S. COMTOIS\*\*,  
M. ZUMMO\*\*\*, R. SAVARD\*

SUMMARY

PHYSIOLOGICAL AND BIOMECHANICAL RESPONSES OF DIFFERENT SIT-TO-STAND STOOL TYPES ON WOMEN WITH AND WITHOUT VARICOSE VEINS.

*The purpose of this study was to evaluate biomechanical outcomes and physiological responses during various sit-stand postures compared to sitting and standing postures. Two groups (n = 10 per group) of women were studied (non varicosed, C0 and varicosed, C2) during twenty min periods of 6 different static posture maintenance in the sit-stand position (base, bambach, bicycle and knee), sitting and standing in a semi random order. The following measurements during each posture were taken on the left lower limb: blood perfusion (foot), transcutaneous partial pressure of O<sub>2</sub> and CO<sub>2</sub> (foot), cutaneous temperature (medial malleola), foot volume (water displacement plethysmography), EMG of the gastrocnemius muscle, and segment angulation (upper, lower limb and trunk). As well, urinary prostaglandins, VO<sub>2</sub>, heart rate, vertical heart foot distance, and perception were recorded. We observed that different postures present both biomechanical and physiological advantages and disadvantages. Biomechanically, a more pronounced anteroversion was observed during standing and some sit-stand (bambach and knee) postures, while a posteroversion was observed during sitting and the remaining sit-stand (base and bicycle) postures. Physiologically, the lower limb blood perfusion was similar between sitting and the sit-stand knee posture but significantly larger when compared to standing and the remaining sit-stand postures (base, bambach and bicycle). No significant differences were observed for lower limb oedema and prostaglandin levels between all various postures (within subjects) and both groups (between subjects). In conclusion, the*

\* Département de biologie, université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8. Courriel : taillefer.francois@uqam.ca

\*\* Département de kinanthropologie, université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

\*\*\* Clinique de phlébologie. 916 rue Saint-Joseph Est. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

*smaller the vertical distance between heart/foot (hydrostatic column) the better lower limb perfusion appears to be (reduction in lower limb blood pooling). In addition, static posture maintenance for a short period of time, such as 20 min, appears insufficient to initiate the cascade of physiological events that may lead to the development of varicose veins in non varicosed individuals (C0) and does not appear to exacerbate the risk of complication in varicosed individuals (C2).*

**Key words:** Posture, static, sit, sit to stand, stand, varicose veins, œdema, perfusion.

## INTRODUCTION

En milieu de travail, les travailleurs adoptent différentes postures générales du corps qu'ils maintiennent de façon statique pendant de longues périodes de temps ou de façon intermittente. Quelques auteurs ont étudié les contraintes reliées au maintien statique des positions de travail debout et assis (Ryan 1989 ; Stvrtinová, Klesar & Wimmer 1991 ; Garcia-Fondan 1992 ; Derriennic, Touranchet & Volkoff 1996 ; Winkel 1987). Différents effets physiologiques sont maintenant connus tels que l'augmentation du volume du pied (Winkel & Jorgenson 1986), la dimension du pied (Rys et Konz 1994), le volume de la jambe (Krijnen, de Boer, Adèr, Osinga & Bruynzeel, 1997), la température de la peau (Hansen, Winkel & Jorgensen, (1997), la sollicitation des muscles du dos (Winkel & Oxenbergh 1990). La mécanisation et l'automatisation du travail industriel ont permis dans les dernières décennies de réduire la charge de travail physique, mais sans toutefois réduire le nombre de blessures reliées au travail. En fait, la diminution des charges de travail a favorisé davantage le travail statique de faible intensité. Ainsi, ce sont davantage les fibres lentes (unités motrices de type I), recrutées dans des contractions musculaires de faible intensité soutenue sur de longues périodes, qui sont continuellement activées et qui deviennent donc à risque élevé pour les blessures musculosquelettiques. La contraction isométrique des fibres lentes sur une longue période produit en effet une ischémie qui favorise l'accumulation de métabolites acides, responsables de la fatigue musculaire (Kahn et Monod, 1989). Celle-ci vulnérabilise le muscle, le soumettant ainsi à des blessures. La robotisation a donc permis de diminuer la charge de travail pour les fibres rapides, mais impose une surcharge de travail pour les fibres lentes (Magora 1972 ; Hägg 1991 ; Vollestad, 1993). De plus, une faible surcharge soutenue peut augmenter la lésion des tissus selon leur comportement associé à l'élasticité (Goldstein, Armstrong, Chaffin, & Matthews 1987 ; Van Dieën & Vrieling, 1998 ; Adam, McMillan, Green, Dolan & 1996).

Lorsque le travail accompli exige de la vitesse et de la précision, une grande stabilité de la posture est nécessaire ce qui entraîne des variations de la surface d'appui du corps modifiant ainsi les contraintes musculosquelettiques de la région cervicobrachiale et des membres supérieurs (Laville, 1985). De plus, afin de réduire le temps de maintien statique de la posture debout, la posture assis-debout est parfois suggérée et quelques rares études ont été réalisées concernant l'essai de sièges assis-debout (Vézina & Courville 1989 ; Vézina, Geoffrion, Lajoie, Chatigny, Messing & Courville,

1995 ; Lajoie 1995 ; Laberge & Vézina 1997). Les facteurs de risque physiologiques et biomécaniques de cette posture sont également très peu connus, et il est difficile, même pour un spécialiste en santé et sécurité au travail, de suivre le courant d'évolution de l'ameublement associé à la posture du travail, plus souvent orienté sur des considérations marketing que fonctionnelles.

L'objectif de cette étude était donc de comparer le maintien de la posture sur différents sièges assis-debout entre eux et aux postures assis et debout sur les facteurs de risque menant au développement d'œdème et de varices. Cette analyse physiologique a été bonifiée par l'analyse des facteurs de risques biomécaniques associés à la posture statique. Par la suite, une évaluation subjective a été effectuée par les sujets afin d'identifier quelles postures statiques sont perçues comme les plus confortables et les moins confortables.

## MATÉRIELS ET MÉTHODES

### CARACTÉRISTIQUES DES SUJETS

Dix femmes âgées entre 30 et 60 ans ayant des varices et 10 femmes entre 30 et 60 ans sans varices ont participé à l'étude. Les caractéristiques anthropométriques des sujets sont présentées au tableau 1.

TABLEAU 1

*Caractéristiques anthropométriques des sujets.*

Anthropometric characteristics of subjects.

Groupe	Âge (an)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
C-0	39 ± 9	162 ± 7	58 ± 11	22 ± 3,3
C-2	53 ± 8	163 ± 6	75 ± 16	28 ± 3,9

Les valeurs présentées sont moyenne ± ÉT. C-0, groupe sans-varice ; C-2, groupe avec varice.

*The values are presented on average ± SD. C-0, group without varicose; C-2, group with varicose.*

Les sujets ont été informés sur le but et le déroulement de l'étude et, par la suite, furent invités à signer le formulaire de consentement. La tranche d'âge entre 30 et 60 ans a été choisie puisqu'elle représente le plus grand nombre de travailleuses et travailleurs ayant des varices au Québec selon le régime d'assurance médicament du Québec (RAMQ 2003). Tous les sujets ont été évalués dans une clinique médicale privée spécialisée en phlébologie. La sévérité de l'atteinte variqueuse a été classée et basée sur la classification CEAP, c'est-à-dire selon les critères cliniques, étiologiques, anatomiques et pathologiques (CEAP). La classe des sujets retenus se situait

au stade C2EpAs1Pr niveau d'investigation L II, c'est-à-dire porteur de varices réticulaires d'origine primaire (sans cause connue), superficielles avec reflux. Les sujets normaux étaient au stade clinique 0 (C0).

#### CARACTÉRISTIQUES DES POSTURES STATIQUES

Six postures statiques furent évaluées où les angles des articulations ont été standardisés à l'aide d'un goniomètre manuel (physio ERP, Montréal, Canada) après ajustement de la hauteur de l'assise par rapport à la taille de l'individu (tableau 2) : deux postures antagonistes (les postures debout et assise) et quatre postures intermédiaires (les postures assis-debout). Les postures assises et debout ont été choisies, car elles représentent les postures types auxquelles les ergonomes sont confrontés, alors que les quatre postures assis-debout représentent les choix alternatifs les plus populaires auprès des ergonomes. Brièvement (voir tableau 2).

TABLEAU 2

*Standardisation de l'angle en degrés des articulations pour les différentes postures statiques*  
 Angle standardisation in degrees of different static postures

Articulation	postures					
	Debout	Base	Bicycle	Bambach	Genoux	Assis
tronc-cuisse	180	150	130	130	130	110
genoux	180	180	130	130	60	110
cheville	90	110	90	90	90	110

La posture debout était maintenue les jambes tendues et la posture assise sur une chaise (Horizon, Montréal, Canada) l'assise horizontale et dossier vertical permettait d'obtenir un angle de 110° au niveau des genoux. Les postures assis-debout (bicycle, bambach et genoux) permettaient dans l'ensemble d'avoir un angle ouvert tronc-cuisse de 130°, sauf pour l'appui de type base où l'angle ouvert tronc-cuisse était de 150°. Avec les postures assis-debout l'angle des genoux a varié de 180° à 60° (voir tableau 2). L'angle au niveau des chevilles a aussi varié de 110° à 90° selon la posture (voir tableau 2). Toutes les postures furent maintenues pieds nus, statiques et sans aucun piétinement à une largeur des hanches avec les bras de chaque côté du tronc.

#### CALCUL DE L'ANGLE DU BASSIN

L'angle absolu du bassin fut calculé à partir d'une image numérique (Sony DCR-PC9, Montréal, Canada) prise dans le plan sagittal de chacun des sujets pour chaque posture à l'aide d'un logiciel d'analyse de la posture (Movement Analysis Tool, Version 1.0, Ottawa, Canada).

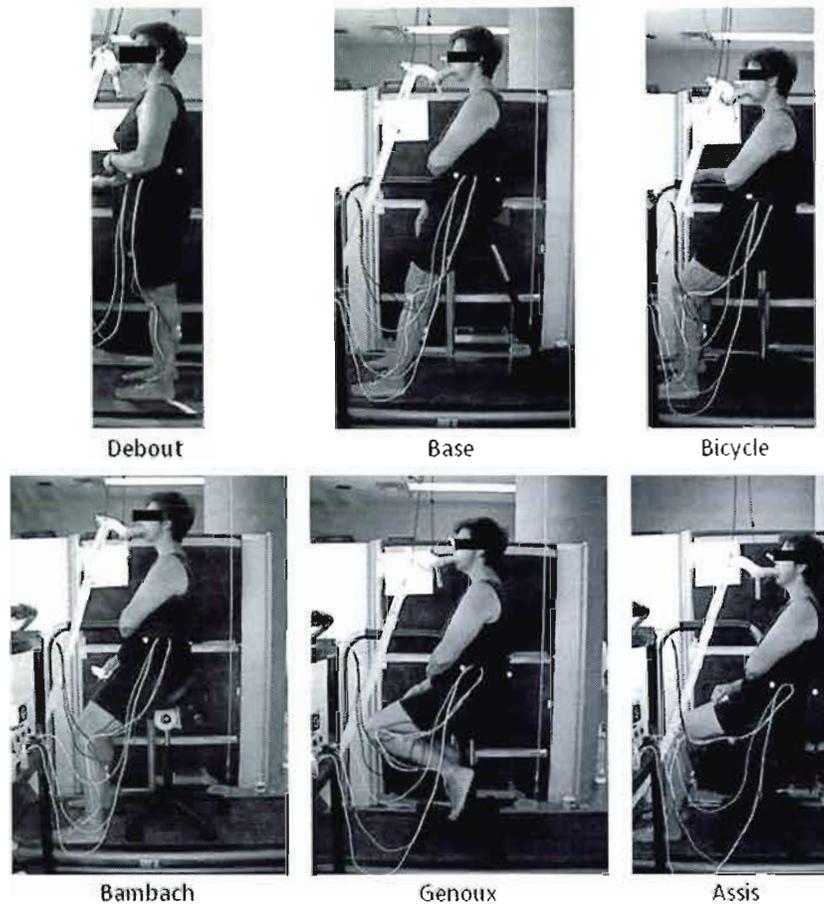


Fig. 1 : Représentation typique des six postures utilisées durant les mesures physiologiques et psychophysiques. Brièvement, de gauche à droite : debout, base (l'assise est ronde comme la forme d'une assiette et fixée à 90 degrés sur la tige qui est inclinable), bicycle (l'assise a la forme d'une large selle de vélo fixé sur une tige à 90 degrés), bambach (assise en forme de selle anglaise de cheval), genoux (assise inclinée avec support au niveau des genoux) et assis (dos appuyé sur le dossier).

Fig. 1 : Representation of the six typical postures adopted during the physiological and psychophysical measurements. Briefly, from left to right, standing, base (the seat is circular similar to a large plate and is normal to the inclinable pole), bicycle (the seat has the form of a large bicycle saddle and is normal to the pole), bambach (the seat is similar to an English horse riding saddle), knee (the seat is inclined with a support at knee level) and sitting (back resting against the back support).

Tel qu'indiqué à la figure 1, une ligne fut tracée entre les deux marqueurs au niveau de crête iliaque antéro-inférieure et postéro-supérieure (ligne pointillée rouge) jusqu'à la ligne verticale déterminée par le fil de

plomb (placé en jaune derrière le sujet). Par la suite, l'angle du bassin est déduit par rapport à l'horizontale.

#### DISTANCE VERTICALE PIED/CŒUR

Dans la première minute de chaque posture, où les pieds étaient au sol, la hauteur du cœur (le pli de l'aisselle) par rapport au sol fut mesurée en prenant la distance verticale à l'aide d'un gallon à mesurer gradué en millimètres. Pour la posture avec le banc à genoux, où les pieds ne touchaient pas le sol, la hauteur du cœur (le pli de l'aisselle) par rapport au bout des orteils fut mesurée.

#### ÉLECTROMYOGRAPHIE

L'EMG fut enregistré à l'aide d'électrodes de surface placées au niveau lombaire (L5-S1). Cette région lombaire fut choisie, car elle représente l'activité musculaire des érecteurs lors du maintien d'une posture statique (Bennet, Gillis, Portney, Romanovm & Sanchez, 1989). Au niveau des membres inférieurs, les muscles jumeaux ou gastrocnémiens (nouvelle nomenclature en phlébologie tirée de l'appellation latine) ont été sélectionnés pour leur implication dans le mécanisme de la posture et particulièrement pour leur action de pompe veineuse au niveau du membre inférieur qui est définie par l'intensité et la fréquence de contraction (Arnoldi & Linderholm, 1966). Les signaux EMG saisis par les électrodes de surface furent captés à l'aide d'amplificateurs biologiques (ME3000P, Mega Electronics Ltd, Ontario, Canada). La fréquence d'échantillonnage des signaux était de 2000 Hz et les valeurs moyennes brutes pour chaque posture furent conservées.

#### TEMPÉRATURE, PERFUSION ET PRESSION PARTIELLE TRANSCUTANÉE (TCP) D'O<sub>2</sub> ET DE CO<sub>2</sub> AU NIVEAU DU PIED

Le débit sanguin sous-cutané fut mesuré à l'aide d'un doppler laser (Perimed, modèle. PF5020LDPM unit, Stockholm, Suède). Cette sonde (Perimed, modèle. PF450, Stockholm, Suède) fut placée sur la peau du pied sous la malléole interne. La sonde intègre à la fois une mesure de perfusion sanguine sous-cutanée et une mesure de la température cutanée. Afin d'évaluer la pression partielle de l'O<sub>2</sub> et du CO<sub>2</sub> (TcPO<sub>2</sub> et TcPCO<sub>2</sub> respectivement) de la microcirculation sous-cutanée, une seconde sonde (Perimed, modèle. E5280, Stockholm, Suède) fut placée sur la partie la plus charnue du dessus du pied en ligne avec le gros orteil. Toutes les sondes furent branchées à l'unité d'amplification (Perimed, modèle. PF5040, Stockholm, Suède) afin d'obtenir les mesures de débit sanguin (perfusion units), de température (°C) et de TcPO<sub>2</sub> et de TcPCO<sub>2</sub> (mmHg).

#### MESURE DU VOLUME DU PIED ET DE LA CHEVILLE

Un pléthysmographe à eau a été utilisé afin de mesurer le volume du pied et de la cheville selon la méthode de Winkel (1985). Le volume du pied a été mesuré comme mesure de référence (pré) dix minutes avant de débiter l'expérimentation. Par la suite, la mesure fut prise immédiatement après le maintien de chaque posture, en effectuant un seul pas vers le pléthysmographe, avec un minimum de dynamisme afin de ne pas fausser les données (œdème du pied).

#### FRÉQUENCE CARDIAQUE

Un cardiofréquencemètre (polar XTrainer plus) fut utilisé afin d'acquérir une valeur de FC moyenne toutes les quinze secondes. Les données furent par la suite transférées à un ordinateur à l'aide d'un l'interface (Polar Advantage). Les données furent traitées à l'aide d'un logiciel (Précision performance™ Polar pour Windows® version2) et la fréquence cardiaque moyenne (habituellement sur 2 min), lors de l'état stable le plus prêt de la fin du maintien de chaque posture, a été conservée en battement par minute pour analyse.

#### DÉPENSE ÉNERGÉTIQUE

La consommation d'oxygène par calorimétrie indirecte des sujets a été enregistrée de façon continue durant toute l'expérimentation, au moyen d'un système d'analyse des gaz à circuit ouvert (Ametek, Pittsburgh, États-Unis). Les données furent transférées à un ordinateur pour traitement puis moyennées à chaque minute. La moyenne des données du CO<sub>2</sub> produit (VCO<sub>2</sub>) et l'oxygène consommé (VO<sub>2</sub>) lors de l'état stable le plus prêt de la fin du maintien de chaque posture (les deux dernières minutes du maintien) a été conservé en millilitres par kilogramme par minute pour analyse.

#### CONFORT PHYSIQUE

Le confort au niveau lombaire, fessiers et de la face plantaire des pieds dessous les pieds, de même que la sensation d'œdème et d'engourdissement au niveau du pied furent évalués immédiatement après le maintien de chaque posture selon la méthode de Huskinsson, (1974), brièvement, une barre verticale « I » fut tracée par le sujet sur une ligne horizontale marquée d'une longueur de 100 mm, où il était indiqué : absolument pas confortable à l'extrême gauche et très confortable à l'extrême droite de la ligne. De plus, au niveau des pieds, il a été demandé aux sujets qu'elles étaient leurs perceptions entre très enflé et pas du tout enflé, très engourdie et pas du tout engourdie, très mauvaise circulation sanguine et très bonne circulation sanguine. La distance entre l'extrémité gauche de la ligne et la marque verticale placée par le sujet a été transposée en millimètres et a

servi d'indice de perception. Afin que les sujets puissent oublier le niveau de confort/inconfort attribué à la posture précédente, une marche de 5 min sur tapis roulant à une vitesse de 3,5 km/h fut effectuée (voir détail plus bas, section déroulement).

#### DÉTERMINATION DES PROSTAGLANDINES (PGF<sub>2</sub><sub>ALPHA</sub>)

À la fin de chaque période du maintien d'une posture statique, un échantillon d'urine a été recueilli (figure 12), aliquoté dans des tubes de 1,5 ml et congelé à -80 °C pour la détermination ultérieure des prostaglandines (PGF<sub>2</sub><sub>alpha</sub>). Les concentrations de PGF<sub>2</sub><sub>alpha</sub> furent déterminées à partir d'une trousse ELISA selon les directives données par le fournisseur (RnD Système Inc, Minneapolis, États-Unis).

#### PROCÉDURE EXPÉRIMENTALE

##### *Alternance des postures*

Afin d'éviter l'effet d'une posture sur une autre, les postures ont été alternées de façon semi-aléatoire afin que toutes les postures soient à tour de rôle subséquentes et précédentes les unes des autres (voir tableau 3).

TABLEAU 3

*Alternance des six postures, afin d'éviter l'effet d'une posture sur une autre.*

Rotation of postures to avoid the effect of a posture on the subsequent posture.

Alternance	1 <sup>er</sup> posture	2 <sup>e</sup> posture	3 <sup>e</sup> posture	4 <sup>e</sup> posture	5 <sup>e</sup> posture	6 <sup>e</sup> posture
A	Debout	Base	Bicycle	Bambach	Genoux	Assis
B	Genoux	Debout	Bambach	Bicycle	Assis	Base
C	Bambach	Genoux	Debout	Assis	Base	Bicycle
D	Bicycle	Base	Assis	Debout	Genoux	Bambach
E	Base	Assis	Bicycle	Bambach	Debout	Genoux
F	Assis	Genoux	Bambach	Bicycle	Base	Debout

Avant chaque posture, les sujets ont marché durant cinq minutes sur un tapis roulant à une vitesse de 3,5 km/h afin d'optimiser le retour veineux. Une période de marche de 5 min fut établie à partir de l'étude pilote où il fut observé que les paramètres physiologiques (mentionnées plus haut) s'étaient rétablis après une minute de marche. Donc, la période de 1 min fut multipliée par 5 (5 fois la constante de temps) pour obtenir un plateau des paramètres physiologiques. À la suite de la marche sur le tapis roulant à 3,5 km/h, chaque posture fut conservée en statique durant 20 min. La durée de 20 min pour le maintien de la posture statique fut

établie à partir des études pilotes où il fut observé qu'une stabilisation des paramètres physiologiques, mentionnés plus haut, se produisait à 6 min (données non montrées). Donc, la constante de temps pour atteindre la stabilisation fut multipliée par 3 ( $3 \times 6$  min) donnant 18 min et arrondi à 20 min.

#### Analyses statistiques

Toutes les analyses statistiques furent effectuées à l'aide de SPSS (ver. 10.5). En premier lieu une analyse descriptive fut effectuée afin de présenter les données par des valeurs moyennes et écarts-types. Par la suite, une analyse de la variance en plan factoriel, avec varices (C-2) et sans varice (C-0) (groupes indépendants) par six types de posture (mesures répétées), a été utilisée. Lors de différences significatives, un test post hoc Newman-Keuls a été utilisé pour comparer les moyennes deux à deux. Les différences ont été considérées statistiquement significatives lorsque l'erreur de type I ( $\alpha$ ) était inférieure à 0,05 (*i.e.*,  $p \leq 0,05$ ).

## RÉSULTATS

Les valeurs sont présentées en tant que valeurs moyennes  $\pm$  écarts-types pour chaque variable dépendante mesurée. Il n'y avait aucune différence significative entre le groupe avec varices (C-2) et le groupe sans varice (C-0) pour toutes les variables mesurées. Les résultats présentés ci-dessous indiquent les différences significatives pour les variables biomécaniques, physiologiques et psychophysiques selon les postures.

### BIOMÉCANIQUE

La figure 2 (voir figure ci-après) présente l'activité musculaire de l'érecteur gauche et du mollet gauche en lien avec les angles du bassin et les angles de standardisation des articulations lors du maintien des différentes postures.

Tel qu'illustré à la figure 2A, l'angle du bassin a varié significativement entre une antéversion et postéversion selon la posture (voir encadré). Les encadrés regroupent les valeurs non significativement différentes. La figure 2C présente pour chaque condition expérimentable les angles contrôlés des articulations de la cheville ( $\bullet$ ), genoux ( $\circ$ ), tronc/cuisse ( $\blacktriangledown$ ) et la somme des Angles ( $\triangle$ ). Au niveau des angles de la cheville, aucune différence significative ne fut notée lors du maintien des diverses postures. L'angle tronc/cuisse est significativement ( $p < 0,05$ ) plus aigu lors de la posture assise ( $110 \pm 5^\circ$ ) que lors de debout ( $180 \pm 5^\circ$ ). Toutefois, il n'y a pas de différence significative de l'angle tronc/cuisse entre l'utilisation du banc assis-debout de type base ( $150 \pm 5^\circ$ ), et les autres bancs assis-debout de type bambach, genoux et bicycle ( $130 \pm 5^\circ$ ). Les genoux sont en extension ( $180 \pm 5^\circ$ ) lors de la posture debout et lors de l'utilisation du banc assis-debout

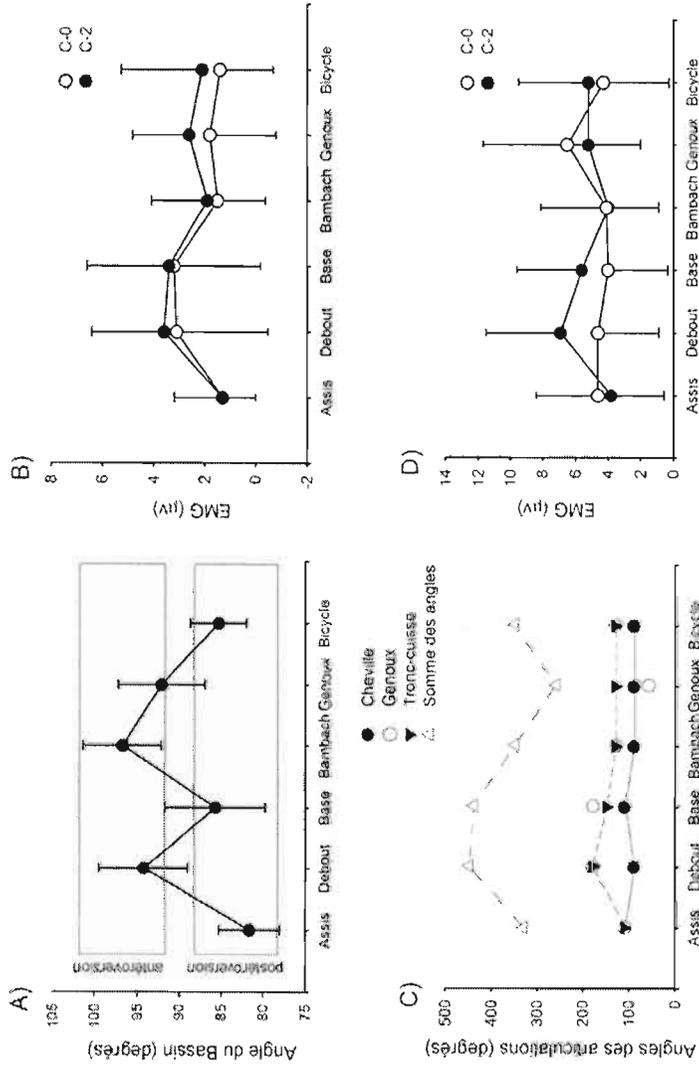


Fig. 2 – Aspects biomécaniques par rapport aux six différentes postures étudiées (voir légende Figure 1). A) Angle du bassin par rapport à la verticale ; B) Sollicitations des muscles jumeaux des mollets (microvolts) pour les deux groupes ; sans varice (C-0) et avec varice (C-2) (voir tableau 1) ; C) Angles des articulations au niveau de la cheville, genoux, tronc-cuisse, ainsi que la somme des angles ; D) Sollicitation des érecteurs du rachis niveau L5-S1 (microvolts). Les encadrés regroupent les postures qui ne sont pas significativement différentes. Tandis que les deux groupes d'encadré indiquent les postures ayant des angles de bassins significativement différents ( $p < 0,01$ ).

Fig. 2 – Biomechanical aspects relative to the six different postures studied (see Figure 1 legend). A) Pelvis angle relative to the vertical drop line; B) Calf (gastrocnemius) activation (microvolts) for both groups without (C-0) and with (C-2) varicose veins (see table 1);

C) Joint angle at the ankle, knees, trunk-thigh, and the sum of all joint angles; D) Lumbar erector spinae (level L5-S1) activation (microvolt).

The boxes group all postures that are not significantly different ( $p < 0.1$ ).

de type base. En revanche, l'utilisation des bancs assis-debout de type bicycle et bambach ( $130 \pm 5^\circ$ ) présentent un angle plus fermé des genoux qui n'est pas significativement différent que lors des postures debout et base. Les angles de  $60^\circ$  et  $110^\circ$  observés pour la posture genoux et assis, respectivement, étaient tous deux significativement différents ( $p < 0,05$ ) des autres postures sans toutefois démontrer une différence significative entre genoux et assise. Les figures 2B et 2D, illustrent l'activité musculaire du jumeau gauche et de l'érecteur gauche, respectivement, obtenu par EMG de surface pour chacun des groupes C0 et C2 par rapport à chaque posture. Il n'y avait aucune différence significative de l'activité EMG par rapport aux deux groupes et aux postures.

#### HÉMODYNAMIQUE

La figure 3 (voir figure ci-après) présente la fréquence cardiaque et la consommation d'oxygène en lien avec la distance pieds/cœur par rapport aux différentes postures.

Tel qu'illustré à la figure 3A, la distance verticale pied/cœur lors de l'utilisation des bancs assis-debout de type base, bambach, genoux, bicycle se situe entre la posture debout qui est la plus élevée et la posture assise qui est la plus faible. La figure 3B présente les fréquences cardiaques lors de l'utilisation des diverses postures. Aucune différence significative ne fut décelée par rapport aux deux groupes. En revanche, des différences significatives furent notées par rapport aux postures. On observe que la fréquence cardiaque durant la posture assise est similaire (différence non significative) à la posture genoux mais significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus basse que debout et lors de l'utilisation des bancs assis-debout de type base, bambach, genoux et bicycle. Les fréquences cardiaques lors du maintien de la posture debout sont similaires (non significatif) à l'utilisation du banc assis-debout de type base et bicycle mais plus significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus haute que lors du maintien de la posture assise ainsi que lors de l'utilisation des bancs de type bambach ( $p \leq 0,05$ ) et genoux. En comparant les fréquences cardiaques lors de l'utilisation des divers bancs assis-debout, on observe que le banc de type genoux procure des fréquences cardiaques significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus basse que toutes les autres types de bancs assis debout (base, bambach et bicycle). La figure 3C illustre la  $VO_2$  par rapport aux différentes postures pour les deux groupes C0 et C2. Bien qu'aucune différence significative ne soit notée entre les postures, on observe une légère augmentation de la  $VO_2$  pour la posture debout comparée aux autres postures.

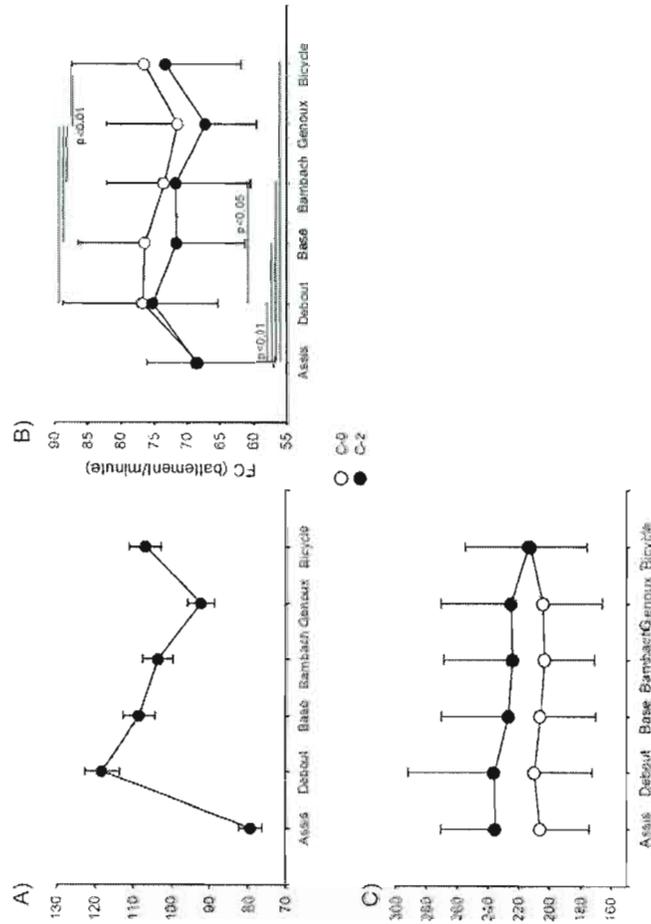


Fig. 3 – Aspects hémodynamiques par rapport aux six différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes ; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir tableau 1). A) Distance verticale pieds-cœur en centimètre ; B) Fréquences cardiaques (FC) ; C) Consommation du volume d'O<sub>2</sub> en ml/min. Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives ( $p < 0,05$  et  $p < 0,01$ ) entre les différentes postures.

Fig. 3 – Haemodynamic aspects relative to the 6 different postures studied (see figure 1 legend) for both groups without (C-0) and with (C-2) varicose veins (see table 1). A) Vertical distance of foot-heart in centimetres; B) Heart rate (FC); C) Energy consumption of O<sub>2</sub> in ml/min. There are no significant differences between groups (C-0 and C-2), however, the horizontal lines represent the postures that are significantly different ( $p < 0.05$  and  $p < 0.01$ ) to one another.

TABLEAU 4

Comparaison des postures (assis, debout, base, bambach, genoux, bicycle) sur les différentes variables physiologiques mesurées.

Comparison of static postures (sit, stand, base, bambach, knees, bicycle) on different physiological variables.

	Assis	Debout	Base	Bambach	Genoux	Bicycle
Assis	-	P-FC-O <sub>2</sub> - CO <sub>2</sub> -O <sub>2</sub> / CO <sub>2</sub> -T <sup>0</sup>	P-FC-O <sub>2</sub> - CO <sub>2</sub> -O <sub>2</sub> / CO <sub>2</sub> -T <sup>0</sup>	P-FC-O <sub>2</sub> - CO <sub>2</sub> -O <sub>2</sub> / CO <sub>2</sub> -T <sup>0</sup>	O <sub>2</sub> -CO <sub>2</sub> -O <sub>2</sub> / CO <sub>2</sub> -T <sup>0</sup>	P-FC-O <sub>2</sub> - CO <sub>2</sub> -O <sub>2</sub> / CO <sub>2</sub> -T <sup>0</sup>
Debout	-	-	CO <sub>2</sub> -O <sub>2</sub> / CO <sub>2</sub>	* FC-T <sup>0</sup>	P-FC-*T <sup>0</sup>	T <sup>0</sup>
Base	-	-	-	-	P-FC	-
Bambach	-	-	-	-	P-FC	-
Genoux	-	-	-	-	-	P-FC
Bicycle	-	-	-	-	-	-

Différences significatives :  $p \leq 0,01$  (sans étoile) et à  $p \leq 0,05$  (\*). Variables physiologiques mesurées : le volume de consommation d'oxygène (VO<sub>2</sub>), l'EMG jumeaux (EMG), Les fréquences cardiaques (FC), la perfusion (P), la valeur transcutanée au niveau du pied d'O<sub>2</sub> (O<sub>2</sub>), de CO<sub>2</sub> (CO<sub>2</sub>), le ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> (O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>), la température (T<sup>0</sup>), le volume du pied (vol).

Significantly difference:  $p \leq 0.01$  (without start) and at  $p \leq 0.05$  (with start \*). Measure for physiological variables: Energy consumption (VO<sub>2</sub>), l'EMG of gastronemius (EMG), Heart rate (HR), transcutaneous perfusion foot (P), transcutaneous foot O<sub>2</sub> (O<sub>2</sub>), transcutaneous foot CO<sub>2</sub> (CO<sub>2</sub>), ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> (O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>), transcutaneous foot temperature (T<sup>0</sup>), foot volume with water pletysmography (vol).

#### PERFUSION

Le Tableau 4 présente toutes les différences physiologiques significatives (\*  $p < 0,05$  et sans astérisques  $p < 0,01$ ) observées entre les postures l'une à l'autre. On remarque que toutes les postures par rapport à la posture assise, une diminution de la perfusion (P), d'O<sub>2</sub>, du CO<sub>2</sub> et du ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> transcutanée, ainsi que la température (T<sup>0</sup>) du pied, et une augmentation de la fréquence cardiaque (FC), à l'exception des variables de perfusion et de fréquences cardiaques pour le banc à genoux. Toutefois, par rapport à la posture debout, la posture assis-debout de type base provoque une augmentation des valeurs transcutanées de CO<sub>2</sub> et du ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>. La bambach démontre comparativement à la posture de debout une baisse des fréquences cardiaques et une augmentation de la température du pied. La posture à genoux démontre par rapport à la posture debout une augmentation de la perfusion et de la température du pied et une diminution de la fréquence cardiaque. La posture banc-bicycle cause seulement une augmentation de la température du pied par rapport à la posture debout. On remarque que le banc à genoux comparativement aux autres bancs assis-debout (base, bambach, bicycle) cause une perfusion accrue significative ( $p < 0,01$ ) et une diminution significative de la fréquence cardiaque ( $p < 0,01$ ).

La figure 4 (voir figure ci-après) présente la perfusion en lien avec les valeurs d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> transcutanée au niveau du pied par rapport aux différentes postures. La vitesse de perfusion relative est exprimée en unité de perfusion (p.u.).

Tel qu'illustré à la figure 4A, la perfusion est similaire entre la posture assise et la posture genoux et significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus élevée que toutes les autres postures. La perfusion est similaire entre la posture debout et l'utilisation des bancs assis-debout de type base, bambach, bicycle. Parmi les postures assis-debout, on observe une perfusion similaire entre l'utilisation des bancs de type base, bambach et bicycle. Toutefois, l'utilisation du banc assis-debout de type genoux procure une perfusion significativement plus élevée ( $p \leq 0,01$ ) que l'utilisation des bancs assis-debout de type base, bambach, et bicycle. Les figures 4B, 4C, 4D présentent les valeurs d'O<sub>2</sub>, de CO<sub>2</sub> ainsi que le ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> au niveau du pied, lors de l'utilisation des diverses postures. On observe une augmentation significative ( $p \leq 0,01$ ) pour les valeurs d'O<sub>2</sub>, de CO<sub>2</sub> ainsi que du ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> lors de l'utilisation de la posture assise par rapport à toutes les autres postures. Toutefois, on observe des valeurs de CO<sub>2</sub> et un ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus basses lors de la posture debout que lors de l'utilisation du banc assis-debout de type base.

#### ŒDÈME

La figure 5 (voir figure page 46) regroupe les paramètres en lien avec l'œdème développé durant le maintien des différentes postures.

On observe dans les figures 5A et 5B aucune différence significative des valeurs d'œdème et de prostaglandines (PGF2<sub>alpha</sub>) lors du maintien des différentes postures statiques. La figure 5C illustre la température cutanée du pied lors du maintien des différentes postures. La température cutanée du pied est similaire entre l'utilisation de la posture assise et l'utilisation du banc assis-debout de type genoux, mais significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus élevée que toutes les autres postures. La posture debout procure une température cutanée du pied similaire à l'utilisation du banc de type base, mais significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus basse que lors de l'utilisation des bancs de type bambach, genoux et bicycle.

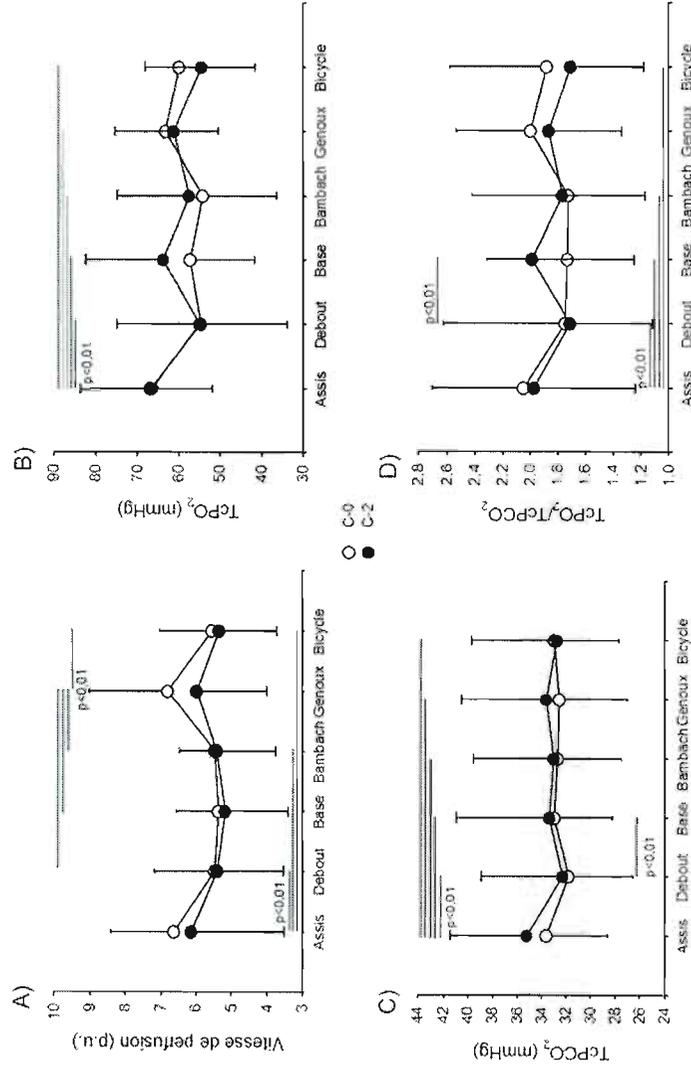


Fig. 4 – Aspects de perfusion sanguine des membres inférieurs au niveau sous-citane du pied par rapport aux six différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes ; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Vitesse de perfusion (p.u., perfusion units) des erythrocytes ; B) Valeurs d'O<sub>2</sub> (mm Hg) ; C) Valeurs de CO<sub>2</sub> (mm Hg) ; D) Ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>. Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives (p < 0,05 et p < 0,01) entre les différentes postures.

Fig. 4 – Transcutaneous blood perfusion aspects of the lower limbs at the level of the foot relative to the six different postures studied (see figure 1 legend) for both groups without (C-0) and with (C-2) varicose veins (see table 1). A) Transcutaneous erythrocyte velocity (p.u., perfusion units); B) Transcutaneous O<sub>2</sub> (mm Hg); C) Transcutaneous CO<sub>2</sub> (mm Hg); D) O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> ratio. There are no significant differences between groups (C-0 and C-2), however, the horizontal lines represent the postures that are significantly different (p < .05 and p < .01) to one another.

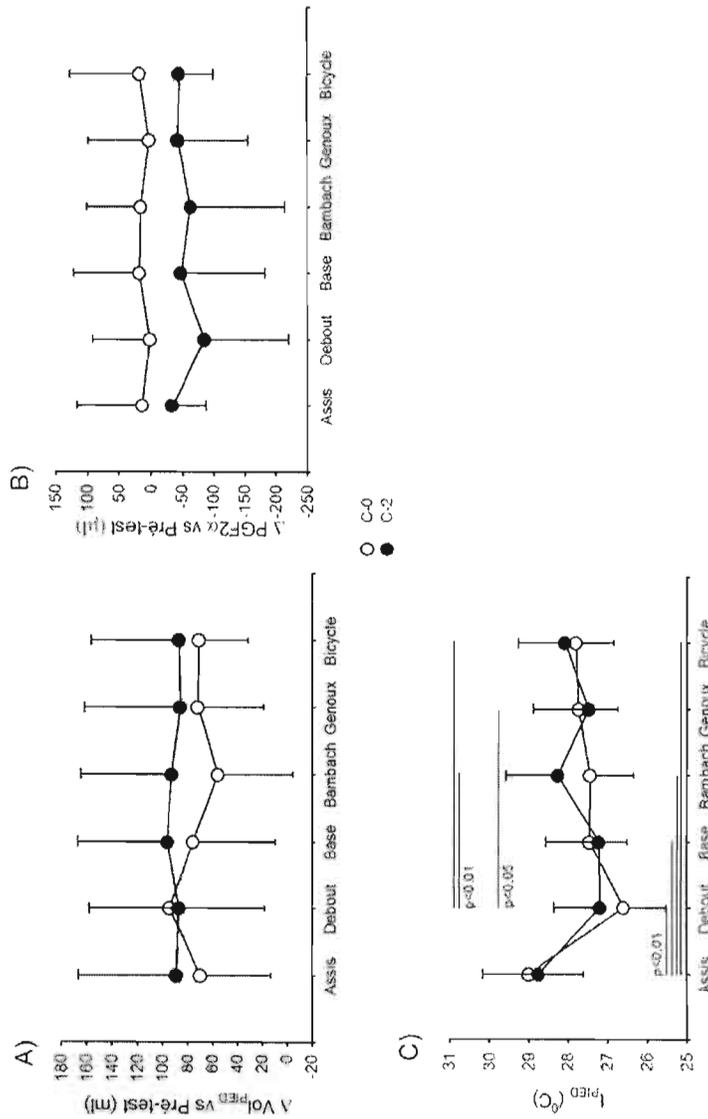


Fig. 5 – Différents facteurs physiologiques associés à l'œdème par rapport aux six différentes postures étudiées (voir légende figure 1) pour les deux groupes ; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir tableau 1). A) Quantité d'eau déplacée en ml représentant le volume du pied ( $\Delta \text{Vol}_{\text{PIED}}$ ) par rapport à la valeur prétest (voir méthode) ; B) Différences de la quantité de PGF2 $\alpha$  urinaire par rapport au prétest ; C) Température du pied ( $T_{\text{PIED}}$ ) en degrés Celsius. Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives ( $p < 0,05$  et  $p < 0,01$ ) entre les différentes postures.

Fig. 5 – Various physiological factors associated with oedema relative to the six different postures studied (see figure 1 legend) for both groups without (C-0) and with (C-2) varicose veins (see table 1). A) Difference of foot volume (water pletysmography) relative to pre-test (see methods) B) Differences in urinary concentration of PGF2 $\alpha$  relative to pre-test; C) Foot temperature in degrees Celsius. There are no significant differences between groups (C-0 and C-2), however, the horizontal lines represent the postures that are significantly different ( $p < .05$  and  $p < .01$ ) to one another.

## VARIABLES PSYCHOPHYSIQUES

*Perception physiologique*

La figure 6 (voir figure ci-après) présente la perception de la circulation sanguine, de l'œdème et de l'engourdissement au niveau du pied lors du maintien des différentes postures. L'échelle sur l'ordonnée pour chacun des graphiques (A à C) est de 0 associé à une sensation très inconfortable allant jusqu'à 100 équivalent une sensation très confortable.

Tel qu'illustré à la figure 6A, la posture assise procure la perception d'une meilleure ( $p \leq 0,01$ ) circulation sanguine au niveau du pied comparativement à toutes les autres postures (debout, base, bambach, genoux, bicycle) et que la posture debout procure la perception d'une mauvaise ( $p \leq 0,01$ ) circulation sanguine au niveau du pied comparativement aux postures assise, base, bambach et genoux. La posture bicycle procure la perception d'une mauvaise ( $p \leq 0,01$ ) circulation sanguine au niveau du pied comparativement aux postures assis, genoux, bambach et base. La figure 6B présente les valeurs de perception de l'œdème du pied lors du maintien des différentes postures. On observe que la posture assise procure la perception du pied significativement ( $p \leq 0,01$ ) moins enflé que toutes les autres postures (debout, base, bambach, genoux, bicycle). La posture debout procure une perception d'œdème du pied similaire à la posture base, et significativement plus enflé ( $p \leq 0,01$ ) que les postures assise, bambach, genoux et bicycle. La figure 6C, démontre que la posture assise procure une sensation du pied significativement ( $p \leq 0,01$ ) moins engourdie que toutes les autres postures. La posture debout procure une perception d'œdème du pied similaire à la posture base et significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus enflé que les postures assise, bambach, genoux et bicycle.

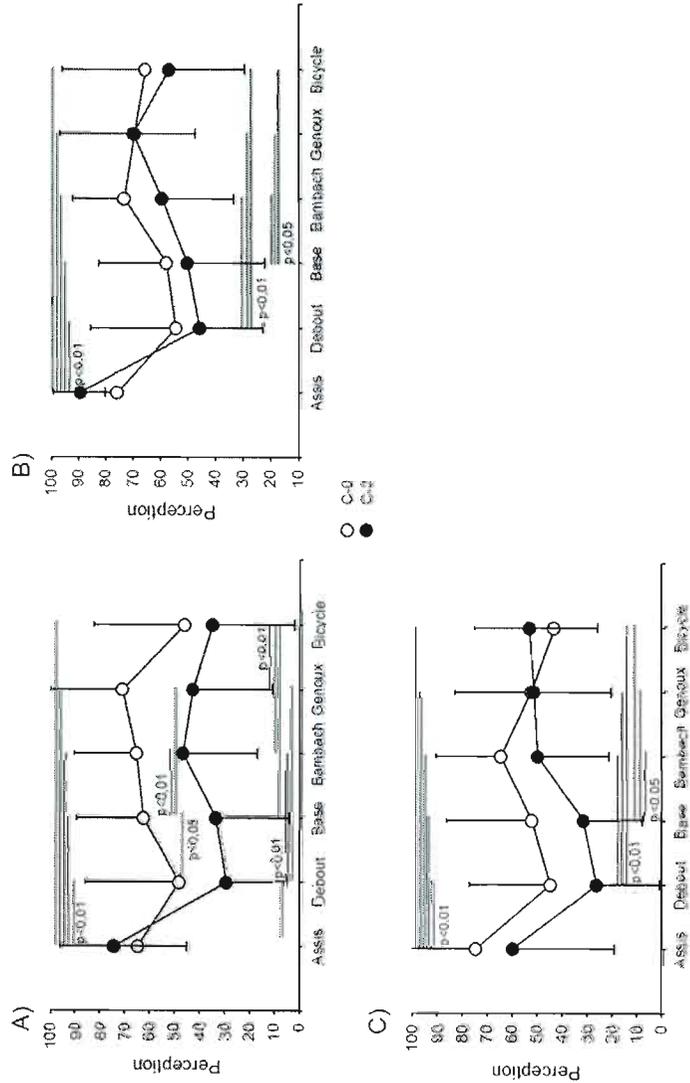


Fig. 6 – Perception (voir méthode) associée aux variables physiologiques par rapport aux six différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes ; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Valeurs de perception de la perfusion (0 = sensation très mauvaise circulation et 100 = très bonne circulation) ; B) Valeurs de perception de l'œdème (0 = sensation très enflée et 100 = pas du tout enflée) ; C) Valeurs de perception de l'engourdissement (0 = sensation très engourdie et 100 = pas du tout engourdie). Aucune différence significative entre les deux groupes (C-0 et C-2). Cependant, les traits horizontaux représentent les différences significatives ( $p < 0,05$  et  $p < 0,01$ ) entre les différentes postures.

Fig. 6 – Perception (see methods) associated to physiological variables relative to the six different postures studied (see Figure 1 legend) for both groups without (C-0) and with (C-2) varicose veins (see Table 1). A) Perception of blood perfusion (0 = very bad blood circulation and 100 = very good blood circulation); B) Perception of swelling (0 = very swollen and 100 = not swollen); C) Perception of numbness (0 = very numbness and 100 = no numbness). There are no significant differences between groups (C-0 and C-2), however, the horizontal lines represent the postures that are significantly different ( $p < 0.05$  and  $p < 0.01$ ) to one another.

## PERCEPTION BIOMÉCANIQUE

La figure 7 (voir figure ci-après) présente la perception de confort sous les pieds, au niveau des fessiers puis lombaire lors du maintien des différentes postures. L'échelle sur l'ordonnée pour chacun des graphiques (A à C) est de 0 associé à une sensation très inconfortable allant jusqu'à 100 mm équivalent à une sensation très confortable.

Tel qu'illustré à la figure 7A, la perception de confort au niveau des pieds est similaire pour les postures assis, bambach et genoux et significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus confortable que les postures debout, base, bicycle dont on observe un niveau d'inconfort similaire. La figure 7B présente la perception de confort au niveau des fessiers. On observe que les postures assis, debout et genoux procurent une perception de confort similaire et significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus élevé que les postures base, bambach et bicycle dont on note un niveau d'inconfort similaire. La figure 7C illustre la perception de confort au niveau lombaire. On observe que les postures assis, bambach, genoux et bicycle procurent une perception de confort similaire et significativement ( $p \leq 0,01$ ) plus élevé que les postures debout et base dont un niveau d'inconfort similaire est perçu.

## DISCUSSION

L'observation principale de cette étude est que le maintien de divers type de posture a des conséquences significatives sur une variété de paramètres biomécaniques et physiologiques circulatoires. La posture assise et la posture debout comportent des avantages et des inconvénients physiologiques et biomécaniques. Toutefois, la posture assis-debout offre un éventail d'avantages et d'inconvénients qui ne sont pas toujours retrouvés entre les deux extrêmes qui sont la posture assise et la posture debout.

## POSTURE DEBOUT ET VARICE

Lors de la posture debout, le sang est entraîné vers les pieds par la gravité ce qui augmente la pression hydrostatique et surtout en position immobile à cause de l'inactivité de la pompe musculaire (Van Cleef, Griton, Cloarec, Moppert, Ribeau, (1990) ; Claeys, Thiery & Uytterhaegen 1993, Van der Stricht & Staelens, (1994). Ceci provoque la dilatation des parois veineuses, menant possiblement au développement de varices pouvant surcharger le réseau veineux profond et augmenter le flux interstitiel au travers de la paroi des veines causant un œdème. Cependant, dans notre étude, le groupe avec varices (C-2) ne présente aucune différence significative pour toutes les variables mesurées par rapport au groupe sans varice (C-0). On se serait attendu, selon le modèle de Michiels, Arnould & Remacle (2000), à déceler des différences au niveau de certaines variables physiologiques (ex.,  $TcPO_2$  et  $TcPCO_2$ ) entre les deux groupes (C-0 et C-2). Brièvement, le modèle de Michiels, Arnould & Remacle (2000), stipule que plusieurs

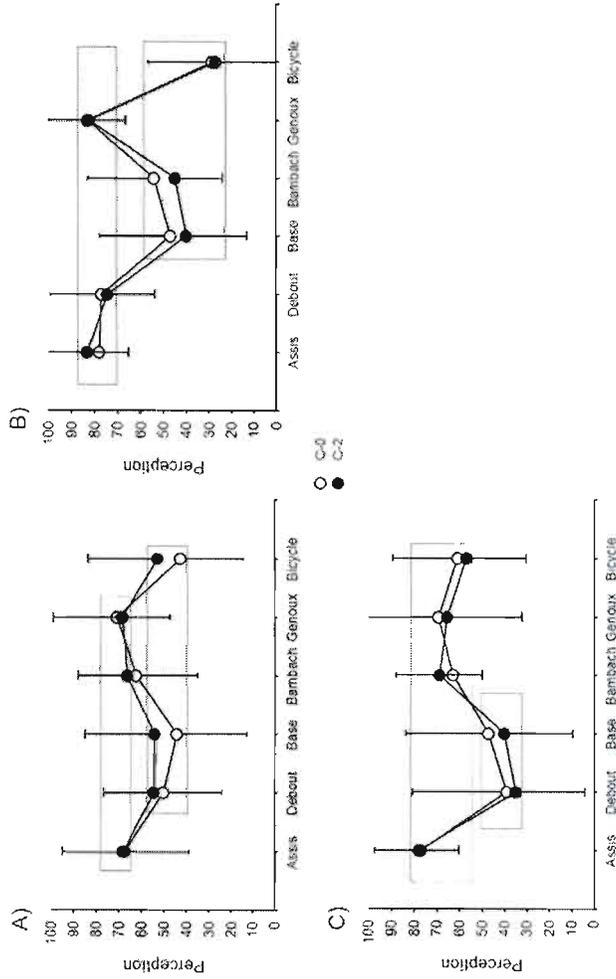


Fig. 7 – Perception (voir méthode) associée aux variables biomécaniques par rapport aux six différentes postures étudiées (voir légende Figure 1) pour les deux groupes ; sans varice (C-0) et avec varices (C-2) (voir Tableau 1). A) Perception de confort lombaire (0 = très inconfortable et 100 = très confortable) ; B) Perception de confort des fessiers (0 = très inconfortable et 100 = très confortable) ; C) Perception de confort sous les pieds (0 = très inconfortable et 100 = très confortable). Les encadrés regroupent les postures qui ne sont pas significativement différentes ( $p < 0,01$ ) différentes. Tandis que les deux groupes d'encadré indiquent les postures ayant des angles de bassins significativement différents ( $p < 0,01$ ).

Fig. 7 – Perception (see methods) associated to biomechanical variables relative to the six different postures studied (see Figure 1 legend) for both groups without (C-0) and with (C-2) varicose veins (see Table 1). A) Perception of lumbar comfort (0 = very uncomfortable and 100 = very comfortable); B) Perception of buttocks comfort (0 = very uncomfortable and 100 = very comfortable); C) Perception under the foot (0 = very uncomfortable and 100 = very comfortable). The boxes group all postures that are not significantly different ( $p < 0.01$ ).

facteurs métaboliques mènent à l'épaississement de la mince couche de tissu musculaire lisse des parois veineuses. Ceci inhibe le contrôle nerveux et hormonal et cause une diminution des aspects contractiles et élastiques de la paroi veineuse. La veine se dilatant, les valvules s'écartent, leurs rebords ne peuvent plus se rejoindre et elles perdent leur fonction de valves antiretour. Une valvule incontinente entraîne un reflux qui dilate les parois veineuses et favorise l'altération d'autres valvules sous-jacentes. Néanmoins, selon nos résultats, le maintien d'une posture statique durant vingt minutes, alternée avec une posture dynamique (cinq minutes de marche), ne semble pas représenter une situation à risque plus élevé de créer des varices chez le groupe sans varices (C-0) que d'augmenter la varicosité chez le groupe avec varices (C-2). À notre connaissance, nous n'avons pas trouvé dans la littérature d'autres études similaires à la nôtre, mais il serait intéressant d'observer dans d'autres études subséquentes les effets à long terme (une journée complète) d'une posture debout.

#### BIOMÉCANIQUE

Nous avons observé dans notre étude actuelle que la posture « assise » semble contenir des désavantages biomécaniques majeurs, en affaissant la courbure lombaire. Malgré que nous n'ayons pas mesuré la pression intra discale de la région lombaire, nous avons observé un angle de bassin fermé (voir fig. 2A) qui pourrait causer une force de compression élevée au niveau de la région antérieure des vertèbres lombaires. En fait, plusieurs auteurs ont démontré qu'une force de compression élevée se produisait au niveau lombaire chez des sujets dont le bassin était positionné en antéversion (Nachemson, 1966 ; Anderson, 1986 ; Lord, Small, Dinsay, & Watkins, 1997). Dans le même ordre d'idée, Anderson, Ötengren, Nachemson, Elfström & Broman, (1975) et Adam et al., (1985) ont même défini la lordose comme étant inversement proportionnelle à la compression intradiscale. À cet effet, il semble qu'une compression intradiscale augmentée pourrait avoir des conséquences dégénératives à long terme. De plus, une tension maintenue à cet endroit empêche le pompage des tissus avoisinants que produit le mouvement des disques et provoque un manque de circulation des nutriments aux disques intervertébraux ainsi qu'une dégénérescence des structures si maintenue chroniquement (Drury & Coury 1982 ; Bernard, 1991). À l'inverse, la posture debout semble comporter des avantages biomécaniques en favorisant une antéversion optimale du bassin, ce qui procurerait, selon les travaux d'Anderson & Ötengren (1974), une force de compression minimale au niveau lombaire.

Les postures assis-debout utilisées dans notre étude (base bicycle, bambach et genoux) causent un pivotement du bassin situé entre les extrêmes d'antéversion et de rétroversion. Par exemple, tout comme dans l'étude de Bennet & Stock (1989), l'inclinaison de l'assise vers l'avant créée lors de l'utilisation du banc genoux semble favoriser le pivot du bassin en antéversion (92 degrés), près de celle de la posture debout (93 degrés). De même, l'étude de Eklund & Corlett (1987) indique que

l'angle du bassin est davantage régi par l'angle tronc/cuisse que par l'angle des genoux et nos résultats indiquent que l'angle du bassin est également relié à l'inclinaison de l'assise.

#### HÉMODYNAMIE (DÉPENSE ÉNERGÉTIQUE, DELTA PIEDS/CŒUR, FC, $VO_2$ )

La distance verticale cœur pied qui représente la colonne hydrostatique (Fig. 3A) ne semble pas avoir influencé la consommation d' $O_2$  (Fig. 3C) par rapport aux différentes postures. Ceci est en lien avec l'étude de Ahluwalia, Layne, Rys, Konz, (1991) qui a démontré qu'en posture statique la sollicitation musculaire est trop faible pour créer de la fatigue, et ce, même maintenue durant une longue période de temps. En revanche, la colonne hydrostatique a agi sur la réponse de la FC (Fig. 3B) selon la posture. Ceci est en lien avec plusieurs études qui ont démontré l'aspect d'orthostatisme sur la FC (Starling, 1896 ; Ward, Danziger, Bonica, Allen & Tolas, 1966 ; Thadani & Parker, 1978). À cet effet, dans notre étude la FC est moins élevée lors des postures « assis » et genoux tandis que la perfusion au niveau du pied (Fig. 4A) est plus élevée lors de ces deux mêmes postures. Tout comme l'ont déjà démontré d'autres auteurs (Asmussen, Hohwü, Christensen & Nielson, 1940 ; Bevegard, 1962), la diminution du retour de sang vers le cœur semble avoir comme conséquence, lors d'un phénomène aigu, de réduire le remplissage du cœur et, donc, de diminuer le volume de sang éjecté par le cœur. Pour maintenir en circulation un volume de sang stable, le cœur doit augmenter la fréquence de battements par minute. Ainsi, l'augmentation des battements cardiaques permet de maintenir la pression sanguine suffisamment haute pour alimenter le cerveau en sang et ce, en dépit de la réduction centrale du retour veineux. Toutefois, comme le rapporte Thadani & Parker, (1978), bien que la faible pression de remplissage (diastolique) dans le cœur cause une réduction du volume par battement, la compensation du volume cardiaque par l'augmentation de la fréquence cardiaque n'influence pas à la hausse la pression artérielle. Tout comme l'ont démontré Starling, (1896) et Ward *et al.*, (1966), les effets du statisme sur les paramètres physiologiques semblent plus faibles durant la posture assise que la posture debout, puisque la réponse de la circulation sanguine dépend entre autres de la distance verticale entre le cœur et les pieds. Malencontreusement, plusieurs auteurs (Hellebrandt, Crigler & Kelso 1939 *a* ; 1939 *b*, Henry & Gauer 1950 ; Kilbom, 1971 ; Smith, 1953) ont répertorié depuis les années 1930, un nombre bien plus important de postes de travail en position debout qu'en position assise ou assis-debout.

#### PERFUSION (VITESSE, $PO_2$ , $PCO_2$ , RATIO $O_2/CO_2$ )

Les valeurs de  $PO_2$  et de  $PCO_2$  indiquent des modifications de la teneur de ces gaz dans les tissus selon la posture adoptée. À cet effet, nos résultats démontrent que la posture « assis » obtient un niveau de  $PO_2$  et un ratio  $O_2/CO_2$  élevé au niveau du pied. Ceci pourrait être associé à une diminution des risques associés à la création de varices. À cet effet, bien que nos résultats démontrent que la posture debout présente de grands

avantages biomécaniques, elle représente les pires désavantages physiologiques. À l'inverse, la posture debout comporte des désavantages physiologiques majeurs avec une vitesse de perfusion très lente, un niveau d'O<sub>2</sub> faible, un ratio O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> faible au niveau du pied augmentant les facteurs de risques associés au développement de varices. La posture genoux permet une perfusion élevée confirmant les travaux de Lauder et coll., (1987) qui mentionnent que l'ouverture tronc/cuisse diminue la compression de l'artère fémorale et permet d'améliorer la circulation sanguine de 15 %, comparativement à la chaise de bureau conventionnelle dotée d'une assise horizontale. L'amélioration de la perfusion lors de cette posture est tout de même surprenante étant donné l'angle très fermé des genoux (52 degrés) qui, selon les travaux de Van der Stricht & Staelens (1994), comprime les veines du creux poplité et ralentit le retour veineux au niveau des membres inférieurs. Il est donc possible que la position genoux, l'angle tronc/cuisse soit au moins aussi important à considérer que l'angle des genoux. Il est également possible que l'efficacité de la perfusion au niveau du pied observé dans notre étude soit grandement favorisée par la distance verticale pied/cœur associée à la posture genoux de même que la faible sollicitation des muscles du mollet. L'analyse de la posture genoux permet d'hypothétiser qu'elle puisse avoir un impact positif sur la diminution de compression au niveau lombaire, de même que sur la réduction des symptômes associés à la création de varices. La vitesse de perfusion, légèrement plus élevée lors de l'utilisation de la selle de bicyclette que lors de la bambach, est peut être due, selon l'étude de Lauder, Korbon, DeGood, & Rowlingson (1987) et Winkel (1985), à l'écrasement de l'artère et la veine fémorale ainsi que la grande saphène. Lors de l'utilisation du banc assis-debout de type base, l'augmentation des valeurs d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> au niveau du pied, et ce, malgré la faible perfusion du pied, est peut être due au faible retour veineux. Il se peut, comme le décrivent les travaux de Van der Stricht, *et al.* (1994), que l'hyperextension répétée du genou soit responsable de la mauvaise vidange des veines jumelles. Celles-ci restent alors engorgées et dilatées de façon permanente. Cette abolition du rôle de la pompe foulante se traduit par un syndrome congestif du mollet favorisant l'apparition d'œdème et de varices (Van der Stricht, *et al.*, 1994). De plus, comme l'ont démontré les observations de Claeys *et al.* (1993), les veines restent vides pendant une contraction du mollet.

#### ŒDÈME (VOLUME PIEDS, PGF2<sub>ALPHA</sub>, TEMPÉRATURE)

Nos résultats démontrent que 20 minutes en postures statiques, à différentes distances pieds-cœur, ne sont pas suffisantes pour créer de l'œdème et augmenter le niveau de prostaglandines (PGF2<sub>alpha</sub>) en partie responsable, selon le modèle de Michiels, Arnould, Knott, Dieu & Remacle, (1993), et de Michiels, Arnould & Remacle (2000), de la cascade d'évènements physiologiques menant à la création de varices. Toutefois, les résultats démontrent que la posture doit être maintenue complètement statique plus de vingt minutes afin de créer une hypoxie pouvant mener, selon le modèle de Michiels *et al.*, (1993, 2000), à la création d'œdème et de prostaglandine

menant à la création de varices. Il n'est donc pas possible dans ce contexte expérimental, dont différentes postures (assis, assis-debout et debout) ont été maintenues statiques durant vingt minutes alternées avec une posture dynamique (5 minutes de marche), d'engendrer une hypoxie capable de créer une cascade d'événements physiologiques causant création de varices pour le groupe sans varices (C-0) pas plus que d'augmenter la varicosité chez le groupe avec varices (C-2). Le risque d'avoir des varices n'est pas seulement lié à la posture debout, mais à plusieurs autres facteurs (Sobaszek et coll., 1993 ; Guberan et Rougemont 1973 ; Maffei et coll., 1986 ; Weddell, 1969). En fait, considérer la posture de travail debout comme un facteur important et significatif des varices est d'ailleurs loin d'être établi (Bass, 2007).

#### VARIABLES PSYCHOPHYSIQUES

Les valeurs de perception psychophysique des variables biomécaniques (figure 7) pour le confort sous les pieds, au niveau des fessiers puis lombaire ainsi que des variables physiologiques (figure 8) pour la perception de la circulation sanguine dans le pied, l'œdème dans le pied, l'engourdissement du pied démontre une perception différente lors de l'utilisation des différentes postures.

Nos résultats des valeurs psychophysiques pour la posture debout vont dans le même sens que les études de Hou et Shiao, 2006 et Roelen et coll., 2008) qui supportent qu'en plus d'engendrer une perception d'inconfort au bas du dos la posture debout est associée à une perception d'inconfort au niveau des membres inférieurs (Vézina & Courville 1989, Vézina, Geoffrion, Lajoie, Chatigny, Messing & Courville, 1995 ; Lajoie 1995 ; Laberge & Vézina 1997).

Comparativement à la position debout, la posture assis-debout permet d'enlever une partie plus ou moins importante de la charge (poids du corps) qui est supportée par les jambes en la transférant sous les fessiers. Selon Vézina et coll. (1995), cet avantage semble particulièrement apprécié lorsque les travailleuses, habituellement en position debout, éprouvent des malaises aux jambes durant un quart de travail (Vézina et coll., 1995). En revanche, en plus de la forme de l'assise, comme mentionné par Vézina et coll. (1995), la répartition de poids entre les fessiers et les pieds ainsi que sur la surface de chacun de ces segments semble avoir un impact majeur sur la perception de confort de ces zones. Toutefois, nos résultats de perception de confort pour la posture assis-debout de type base démontrent que cette posture procure un inconfort aussi marqué que la position debout au niveau des pieds et lombaire en plus d'ajouter un inconfort au niveau des fessiers ce qui va à l'inverse des résultats des travaux de Vézina et coll. (1995) qui sont basés sur la perception de l'inconfort et qui proposaient entre autres ce type de banc assis-debout (base) aux caissières de supermarché.

Le niveau de perception de confort (voir figures 6 et 7) élevé que procure la posture « assise » tant pour les variables biomécaniques que physiologiques nous permet de formuler l'hypothèse que la perception soit

détournée principalement vers la perception de la fatigue générale (voir figure 3B) associée à chaque posture.

## CONCLUSION

Puisqu'une posture peut à la fois contenir des avantages et des inconvénients biomécaniques et physiologiques, nos résultats suggèrent qu'il est nécessaire que la posture de travail soit évaluée selon des critères à la fois biomécaniques et physiologiques afin de satisfaire aux exigences du corps humain.

D'un point de vue biomécanique, il semble préférable de favoriser un pivotement optimal du bassin en antéversion (avantageux à long terme) semblable à la posture debout afin de minimiser les forces de compression de la colonne vertébrale au niveau lombaire. À cet effet, nos résultats démontrent qu'une antéversion plus prononcée du bassin a été observée durant la position debout et certaines postures assis-debout (bambach et genoux) alors qu'une postéversion (désavantageux à long terme) du bassin a été observée durant la posture assise et les autres postures assis-debout (base, et bicycle).

D'un point de vue physiologique, la position assise semble être la plus avantageuse (voir tableau 4). Toutefois, les autres postures assis-debout offrent des compromis qui, à certain moment, semblent avantager la perfusion au détriment biomécanique et vice-versa. Néanmoins, la perfusion des membres inférieurs est similaire entre assis et le banc assis-debout de type genoux, mais significativement plus élevée que lors de la posture debout et les postures assis-debout de type (base, bambach et bicycle). De plus, lors de maintien des postures statiques durant 20 mn, aucune différence significative d'œdème et de prostaglandine n'a été observée entre les différentes postures et entre les deux groupes, sans varices (C-0) et avec varices (C2). De plus, le maintien statique durant une courte durée de 20 min est insuffisant pour stimuler la cascade d'événements menant à la création de varices chez le groupe sans varices (C-0) et ne risque pas d'augmenter la varicosité chez le groupe avec varices (C-2).

## BIBLIOGRAPHIE

- Adams M. A., McMillan D. W., Green T. P., & Dolan P. (1996), « Sustained Loading Generates Stress Concentrations in Lumbar Intervertebral Discs ». *Spine*, 21, 434-438.
- Ahluwalia P., Layne C. S., Rys M., & Konz S. (1991), « Electromyographic Study of Stress Caused by High Heels ». In Karwowski and J. Yates (Eds), *Advances in Industrial Ergonomics and Safety III* (p. 367-371). Taylor & Francis, London.
- Andersson G. B. J., & Örtengren R. (1974), « Lumbar Disc Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity During Sitting ». II. Studies on an office chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 6, 115-121.

- Andersson G. B. J., Örtengren R., Nachamson A. L., Elfström G., & Broman H. (1975), « The Sitting Posture: An Electromyographic and Discometric Study ». *Orthopaedic Clinics of North America*, 6, 105-120.
- Andersson G. B. J. (1986), « Loads on the Spine During Sitting ». In: Corlett N., Wilson J., & Manenica I. (Eds.) *The Ergonomics of Working Postures* (p. 309-318). Philadelphia: Taylor and Francis.
- Asmussen E., Christensen E. H., & Nielsen M. (1940), « The Regulation of Circulation in Different Postures ». *Surgery*, 8, 604-616.
- Bennet J. D., & Stock D. J. (1989), « The Longstanding Problem of Flat Feet ». *J R Army Med Corps*, 135, 144-146
- Bernard C. P. (1991), « Ergonomie de la posture assise ». *Ergonomie, Hygiène et sécurité*, (Eds.) Marseille, France, *Ergonomie*.
- Bevegard S. (1962), « Studies on the Regulation of the Circulation in Man. With Special Reference to the Stroke Volume and the Effect of Muscular Work, Body Position and Artificially Induced Variations of the Heart Rate », *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum*, 57, 1-36.
- Claeys R., Thiery L. & Uytterhaegen Ph. (1993), « La pompe musculaire du mollet. Vidéophlébographie et EMG simultanée », *Phlébologie*, 46, 287-292.
- Derriennic F., Touranchet A., & Volkoff S. (Eds.). (1996), *Âge, travail, santé : Études sur les salariés âgés de 37 à 52 ans*. Paris : INSERM.
- Drury C. G., & Coury B. G. (1982), « A methodology for Chair Evaluation ». *Applied Ergonomics*, 13, 195-202.
- Eklund J.A.E., & Corlett E. N. (1987), « Evaluation of Spinal Loads and Chair Design in Seated Work Task », *clinical Biomechanics*, 2, 27-33.
- Gacia-Fondan M. T. (1992), « Travailler debout: L'exemple du coiffeur. Appréciation de la contrainte et de l'astreinte posturale », *Performances Humaines et Techniques*, 60, 32-42.
- Goldstein S. A., Armstrong T. J., Chaffin D. B., & Matthews L. S. (1987), « Analysis of Cumulative Strain in Tendons and Tendon Sheaths ». *Journal of Biomechanics*, 20, 1-6.
- Hägg G. M. (1991), « Lack of Relation Between Maximal Force Capacity and Muscle Disorders Caused by Low-Level Static Loads. A New Explanation Model. *Designing for Everyone: Proceedings of the 11<sup>th</sup> Congress of the International Ergonomics Association* Paris, France, (p. 9-11). London: Taylor & Francis.
- Hansen L., Winkel J., & Jorgensen K. (1997), « Significance of Mat and Shoes Softness During Work in Upright Position ». *Applied Ergonomics*, 29 (3), 217-224.
- Hellebrandt F. A., Crigler E. F., & Kelso L. E. A. (1939 a), « Variations in Intramuscular Pressure During Postural and Phasic Contraction of Human Muscle », *American Journal of physiology*, 126, 247-253.
- Hellebrandt F. A., & Braun G. L. (1939 b), « The Influence of Sex and Age on the Postural Sway of Man ». *Am J Phys Anthropol.*, 24, 347-360.
- Henry J. P., & Gauer O. H. (1950), « The Influence of Temperature Upon Venous Pressure in the Foot ». *J Clin Invest*, 29, 855-861.
- Huskinsson E. C. (1974), « Measurement of Pain ». *Lancet*, 2, 1127-1131.
- Kahn J. F., & Monod H. (1989), « Fatigue Induced by Static Work ». *Ergonomics*, 32, 839-846.
- Kilbom A., (1971), « Physiological Training in Women ». *Scand J Clin Lab Invest*, 28, Suppl. 119, 1-34.
- Krijnen R. M., de Boer E. M., Adèr H. J., Osinga D. S., & Bruynzeel D. P. (1997), « Compression Stockings and Rubber floor mats: Do They Benefit Workers with Chronic Venous Insufficiency and a Standing Profession? » *JOEM*, 39(9), 889-894.
- Laberge M., & Vézina N. (1998), « Un banc assis-debout pour les caissières, une solution pour réduire les contraintes de la posture debout ». *Travail et santé*, 14 (2), 42-48.

- Lajoie A. (1995), *Banc assis-debout : analyse comparative de la posture à une courroie d'un service alimentaire*. Mémoire de maîtrise au département des sciences biologiques, université du Québec à Montréal, p. 113.
- Lauder C., Korbon G. A., DeGood D. E., & Rowlingson J. C. (1987), « The Balans Chair and Its Semi-Kneeling Position: An Ergonomic Comparison with the Conventional Sitting Position ». *Spine*, 12(3), 269-272.
- Laville A. (1985), « Postural Stress in High-Speed Precision Work ». *Ergonomics*, 28(1), 229-236.
- Lord M. J., Small J.M., Dinsay J. M., & Watkins R. G. (1997), « Lumbar Lordosis, Effects of Sitting and Standing ». *Spine*, 22(21), 2571-2574.
- Magora A., (1972), « Investigation of the Relation Between Low Back Pain and Occupation. 3. Physical Requirements: Sitting, Standing and Weight Lifting ». *Industrial medicine and surgery*, 41(12), 5-9.
- Michiels C., Arnould T., Knott I., Dieu M., & Remacle J. (1993), « Stimulation of Prostaglandin Synthesis by Human Endothelial Cells Exposed to Hypoxia ». *Am. J. Physiol.*, 264, C866-C874.
- Michiels C., Arnould T., & Remacle J. (2000), « Endothelial Cell Responses to Hypoxia: Initiation of a Cascade of Cellular Interactions ». *Biochim Biophys Acta*, Jun 2, 1497(1), 1-10.
- Nachemson A. (1966), « The Load on Lumbar Disks in Different Positions of the Body ». *Clin Orthop Relat Res.*, 45, 107-122.
- Ryan G.A. (1989), « The Prevalence of Musculo-Skeletal Symptoms in Supermarket Workers ». *Ergonomics*, 32(4), 359-371.
- Smith J. W. (1953), « The Act of Standing ». *Acta Orthop Scand*, 23, 159-168.
- Starling E. H. (1896), « On the Absorption of Fluids From the Connective Tissue Spaces ». *J Physiol*, 19, 312-326.
- Srvrtinová V., Klesar J., & Wimmer G. (1991), « Prevalence of Varicose Veins of the Lower Limbs in the Women Working at a Department Store ». *International Angiology*, 10(1), 1-5.
- Thadani U., & Parker J. O. (1978), « Hemodynamics at Rest and During Supine and Sitting Bicycle Exercise in Normal Subjects ». *Am J Cardiol*, 41, 52-59.
- Van der Stricht J., & Staelens I. (1994), « Veines musculaires du mollet ». *Phlébologie*, 47(2), 135-143.
- Van Dieën J. H. & Vrieling H. H. E. O. (1998), « Evaluation of Work-Rest Schedules with Respect to the Effects of Postural Workload in Standing Work ». *Ergonomics*, 41(12), 1832-1844.
- Van Cleef J. F., Griton P., Cloarec M., Moppert M., & Ribeau C. (1990), « Modèle dynamique de la pompe musculaire du mollet ». *Phlébologie*, 43(2), 217-225.
- Vézina N., Geoffrion L., Lajoie A., Chatigny C., Messing K., & Courville J., (1995), *Les Contraintes du poste de caissière de supermarché et l'essai de banc assis-debout*. Rapport, Institut de recherche en santé et sécurité du travail, Québec, Canada, p. 44.
- Vézina N., & Courville J. (1989), *Le Travail debout. Étude ergonomique de poste de caissière d'un supermarché*. Rapport à la Commission en santé et sécurité au travail, Québec, Canada, p. 97.
- Vollestad N. K. (1993), « Muscle Fatigue and Activation During Low Force Contractions, Consequences for Intervention Studies », In R. Nielsen and Jorgensen J., (Eds), *Advances in Industrial Ergonomics and safety V* (p. 125-129). London: Taylor & Francis.
- Ward R.J., Danziger F., Bonica J.J., Allen G.D., & Tolas A. G. (1966), « Cardiovascular Effects of Change in Posture ». *Aerospace Med*, 37, 257-259.
- Winkel J. (1985), *On foot swelling during prolonged sedentary work and the significance of leg activity*, Thèse de Doctorat, National Board of Occupational Safety and Health, Research Department, Work Physiology Unit, S-171 84 Solna; Karolinska Institute, Department of Physiology III, Stockholm, Sweden.

### VI.3. ARTICLE 3

#### LES EFFETS DES POSTURES STATIQUES SUR LES PARAMÈTRES VASCULAIRES DES MEMBRES INFÉRIEURS CHEZ LA FEMMES AVEC OU SANS VARICES

Article acceptée pour publication par la revue **Phlébologie**.

## Les effets des postures statiques sur les paramètres vasculaires des membres inférieurs chez la femme avec ou sans varices

### *Effects of static postures on the vascular parameters of the lower limbs on women with and without varicose veins*

Taillefer F.<sup>1</sup>, Boucher J.P.<sup>2</sup>, Zummo M.<sup>3</sup>, Comtois A.S.<sup>2</sup>, Savard R.<sup>1</sup>

#### Résumé

**Problématique :** L'arrivée des bancs assis-debout dans l'industrie génère des effets encore inconnus sur la circulation sanguine périphérique.

**Objectif :** Évaluer les réponses physiologiques des membres inférieurs au cours de l'adoption de postures statiques chez les femmes ayant ou non des varices.

**Méthode :** Des mesures physiologiques, biomécaniques et psychophysiques sont prises chez deux groupes (n = 10 par groupe) de femmes (atteintes et non atteintes de varices) au cours de leur maintien durant vingt minutes dans chacune des six postures basiques différentes étudiées : postures assis-debout (base, bambach, bicycle, genoux), assis et debout et ce dans un ordre semi-aléatoire.

**Résultats :** L'étude montre qu'un sujet augmente son risque de développer de l'œdème et des varices au niveau des membres inférieurs en fonction de l'âge, d'une plus grande taille et d'une plus grande circonférence de la taille. Mais il est possible de configurer une posture de travail afin de minimiser ces effets. De plus, nos résultats suggèrent que les sujets de notre étude n'ont pas été en mesure de percevoir les différences vasculaires induites par les différentes postures.

**Conclusion :** Une posture statique devrait permettre une courte distance pieds-cœur avec un minimum d'activation des gastrocnémiens afin d'assurer une perfusion sanguine optimale des membres inférieurs.

**Mots clés :** postures statiques, varices, assis, assis-debout, debout.

#### Summary

**Goal :** To evaluate vascular physiological responses of the inferior limbs during various sit to stand postures in women with and without varicose veins.

**Methods :** Two groups (n = 10 per group) of women (non varicosed and varicosed) were studied in 6 different static postures each lasting twenty minutes : the sit to stand position (base, bambach, bicycle and knee), and sitting and standing, all in a semi random order. The following measurements during each posture were taken on the left lower limb : blood perfusion (foot), transcutaneous partial pressure of O<sub>2</sub> and CO<sub>2</sub> (foot), cutaneous temperature (medial malleola), foot volume (water displacement plethysmography), EMG of the gastrocnemius muscle, and segment angulation (upper, lower limb and trunk). As well, VO<sub>2</sub>, heart rate, vertical heart foot distance, and perception (Huskinson) were recorded. Analysis was performed using Pearson's correlations to measure strength of relationships between morphological, anatomical segments and vascular physiological parameters that could contribute to the development of lower limb oedema. In addition, these variables were tested for the strength of their relationship with the subjects' perception of sensing physiological changes occurring in the lower limbs during all various static postures tested. Results show that age, height, waist circumference, heart-foot distance and gastrocnemius activity are all major factors on blood perfusion of the foot during maintenance of various static postures.

**Conclusion :** A static posture should permit a short heart-foot distance accompanied by minimal calf muscle activation so as to maintain optimal blood perfusion to the lower limbs. Subjects in this cohort were insensitive to the perception of blood perfusion alterations that could put them at risk of developing lower limb vascular complications prematurely. Lastly, subjects had a greater perception to calf muscle activation and oxygen cost requirements (VO<sub>2</sub>) related to various static postures that could perhaps allow them to adopt the best cost effective posture without, nonetheless, sensing the lower limb vascular risk.

**Keywords :** posture, static, varicose veins, sit, sit to stand, stand, perception.

1. Département de biologie, Université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

Taillefer.francois@uqam.ca

2. Institut Santé & société et Département de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal. C.P. 8888, succ. Centre-ville. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

3. Centre de phlébologie. 916, boul. Saint-Joseph Est. Montréal, QC., Canada. H3C 3P8.

Accepté le 12 octobre 2009

## Introduction

En 1998, Canonico et al. [1] rapportaient une augmentation de l'incidence de varices dans la population européenne, entre 1980 et 1984, de 7 à 8,7 % chez les hommes et de 21 à 23,5 % chez les femmes, l'incidence de la maladie variqueuse étant de 29,6 %. La même année, en Autriche, 5,9 % de la population était porteuse de varices selon une autre étude.

En 1985-86, 10 à 20 % de la population américaine souffrait également de ce problème [2, 3]. Au Québec, tout en considérant que le nombre de diagnostics ne tient pas compte des cas de varices lorsqu'un patient consulte pour d'autres problèmes de santé (consultations multi-sujets) ou qu'il consulte en privé, 610 407 diagnostics d'œdème et de varices aux membres inférieurs ont été enregistrés à la Régie de l'Assurance Maladie du Québec au cours des cinq dernières années.

De 1998 à 2002, on note une augmentation du nombre de diagnostics d'œdème des jambes d'origine non-héréditaire (code 7823), et ce dès la tranche d'âge de 30 à 39 ans.

Le nombre de diagnostics de varices des membres inférieurs est de 5 à 6 fois plus élevé chez les femmes que chez les hommes et ce dans toutes les tranches d'âges.

## Facteurs de risque dans l'apparition de varices

Plusieurs travaux ont démontré que les femmes ont davantage de risques que les hommes de souffrir de problèmes de varices [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]. La prévalence est même supérieure chez les femmes comparativement aux hommes [11]. D'autres chercheurs [1, 10] ont montré qu'il existe une relation entre l'apparition de varices chez les femmes ayant eu des **grossesses** ou **ménopausées**.

Par ailleurs, plusieurs auteurs [12, 13, 14, 15, 16, 17] sont unanimes quant à l'importance des **antécédents familiaux** dans l'apparition de varices.

L'**obésité** [1, 10, 11, 12, 18, 19, 20, 21, 22, 23] et les **pieds plats** [19] font aussi partie des facteurs augmentant les risques de souffrir de varices ou d'œdème de risques.

De plus, quelques travaux [4, 10, 12, 14, 20, 24, 25] ont montré que ces facteurs de risque semblent s'aggraver avec le **vieillessement** des travailleurs.

Toutefois, bien peu d'études se sont attardées aux effets du statisme de la **posture de travail** sur la circulation sanguine périphérique et ce même si le temps passé dans cette position est généralement long et réparti sur de nombreuses années.

L'objectif de cette étude est de déterminer chez un groupe de sujets, avec et sans varices, en position statique, l'interrelation des variables physiologiques vasculaires pouvant contribuer au développement de l'œdème et des varices.

Ces variables seront comparées aux perceptions des sujets afin de vérifier s'ils sont en mesure de percevoir les changements physiologiques au niveau de leurs pieds durant les postures statiques et de changer une posture à risque qui, à la longue, pourrait contribuer à créer de l'œdème et des varices.

## Matériels et méthodes

### Caractéristiques des sujets

Tous les sujets ont été évalués dans une clinique médicale privée spécialisée en phlébologie. Les sujets ont été renseignés sur le but et le déroulement de l'étude. La sévérité de l'atteinte variqueuse a été classée et basée d'après la classification CEAP. Les sujets retenus se situaient au stade C2EpAs1Pr niveau d'investigation LII, c'est-à-dire porteurs de varices réticulaires d'origine primaire (sans cause connue), superficielles avec reflux (C2).

Les sujets normaux étaient au stade clinique 0 (Co).

Dix femmes âgées entre 30 et 60 ans ayant des varices (C2) et 10 femmes entre 30 et 60 ans sans varices (Co) ont participé à l'étude.

La tranche d'âge entre 30 et 60 ans a été choisie puisqu'elle représente le plus grand nombre de travailleuses et travailleurs ayant des varices au Québec selon le régime de l'assurance maladie du Québec. Les caractéristiques anthropométriques des sujets sont présentées au **Tableau 1**.

### Procédures méthodologiques

La procédure méthodologique détaillée a été décrite dans un article précédent [26]. Des mesures physiologiques, biomécaniques et psychophysiques furent prises chez deux groupes de femmes (Co et C2).

Brièvement, les mesures suivantes furent prises durant chacune des postures sur le membre inférieur gauche :

- la perfusion sanguine au niveau du pied ;
- la pression partielle transcutanée d'O<sub>2</sub> (TcPO<sub>2</sub>) et de CO<sub>2</sub> (TcPCO<sub>2</sub>) ;
- la température cutanée (malléole médiale) ;
- le volume du pied (plethysmographie) ;
- l'EMG du gastrocnémien.

Groupe	Âge (an)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
C-0	39 ± 9	162 ± 7	58 ± 11	22 ± 3,3
C-2	53 ± 8	163 ± 6	75 ± 16	28 ± 3,9

Les valeurs présentées sont moyenne ± ÉT.

C-0, groupe sans varice ; C-2, groupe avec varice.

**TABLEAU 1 : Caractéristiques anthropométriques des sujets.**

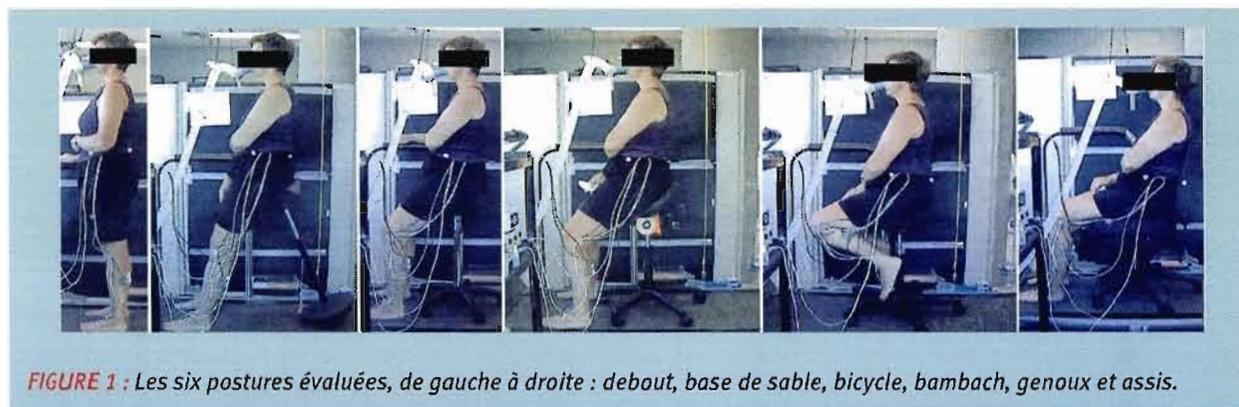


FIGURE 1 : Les six postures évaluées, de gauche à droite : debout, base de sable, bicycle, bambach, genoux et assis.

Articulation	Postures					
	Debout	Base de sable	Bicycle	Bambach	Genoux	Assis
Tronc-cuisse	180	150	130	130	130	110
Genoux	180	180	130	130	60	110
Cheville	90	110	90	90	90	110

**TABEAU 2 :** Standardisation de l'angle en degrés des articulations pour les différentes postures statiques.

Alternance	1 <sup>ère</sup> posture	2 <sup>e</sup> posture	3 <sup>e</sup> posture	4 <sup>e</sup> posture	5 <sup>e</sup> posture	6 <sup>e</sup> posture
A	debout	base de sable	bicycle	bambach	genoux	assis
B	genoux	debout	bambach	bicycle	assis	base de sable
C	bambach	genoux	debout	assis	base de sable	bicycle
D	bicycle	base de sable	assis	debout	genoux	bambach
E	base de sable	assis	bicycle	bambach	debout	genoux
F	assis	genoux	bambach	bicycle	base de sable	debout

**TABEAU 3 :** Alternance des 6 postures, afin d'éviter l'effet d'une posture sur une autre.

La consommation d'O<sub>2</sub> (VO<sub>2</sub>), la fréquence cardiaque (FC) et la distance verticale pied-cœur ont été relevées ainsi que la perception mesurée selon l'échelle de Huskinsson [27].

### Procédure expérimentale

Brièvement, six postures statiques (Figure 1) furent évaluées où les angles des articulations ont été standardisés à l'aide d'un goniomètre manuel (physio ERP, Montréal, Canada) après ajustement de la hauteur de l'assise par rapport à la taille de l'individu (Tableau 2) : deux postures antagonistes (les postures debout et assise) et quatre postures intermédiaires (les postures assis-debout). Les postures assises et debout ont été choisies, car elles représentent les postures types auxquelles les ergonomes sont confrontés, alors que les quatre postures assis-debout représentent les choix alternatifs les plus populaires auprès des ergonomes.

### Alternance des postures

Afin d'éviter l'effet d'une posture sur une autre, les postures ont été alternées de façon semi-aléatoire afin que toutes les postures soient à tour de rôle subséquentes et précédentes les unes des autres (Tableau 3).

### Analyses statistiques

Toutes les analyses statistiques furent effectuées à l'aide du logiciel SPSS (ver. 10,5). En premier lieu une analyse descriptive a été effectuée afin de présenter les données par des valeurs moyennes et écarts types. Par la suite, une analyse de la variance en plan factoriel, avec varices (classe C2) et sans varices (Co) (groupes indépendants) par six types de posture (mesures répétées), a été utilisée. Lors de différences significatives, un test post hoc Newman-Keuls a été utilisé pour comparer les moyennes deux à deux. Finalement, pour chaque variable, des tests de corrélation (Pearson) ont été

effectués afin de mettre en lien les paramètres physiologiques, biomécaniques et psychométriques (variables dépendantes) et les postures statiques (variables indépendantes). Les différences ont été considérées statistiquement significatives lorsque l'erreur de type I ( $\alpha$ ) était inférieure à  $p \leq 0,05$ .

## Résultats

Les résultats de l'analyse de la variance pour les groupes sans varices (Co) et avec varices (C2) démontrent qu'il n'y a aucune différence entre les deux groupes pour toutes les variables de l'étude. En conséquence, les corrélations ont été calculées à partir des résultats des deux groupes combinés [30].

### Corrélations entre les variables physiologiques et anatomiques

Le **Tableau 4** résume les corrélations entre les variables physiologiques et anatomiques mesurées pour les postures statiques étudiées. Le tableau indique que les variables anatomiques (angles des articulations) ont une forte corrélation entre elles et sont fortement corrélées avec la distance verticale pied-cœur. L'interrelation des variables anatomique et physiologique démontre que la fréquence cardiaque s'élève lorsque :

- la distance verticale pied-cœur est plus élevée ;
- l'angle des genoux plus élevé ;
- un angle tronc-cuisse plus élevé ;
- et la somme des angles plus élevée.

Cependant, plus la fréquence cardiaque s'élève, plus la perfusion au niveau du pied est élevée ; plus la consommation d' $O_2$  s'élève, et moins l'œdème du pied est important. Plus la distance verticale pied-cœur est basse, plus la perfusion au niveau du pied est élevée.

Plus la perfusion au niveau du pied est élevée, plus l'œdème du pied diminue et plus la température au niveau du pied s'élève.

Plus la distance verticale pied-cœur diminue, plus les valeurs de  $TcPO_2$  sont élevées ( $p < 0,01$ ) et plus le niveau de  $TcPO_2$  s'élève, plus l'œdème devient prononcé ( $p < 0,01$ ). En revanche, les valeurs de  $TcPCO_2$  élevées sont fortement corrélées à des températures cutanées du pied élevées ( $p < 0,001$ ) et à des valeurs d'œdème élevées ( $p < 0,001$ ).

### Interrelations entre les variables psychophysiques et les variables physiologiques et anatomiques

Le **Tableau 5** présente les résultats de corrélation entre les variables physiologiques, anatomiques et psychophysiques.

Les résultats de perception obtenus chez les sujets de l'étude par le biais des échelles psychophysiques démontrent que les trois types de perception, soit le niveau de confort à la face plantaire des pieds, le niveau d'enflure des pieds et le niveau d'engourdissement des pieds, sont étroitement reliés ( $p < 0,01$ ).

Le **Tableau 5** indique aussi des relations significatives (caractère gras dans le tableau) par rapport aux trois mesures psychophysiques en lien avec plusieurs paramètres physiologiques et anatomiques.

*Brièvement la perception du confort sous le pied est reliée aux variables suivantes :* dont une diminution de l'angle tronc-cuisse, de la somme des angles, de la distance pied-cœur, de la sollicitation des gastrocnémiens, de la fréquence cardiaque, ainsi que d'une augmentation de la  $TcPO_2$  et du ratio  $TcPO_2/TcPCO_2$ .

*En ce qui concerne la sensation des pieds enflés,* celle-ci diminue lorsqu'il y a une diminution de l'angle tronc-cuisse, de la somme des angles, de la distance pied-cœur, de la sollicitation des gastrocnémiens, de la fréquence cardiaque, de la consommation d' $O_2$  et lorsqu'il y a une augmentation de la quantité de  $TcPO_2$  ainsi que du ratio  $TcPO_2/TcPCO_2$ .

*La réduction de la sensation des pieds engourdis est reliée à une diminution de l'angle tronc-cuisse, de la somme des angles, de la distance pied-cœur, de la sollicitation des gastrocnémiens et de la fréquence cardiaque.*

### Estimation des variables reliées à l'œdème et à l'hypoxie au niveau des membres inférieurs

Les **tableaux 6 à 9** représentent les régressions multiples pas à pas pour estimer les variables dépendantes reliées à l'œdème et à l'hypoxie au niveau des membres inférieurs (volume du pied, perfusion,  $TcPO_2$ , température).

*La variable dépendante œdème du pied (Tableau 6) peut être estimée à partir de 5 modèles de prédictions retenues par l'analyse de régression pas à pas.*

Le modèle le plus simple (**Tableau 6**) retient uniquement l'âge.

Lorsque la taille est ajoutée au modèle simple (**Tableau 6**), la relation devient plus significative.

Les modèles plus complexes où la température, la distance pied-cœur et la fréquence cardiaque furent retenues, respectivement dans l'ordre, mènent à une précision de prédiction (**Tableau 6**) de plus en plus élevée. Toutefois, lorsque les mesures physiologiques sont retenues dans l'analyse de régression multiple pas à pas, les variables de  $VO_2$  (mL/min), de l'EMG des gastrocnémiens, de perfusion, de la  $TcPO_2$ , de la  $TcPCO_2$  ainsi que le ratio  $TcPO_2/TcPCO_2$  s'ajoutent au modèle complexe à cinq variables dépendantes telles que retrouvées au **Tableau 6**.

	Variables physiologiques										Variables anatomiques				
	FC	Perfusion	TcPO <sub>2</sub>	TcPCO <sub>2</sub>	Ratio TcPO <sub>2</sub> /TcPCO <sub>2</sub>	Température	Œdème du pied	EMG gastrocnémiens	VO <sub>2</sub> mL/min	Distance verticale pied-cœur	Angle cheville	Angle genoux	Angle tronc-cuisse	Somme des angles	
FC	1,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Perfusion	<b>0,287**</b>	1,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
TcPO <sub>2</sub>	<b>-0,244**</b>	-0,134	1,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
TcPCO <sub>2</sub>	-0,159	-0,073	0,015	1,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Ratio TcPO <sub>2</sub> /TcPCO <sub>2</sub>	-0,095	-0,071	<b>0,857**</b>	<b>-0,475**</b>	1,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Température	-0,025	<b>0,237*</b>	0,107	<b>0,238**</b>	-0,031	1,00	-	-	-	-	-	-	-	-	
Œdème du pied	<b>-0,209*</b>	<b>-0,212*</b>	<b>0,228*</b>	<b>0,319**</b>	0,006	<b>0,288**</b>	1,00	-	-	-	-	-	-	-	
EMG gastroc	-0,047	-0,113	-0,023	-0,100	0,050	<b>-0,395**</b>	1,00	-	-	-	-	-	-	-	
VO <sub>2</sub> mL/min	<b>0,190*</b>	0,047	0,058	0,151	0,025	0,079	<b>0,384**</b>	1,00	-	-	-	-	-	-	
Distance verticale pied-cœur	<b>0,209*</b>	<b>-0,230*</b>	<b>-0,208*</b>	-0,120	-0,116	<b>-0,360**</b>	0,147	<b>0,287**</b>	1,00	-	-	-	-	-	
Angle cheville	-0,088	0,040	0,171	0,088	0,100	0,189	-0,020	0,009	<b>-0,405**</b>	1,00	-	-	-	-	
Angle genoux	<b>0,211*</b>	<b>-0,221*</b>	-0,125	-0,053	-0,092	<b>-0,228*</b>	0,026	<b>0,211*</b>	<b>0,698**</b>	<b>0,228*</b>	1,00	-	-	-	
Angle tronc-cuisse	<b>0,204*</b>	-0,159	-0,164	-0,101	-0,105	<b>-0,418**</b>	0,043	<b>0,288**</b>	<b>0,821**</b>	<b>-0,269**</b>	<b>0,701**</b>	1,00	-	-	
Somme des angles	<b>0,206*</b>	<b>-0,204*</b>	-0,119	-0,060	-0,086	<b>-0,280**</b>	0,030	<b>0,251**</b>	<b>0,716**</b>	<b>0,215*</b>	<b>0,979**</b>	<b>0,804**</b>	1,00	-	

**TABIEAU 4 : Résultats des corrélations entre les variables physiologiques et anatomiques mesurées lors du maintien de diverses postures statiques.**

\* p < 0.01 ; \*\* p < 0.001

	Variables																
	Physiologiques					Anatomiques					Psychophysiques						
Perception	FC	Perfusion	TcPO <sub>2</sub>	TcPCO <sub>2</sub>	Ratio TcPO <sub>2</sub> /TcPCO <sub>2</sub>	Température	Œdème du pied	EMG gastrocnémiens	VO <sub>2</sub> mL/min	Distance pied-cœur	Angle cheville	Angle genoux	Angle tronc-cuisse	Somme des angles	Perception confort sous le pied	Perception pieds enflés	Perception pieds engourdis
Perception confort sous le pied	<b>-0,337**</b>	0,016	<b>0,354**</b>	-0,090	<b>0,337**</b>	0,059	0,014	<b>-0,326**</b>	-0,162	<b>-0,414**</b>	0,52	<b>-0,333**</b>	<b>-0,364**</b>	<b>-0,354**</b>	1,00	<b>0,611**</b>	<b>0,361**</b>
Perception pieds enflés	<b>-0,395**</b>	-0,043	<b>0,402**</b>	0,084	<b>0,295**</b>	0,037	0,019	<b>-0,239**</b>	<b>-0,203*</b>	<b>-0,435**</b>	0,114	<b>-0,301**</b>	<b>-0,366**</b>	<b>-0,323**</b>	<b>0,611**</b>	1,00	<b>0,398**</b>
Perception pieds engourdis	<b>-0,328**</b>	-0,046	0,083	-0,011	0,077	0,033	-0,025	<b>-0,227*</b>	-0,040	<b>-0,206*</b>	0,096	<b>-0,205*</b>	<b>-0,301**</b>	<b>-0,236**</b>	<b>0,361**</b>	<b>0,398**</b>	1,00

**TABIEAU 5 : Résultats des corrélations entre les variables physiologiques, anatomiques mesurées lors de diverses postures statiques et les perceptions psychophysiques au niveau des pieds.**

\* p < 0.01 ; \*\* p < 0.001

Model	R	E.E.	P =	Coefficients de prédiction
(Constante)				798,813
Âge	0,369	163,85051	0,000	6,199
(Constante)				1 777,879
Âge				5,306
Taille	0,421	160,58426	0,017	-5,777
(Constante)				1 065,919
Âge				4,377
Taille				-5,930
Température	0,469	157,00272	0,013	28,075
(Constante)				388,754
Âge				3,965
Taille				-6,235
Température				41,696
Distance pied-cœur	0,533	151,04615	0,002	3,615
(Constante)				505,553
Âge				2,983
Taille				-6,222
Température				45,395
Distance pied-cœur				4,304
FC	0,567	147,75440	0,014	-3,405

**TABLEAU 6 : Résultats de la régression multiple pas à pas ayant comme variable dépendante l'œdème du pied (delta volume du pied).**

Ce modèle complexe, construit à composante uniquement physiologique, révèle une corrélation significative ( $r = 0,717$ ;  $EE = 127,2$  mL;  $p = 0,0001$ ).

La variable dépendante « perfusion » (Tableau 7) peut être estimée à partir de 2 modèles de prédictions retenues par l'analyse de régression pas à pas.

Le modèle le plus simple (Tableau 7) retient uniquement la fréquence cardiaque. Lorsque le delta pied-cœur est ajouté au modèle simple (Tableau 7), la relation devient plus forte.

La variable dépendante  $TcPO_2$  (Tableau 8) peut être estimée à partir de 5 modèles de prédictions retenus par l'analyse de régression pas à pas.

Le modèle le plus simple (Tableau 8) retient uniquement la circonférence de la taille. Lorsque la fréquence cardiaque est ajoutée au modèle simple (Tableau 8), la relation devient plus forte.

Les modèles plus complexes où l'âge, le volume du pied, et le delta pied-cœur furent retenus, respectivement dans l'ordre (Tableau 8), mènent à une précision de prédiction de plus en plus élevée.

Model	R	E.E.	P =	Coefficients de prédiction
(Constante)				2,203
FC	0,287	0,082	0,001	0,049
(Constante)				5,583
FC				0,059
Distance pied-cœur	0,413	0,170	0,001	-0,041

**TABLEAU 7 : Résultats de la régression multiple pas à pas ayant comme variable dépendante la perfusion au niveau du pied.**

Model	R	E.E.	P =	Coefficients de prédiction
(Constante)				16,498
Circtaille	0,414	15,327	0,000	0,527
(Constante)				43,516
Circtaille				0,514
FC	0,472	14,914	0,007	-0,358
(Constante)				56,036
Circtaille				0,616
FC				-0,436
Âge	0,506	14,650	0,024	-0,332
(Constante)				36,166
Circtaille				0,617
FC				-0,395
Âge				-0,449
Volume pied	0,543	14,325	0,013	0,020
(Constante)				53,705
Circtaille				0,622
FC				-0,310
Âge				-0,462
Volume pied				0,025
Distance pied-cœur	0,582	13,930	0,007	-0,278

**TABLEAU 8 : Résultats de la régression multiple pas à pas ayant comme variable dépendante la pression partielle d' $O_2$  transcutanée ( $TcPO_2$ ) au niveau du pied.**

Model	R	E.E.	P =	Coefficients de prédiction
(Constante)				28,232
EMG gastrocnémiens	0,395	1,23671	0,000	-0,212
(Constante)				30,902
EMG gastrocnémiens				-0,171
Distance pied-cœur	0,471	1,19219	0,002	-0,027
(Constante)				29,009
EMG gastrocnémiens				-0,136
Distance pied-cœur				-0,033
Volume pied	0,552	1,13183	0,000	0,002
(Constante)				27,320
EMG gastrocnémiens				-0,125
Distance pied-cœur				-0,030
Volume pied				0,003
Perfusion	0,589	1,10190	0,008	0,161

**TABLEAU 9 :** Résultats de la régression multiple pas à pas ayant comme variable dépendante la température transcutanée au niveau du pied.

La variable dépendante température transcutanée au niveau du pied (Tableau 9) peut être estimée à partir de 4 modèles de prédictions retenus par l'analyse de régression pas à pas. Le modèle le plus simple (Tableau 9) retient uniquement l'EMG des gastrocnémiens. Lorsque le delta pied-cœur est ajouté au modèle simple (Tableau 9) la relation devient plus importante.

Les modèles plus complexes où le volume du pied et la perfusion furent retenus, respectivement dans l'ordre, mènent à une précision de prédiction de plus en plus élevée (Tableau 9).

## Discussion

L'intérêt de la présente étude repose sur la possibilité de prédire le risque de développer de l'œdème (Tableau 6) au niveau des membres inférieurs (Tableau 8) à partir de paramètres physiologiques (Tableau 7 et Tableau 8), anatomiques (delta pied-cœur) et anthropométriques (âge, taille et circonférence de la taille), toutes des variables faciles à mesurer pour l'ergonome praticien (voir modèles de prédiction Tableau 6, Tableau 7 et Tableau 8).

## Interrelations entre les variables physiologiques et anatomiques

La distance verticale pied-cœur semble être le facteur le plus important. Ainsi, plus la distance verticale pied-cœur est élevée, plus les gastrocnémiens sont sollicités en statique, plus la fréquence cardiaque est élevée, plus la consommation d'O<sub>2</sub> est haute, plus la perfusion au niveau du pied est basse, plus les valeurs de TcPO<sub>2</sub> sont basses et plus la température cutanée du pied est basse.

Selon ces résultats, il ressort que les fluctuations de circulation sanguine durant le maintien de différentes postures statiques peuvent provenir de l'élévation de la pression veineuse aux extrémités des membres inférieurs.

Ces résultats vont dans le même sens que ceux d'Arnoldi [28] et d'Arnoldi et al. [29] qui rapportaient que l'augmentation de la pression sanguine dans les jambes dépend de la pression hydrostatique mesurée par la hauteur de la colonne de sang à partir du cœur. Selon Sjöstrand [30], cette différence de pression résulte en une grande différence entre le volume de sang au niveau du thorax et au niveau du bas du corps et que, dans cette condition, il est évident de retrouver une augmentation de la pression veineuse aux extrémités des membres inférieurs.

Proportionnellement avec l'augmentation de la pression hydrostatique, la distance verticale pied-cœur peut causer à la longue, selon quelques auteurs [32, 33, 34], une augmentation de la filtration par minute dans le réseau capillaire au niveau du pied.

Lorsque le total de la filtration du réseau capillaire excède le flux lymphatique, le flux interstitiel augmente et il se crée de l'œdème. A cet effet, les nombreux auteurs qui ont étudié la posture de travail statique debout [3, 10, 11, 12, 15, 19, 20, 23, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46] ont observé une augmentation du risque d'apparition de varices.

Toutefois, plusieurs mécanismes de prévention peuvent réduire l'œdème durant l'orthostatisme [47, 48].

D'abord, un baroréflexe vasculaire local peut causer une vasoconstriction suffisante pouvant réduire localement le volume de sang dans les muscles et la peau dans les extrémités des membres inférieurs [49, 50].

En 1985 dans une étude originale [51], Winkel a ajouté qu'une contraction musculaire soutenue de faible intensité peut participer également à la réduction de la pression orthostatique et à la réduction de l'œdème.

De plus, la sédentarité reliée à la position assise [18, 52] et à la posture debout [10] a déjà été mise en cause comme facteur de risque pouvant augmenter l'apparition de varices.

Les corrélations négatives retrouvées au **Tableau 4** entre la sollicitation des gastrocnémiens (EMG) en position statique et les variables reliées à la perfusion au niveau des pieds,  $TcPO_2$ ,  $TcPCO_2$ , la température et l'œdème du pied, portent à conclure que les muscles gastrocnémiens contribuent de façon notable à l'hémodynamique veineuse.

Il a par ailleurs été démontré [53] que la contraction soutenue des muscles gastrocnémiens, comme nous l'avons observé lors des postures debout et assis-debout de type base [26], nuit au remplissage des veines.

Il a même été démontré [54] que les veines demeurent vides pendant une contraction soutenue des gastrocnémiens.

En effet, Barcroft et al. [55] ont précisé qu'une contraction soutenue à 30 % de la force maximale provoque une ischémie et ne peut être maintenue au-delà de 1 3/4 minute. Rappelons pour les ergonomes que, d'un point de vue fonctionnel [56], les veines gastrocnémiennes représentent un réservoir veineux placé au centre du « cœur périphérique » et qui constitue la pompe des gastrocnémiens.

Lors du relâchement du tonus des muscles gastrocnémiens et soléaires, les veines gastrocnémiennes très élastiques se dilatent et le volume sanguin, par gravité, tombe le long du trajet intramusculaire des gastrocnémiens jusqu'au pied lorsque les valvules ne sont pas compétentes.

Ceci est en lien avec les résultats de Van Cleef et al. [53] faisant la démonstration que, durant cette phase de relâchement musculaire, le volume de la colonne veineuse profonde augmente et le sang superficiel afflue vers la profondeur au travers des veines perforantes et le contenu des réseaux veineux intramusculaires peut alors se déverser dans les veines jumelles.

Dans ce sens, Claeys et al. [54] ont observé, à l'aide de la vidéophlébographie dynamique, un remplissage total du réseau superficiel, profond et musculaire en position debout, les pieds à plat au sol, sans flexion ni extension plantaire.

L'augmentation de l'œdème du pied, tel qu'observé ici (**Tableau 4**), est en relation directe avec la consommation d' $O_2$  en mL/min, cette dernière étant en partie reliée à la distance verticale pied-cœur, qui semble causer la baisse de perfusion, la baisse de  $TcPO_2$  ainsi que la baisse de la température du pied.

Bien que chacune des postures fut maintenue durant 20 minutes car cette durée était suffisante pour observer des changements suivis d'un plateau des valeurs de  $TcPO_2$ , de  $TcPCO_2$ , de perfusion et de température, il est toutefois possible que ce temps ne soit pas suffisant pour créer des différences significatives entre les postures.

A l'avenir, d'autres recherches devraient analyser des périodes allant au-delà de 20 minutes comme celles retrouvées en milieu de travail dont la durée est de 4 à 8 heures.

Les valeurs de perfusion, corrélées négativement aux valeurs d'œdème, vont dans le même sens que le modèle d'étiologie des varices proposé par Michiels et al. [57]. Selon ces derniers [57], la stase veineuse serait capable par elle-même d'initier une cascade d'événements dont les conséquences peuvent être dramatiques pour la paroi veineuse. Cette cascade d'événements physiologiques, reliée à la contraction des muscles gastrocnémiens et à la hauteur de la colonne orthostatique, peut être répétée régulièrement durant les quarts de travail sur de longues périodes de temps.

A cela s'ajoute les autres facteurs de risque présentés en introduction conduisant à des changements irréversibles tels que ceux observés dans la maladie variqueuse.

Ces observations sur les facteurs de risque reliés à une durée prolongée d'orthostatisme, vont dans le même sens que ceux rapportés par Paricelle et al. [58] ainsi que Tomei et al. [59] qui ont mis en relation l'importance de la durée du travail en position debout et le risque de varices. Les résultats de leurs études montrent que lorsque le travail est effectué en position debout durant une période de 5 ans, le risque de varices est multiplié de 20 %.

#### Interrelations entre les variables psychophysiques et les variables physiologiques et anatomiques

Les corrélations simples, tel qu'observées plus haut, arrivent à démontrer les relations existant entre les mesures psychométriques et certaines variables physiologiques (**Tableau 5**). Toutefois, dans l'analyse des interrelations entre les variables psychophysiques et les variables physiologiques reliées à l'œdème et aux varices, faite par régression multiple pas à pas, aucune variable psychophysique n'a été retenue dans aucun des modèles de prédiction.

Nos résultats démontrent que les sujets placés dans les conditions expérimentales de l'étude ne sont ni en mesure de percevoir une différence entre les trois échelles permettant d'évaluer la sensation de confort sous et dans le pied, ni de percevoir les variables associées à la perfusion et à l'œdème.

En effet, les résultats obtenus de la perception des sujets par le biais des échelles psychophysiques démontrent qu'ils confondent ( $p < 0,01$ ) les trois types de perceptions, soit le niveau de confort sous les pieds, le niveau d'enflure des pieds et le niveau d'engourdissement des pieds, et qu'ils ne sont pas en mesure de les différencier.

De plus, les sujets ne semblent pas percevoir les variables associées à la perfusion pouvant mener à la formation de varices.

Ils semblent plutôt percevoir la dépense énergétique associée à une posture.

Ainsi, la sensation de perception tant au niveau du confort sous le pied, que la perception de pieds œdématiés et de pieds engourdis, est inversement corrélée à la distance verticale pied-cœur, à la contraction des gastrocnémiens, à la fréquence cardiaque et aux angles des articulations genoux, tronc/cuisse, et à la somme des angles.

En fait, nos résultats sont en lien avec ceux de l'étude de Messing et al. [60] qui ont rapporté qu'un même outil d'évaluation de l'inconfort et/ou de la douleur peut révéler des résultats différents, voire même contradictoires, d'une étude à une autre, études ayant pourtant des visées similaires.

De plus, ces mêmes auteurs mentionnent que l'utilisation du questionnaire Nordic dans le cadre d'une intervention limitée à un environnement de travail donné, avec une faible population de travailleurs, a déjà donné des résultats différents de ceux du même questionnaire distribué à un grand nombre de travailleurs issus de divers milieux professionnels [60].

Dans le second cas, il s'agit de prendre davantage de précautions lors de l'interprétation des résultats, ces derniers étant basés sur la seule « parole » des travailleurs dont on ne connaît pas spécifiquement l'environnement de travail.

Il est intéressant de noter que la perception des sujets du niveau de confort sous le pied et la perception de pieds enflés est corrélée positivement avec l'augmentation de la  $TcPO_2$ , ainsi qu'au ratio  $TcPO_2/TcPCO_2$ .

De même, la corrélation négative entre la perception de pieds enflés et la dépense énergétique en mL/min alors qu'il n'y a pas de corrélation avec l'œdème du pied tend à supposer que la perception lors du maintien d'une posture statique pourrait être davantage axée sur la dépense énergétique globale d'une posture que sur les variables physiologiques de perfusion et d'œdème intramusculaire.

On pourrait concevoir qu'il serait peut-être plus facile d'utilisation pour un ergonome de terrain de développer une échelle psychophysique basée sur la température du pied puisque nous avons observé des corrélations significatives entre cette variable et les variables de perfusion et d'œdème.

En revanche, l'estimation par une autoévaluation des postures contraignantes et de la manutention de matériel par questionnaire semble selon plusieurs auteurs avoir une validité faible et être peu reproductible [61].

Même si le questionnaire d'autoévaluation est le moins coûteux et le plus convivial, il n'en demeure pas moins que sa validité et sa fidélité restent très faibles quant aux questions ayant trait à la perception de la durée de maintien d'une posture [60, 62, 63, 64, 65, 66].

Ainsi, certains chercheurs [67, 68, 69] ont souligné la mauvaise validité de cet outil dans le cadre d'activités physiques.

Quoiqu'il ait été démontré que l'autoévaluation est influencée, tant par l'interprétation des questions que par des facteurs physiologiques, il n'est pas clair qu'un travailleur puisse être en mesure de détecter les avantages et les inconvénients physiologiques et biomécaniques de la posture de travail, afin de se retirer d'une situation pouvant porter atteinte à son système musculo-squelettique.

#### Application ergonomique de l'estimation des variables reliés à l'œdème et à l'hypoxie au niveau des membres inférieurs

En premier lieu, il est intéressant de remarquer que les paramètres anthropométriques (âge, taille et circonférence de la taille) sont les premiers à ressortir par rapport aux analyses de régression multiple pas à pas, pour la variable dépendante œdème et  $TcPO_2$  (Tableau 4).

Ceci est en lien avec les quelques travaux [4, 10, 12, 14, 20, 24, 25] démontrant que les facteurs de risque d'œdème et d'apparition de varices semblent s'aggraver avec le vieillissement des travailleurs.

Au niveau de la circonférence de la taille, nos résultats vont dans le même sens que les travaux [1, 10, 11, 12, 18, 19, 20, 21, 22, 23] qui ont démontré que l'obésité fait aussi partie des facteurs de risques.

De plus, l'impact de la taille des sujets sur les paramètres physiologiques mesurée dans cette présente étude va dans le même sens que des travaux [28, 29, 32, 33, 34] qui ont fait la preuve que plus la distance pied-cœur est élevée et que, plus la colonne hydrostatique est élevée, plus la pression sanguine dans les jambes est élevée et peut causer à la longue de l'œdème et une stase veineuse capable d'initier l'apparition de varices.

L'aspect de perfusion au niveau du pied est estimé en premier lieu par la FC (Tableau 7). Par rapport aux régressions multiples pas à pas (Tableau 6, Tableau 7 et Tableau 8), les modèles simples (1 variable indépendante + constante) retiennent des paramètres qui ne prennent pas en compte la posture adoptée par les sujets.

Toutefois, lorsque les variables dépendantes (œdème,  $TcPO_2$  et perfusion) sont estimées à partir de modèles plus complexes, on retrouve le delta pied-cœur qui tient compte de la posture et qui s'ajoute aux variables indépendantes de prédiction liées à la morphologie des sujets (âge, taille et circonférence de la taille).

## Conclusion

Afin qu'un ergonome puisse estimer les facteurs de risque d'œdème et d'hypoxie au niveau des membres inférieurs lors du maintien d'une posture en industrie, nous avons effectué des corrélations multiples pas à pas à partir des variables facilement mesurables en milieu de travail.

Les résultats de la présente étude mettent en évidence que l'âge, la taille, la circonférence de la taille ainsi que la distance pied-cœur et la contraction des gastrocnémiens, sont des facteurs majeurs qui influencent les paramètres vasculaires des membres inférieurs lors du maintien d'une posture statique.

Quoique l'âge, qu'une plus grande taille et qu'un plus grand tour de taille augmentent le risque de développer de l'œdème et des varices au niveau des membres inférieurs, il serait possible de modifier la configuration d'une posture de travail afin de minimiser ces effets.

A cet effet, une posture statique de travail devrait être configurée selon une faible distance pied-cœur permettant un niveau de sollicitation minimale des gastrocnémiens afin d'obtenir une perfusion maximale.

D'ailleurs, les résultats de perfusion obtenus dans cette étude démontrent que lorsque la distance pied-cœur est élevée, la perfusion diminue, qui selon le modèle de Michels et al. [57] mène à la cascade d'événements physiologiques causant l'apparition d'œdème et de varices.

Les résultats de perception des sujets démontrent qu'ils s'orientent davantage sur la contraction des gastrocnémiens, la dépense énergétique de la posture, afin de se positionner dans la posture la moins coûteuse en énergie sans pouvoir percevoir les différences associées à la perfusion.

## Références

1. Canonico S., Gallo C., Paolliso G., Pacifico F., Signoriello G., Sciaudone G., et al. Prevalence of varicose veins in Italian elderly population. *Angiology* 1998 ; 49 : 129-35.
2. Robbins S.E. Public health in the next decade. *J. Public Health Policy* 1985 ; 6, 4 : 440-6.
3. Wild L.R. Vascular structural disorders. In: *Medical-Surgical Nursing*. J.B. Lippincott Company, London 1986 : 656-8.
4. Schmeiser-Reider A., Kunze U., Mitsche N., Rosenberger A., Kunze M. Self reported prevalence of venous diseases in the general population of Austria-results of the SERMO (self-Reported Morbidity) study. *Acta Med. Austria* 1998 ; 25 : 65-8.
5. Laurikka J., Laara E., Sisto T., Tarkka M., Auvinen O., Hakama M. Misclassification in questionnaire survey of varicose veins. *J. Clin. Epidemiol.* 1995 ; 48 : 1175-8.
6. Sobaszek A., Dômont A., Fromot P., Dreyfus J.P., Mirabaud C., Catilina P. L'insuffisance veineuse chronique des membres inférieurs en entreprise : enquête réalisée auprès de trois populations de salarié Français. *Applied Ergonomics* 1996 ; 13, 3 : 195-202.
7. Zhang L., Drury C.G., Wooley S.M. Constrained standing: Evaluating the foot/floor interface. *Ergonomics* 1991 ; 34, 2 : 175-92.
8. Ryan G.A. The prevalence of musculo-skeletal symptoms in supermarket workers. *Ergonomics* 1989 ; 32, 4 : 359-71.
9. Sun J.M. Epidemiologic study on peripheral vascular disease in Shanghai. *Chung Hua Wai Ko Tsa Chih (Eng. Abst)* 1990 ; 28 : 480-3.
10. Stvrtinová V., Klesar J., Wimmer G. Prevalence of varicose veins of the lower limbs in the women working at a department store. *International Angiology* 1991 ; 10, 1 : 1-5.
11. Mekky S., Schilling R.S.G., Walford J. Varicose veins in women cotton workers: an epidemiological study in England and Egypt. *Br. Med. J.* 1969 ; 12 : 591-5.
12. Carpentier P., Priollet P. Epidemiology of chronic venous insufficiency. *Presse Med.* 1994 ; 23 : 197-201.
13. Cornu-Thenard A., Boivin P., Baud J.M., De Vincenzi I., Carpentier P.H. Importance of the familial factor in varicose disease. Clinical study of 134 families. *J. Dermatol. Surg. Oncol.* 1994 ; 20 : 318-26.
14. Dindelli M., Basellini A., Rabaiotti E., Corsi G., Ferrari P.A., Zucca R., et al. Epidemiological analysis of the incidence of varicose pathology in pregnancy. *Ann. Ostet. Ginecol. Med. Perinat.* 1990 ; 111 : 257-64.
15. Komsuoglu B., Goldeli O., Kulan K., Certinarlan B., Komsuoglu S.S. Prevalence and risk factors of varicose veins in an elderly population. *Gerontology* 1994 ; 40 : 25-31.
16. Scappaticci S., Capra E., Cortinovis M., Cortinovis R., Arbustini E., Diegoli M., et al. Cytogenetic studies in venous tissue from patients with varicose veins. *Cancer Genet. Cytogenet.* 1994 ; 75 : 26-30.
17. Scott T.E., LaMorte W.W., Gorin D.R., Menzoian J.O. Risk factors for chronic venous insufficiency: A dual case-control study. *J. Vasc. Surg.* 1995 ; 22 : 622-8.
18. Brand F.N., Dannenberg A.L., Abbot R.D. The epidemiology of varicose veins: The Framingham study. *Am. J. Prev. Med.* 1988 ; 4 : 96-101.
19. Sisto T., Reunanen A., Laurikka J., Impivaara O., Heliovaara M., Knekt P., et al. Prevalence and risk factors of varicose veins in lower extremities: Mini-Finland health survey. *Eur. J. Surg.* 1995 ; 161 : 405-14.
20. Krijnen R.M.A., de Boer E.M., Adèr H.J., Bruynzeel D.P. Venous insufficiency in male worker with a standing profession. Part 2. Diurnal volume changes of the lower legs. *Dermatology* 1997 ; 194 : 121-6.
21. Gubèran E., Widmer L.K., Gaus L. Causative factors of varicose veins: myths and facts. An Epidemiological study of 610 women 1973 ; 12 : 115-20.
22. Decimetièrè P., Richard J.L., Pequignot G. Varicose veins a risk factor for arteriosclerotic disease in the middle aged man? *Int. J. Epidemiol.* 1982 ; 10 : 329-35.
23. Abramson J.H., Hopp C., Epstein L.M. The epidemiology of varicose veins: a survey in western Jerusalem. *J. Epidemiol. Community Health.* 1981 ; 35 : 213-7.
24. Hirai M., Naiki K., Nakayama R. Prevalence and risk factors of varicose veins in Japanese women. *Angiology* 1990 ; 3 : 228-32.
25. Petruzzellis V., Florio T., Quaranta D., Troccoli T., Serra M.A. Epidemiologic observations on the subject of phlebopathy of the legs and its dermatologic complications. *Minerva Med.* 1990 ; 81 : 611-6.
26. Taillefer F., Boucher J.P., Zummo M., Comtois A.S., Savard R. Réponses physiologiques et biomécaniques à divers types de bancs assis-debout chez les femmes avec et sans problème veineux. *Travail humain* 2009 ; accepté pour publication.
27. Huskinsson E.C. Visual analogue scales. In: R. Melzack (Ed.) *Pain measurement and assessment*. New York : Raven Press 1974 ; 33-7.

28. Arnoldi C.C. Venous pressure in the leg of healthy human subjects at rest and during muscular exercise in the nearly erect position. *Acta Chir. Scand.* 1965 ; 130 : 570-83.
29. Arnoldi C.C., Greitz T., Linderholm H. Variation in cross sectional area and pressure in the veins of the normal human leg during rhythmic muscular exercise. *Acta Chir. Scand.* 1966 ; 132 : 507-22.
30. Sjöstrand T. The regulation of the blood distribution in man. *Acta Physiol. Scand.* 1952 ; 26 : 312-27.
31. Starling E.H. On the absorption of fluids from the connective tissues spaces. *J. Physiol.* 1896 ; 19 : 312-26.
32. Greenleaf J.E., Shvartz E., Kravik S., Keil L.C. Fluid shifts and endocrine response during chair rest water immersion in man. *J. Appl. Physiol.* 1980 ; 48 : 79-88.
33. Granger H.J., Laine G.A., Barnes G.E., Lewis R.E. Dynamics and control of transmicrovascular fluid exchange. In: Staub N.C. and Tailors A.E. (Eds). *Edema*, Raven Press, New York : 1984 ; 189-228.
34. Weddell J.M. Varicose veins pilot survey. *British Journal of Preventative and Social Medicine* 1969 ; 23 : 179-86.
35. Boitel L., Courthiat M.C., Halter J., Jabot F., Leroux C., Robaux P., et al. Travail et pathologie variqueuse. *Cah. A. Med. I. Profess.* 1982 ; 85 : 15-27.
36. Grandjean E. Fitting the task to the man. An ergonomic approach. Taylor et Francis Ltd, London 1982 ; 379 p.
37. Maffei F.H.A., Magaldi C., Pinho S.Z. Varicose veins and chronic venous insufficiency. In Brazil: prevalence among 1755 inhabitants of a country town. *Int. J. Epidemiol.* 1986 ; 15 : 110-7.
38. Lorenzi G., Bavera P., Cipolat L. The prevalence of primary varicose veins among workers of a metal and steel factory. In: *Phlebology' 85*, Ed. by Negus D., Jantet G. Paris : John Libbey 1986 ; 1 821 pages.
39. Winkel J., Bendix T. Muscular performance during seated work evaluated by two different EMG methods. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1986 ; 55 : 167-73.
40. Winkel J. On the significance of physical activity in sedentary work. In: Knave B., Widebäck P.G., eds. *Work with display units*. Elsevier Science Publishers, North-Holland 1987 ; 86 : 229-36.
41. Novo S., Avellone G., Pinto A. Prevalence of primitive varicose veins of the lower limb limbs in a randomized population sample of western Sicily. *Inter. Angiol.* 1988 ; 7 : 176-81.
42. Noddeland H., Winkel J. Effects of leg activity and ambient barometric pressure on foot swelling and lower-limb skin temperature during 8h of sitting. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1988 ; 57 : 409-14.
43. Raveyre J., Poitrineau J., Catilina P. Suivi de l'insuffisance veineuse en milieu industriel. *Enjeux médico-sociaux et économiques du médicament en France*. C.R.I.S. Éditeur, Paris 1991.
44. Sadick N.S. Predisposing factors of varicose and telangiectic leg veins. *J. Dermatol. Surg. Oncol.* 1992 ; 18 : 883-6.
45. Jorgensen K., Hansen L., Lundager K., Winkel J. Low back muscle reactions to constrained standing in relation to shock absorbing properties of floor and shoes. In: Nielson R., Jorgensen K. (Eds). *Advances in industrial ergonomics and safety*. V, Taylor and Francis, London 1993 ; 279-83.
46. Kontosic I., Vukelic M., Mesaros-Kanjiski E., Materljan E., Jonjic A. Work condition as risk factors for varicose veins of the lower extremities in certain professions on the working population of Rijeka, 2000.
47. Aukland K., Nicolaysen G. Interstitial fluid volume: Local regulatory mechanisms. *Physiol. Rev.* 1981 ; 91 : 556-643.
48. Noddeland H. Transcapillary pressure in human subcutaneous tissue. A Study of edema-preventing mechanism in orthostasis, heart failure and hypoproteinemia. University of Bergen, Department of physiology, thesis 1984.
49. Amery A., Bossaert H., Deruyttere M., Vanderkinden L., Verstraete M. Influence of body posture on leg blood flow. *Scand. J. Clin. Lab. Invest.* 1973 ; 31, 128 : 29-36.
50. Henriksen O., Sejrsen P. Effect of "vein pump" activation upon venous pressure and blood flow in human subcutaneous tissue. *Acta Physiol. Scand.* 1977 ; 100 : 14-21.
51. Winkel J. On foot swelling during prolonged sedentary work and the significance of leg activity. Thèse de Doctorat, National Board of Occupational Safety and Health, Research Department, Work Physiology Unit, S-171 84 Solna; Karolinska Institute, Department of Physiology III, Stockholm, Sweden 1985.
52. Alexander C.J. Chair-sitting and varicose veins. *Lancet* 1972 ; 1 : 822-3.
53. Van Cleef J.F., Griton P., Cloarec M., Moppert M., Ribeau C. Modèle dynamique de la pompe musculaire du mollet. *Phlébologie* 1990 ; 43, 2 : 217-25.
54. Claeys R., Thiery L., Uytterhaegen Ph. La pompe musculaire du mollet. 1993 ; 46, 2 : 287-92.
55. Barcroft H., Millen L.E. The blood flow through muscle during sustained contraction. *J. Physiol.* 1939 ; 97 : 17-31.
56. Blanchemaison Ph., Gorny Ph., Louis G., Griton Ph., Cloarec. Relation entre veines et muscles du mollet chez le sportif et le jeune sédentaire: étude échographique et conséquence physiopathologiques. *Phlébologie* 1995 ; 48, 4 : 435-43.
57. Michels C., Arnould T., Rémacle J. Endothelial cell response to hypoxie: initiation of a cascade of cellular interactions. *Biochem. Biophys. Acta* 2000 ; 1 : 1-9.
58. Paricelle E., Ducord J., Cahu J. Étude épidémiologique des troubles veineux des membres inférieurs selon le poste de travail. A propos de 2 895 dossiers. *Archives des maladies professionnelles* 1993 ; 54 : 30-61.
59. Tomei F., Baccolo T.P., Tamao E., Palmi S., Rosati M.V. Chronic venous disorders and occupation. *American Journal of Industrial Medicine* 1999 ; 36, 6 : 653-65.
60. Messing K., Tissot F., Stock S. Distal Lower-Extremity Pain and Work Postures in the Quebec Population. *American Journal of Public Health* 2008 ; 98 : 705-13.
61. Wicktorin C., Wigaeus Hjelm E., Winkel J., Köster M. Stockholm MUSIC I Study Group. Reproducibility of a questionnaire for assessment of physical load during work and leisure time. *Journal Occupational and Environmental Medicine (JOEM)* 1995 ; 38, 2 : 190-7.
62. Baty D., Buckle P.W., Stubbs D.A. Posture recording by direct observation, questionnaire assessment and instrumentation: a comparison base on a recent field study. In: Corlett N., Wilson J., Manenica I. (Eds). *The Ergonomics of working postures*. Proceedings of the first international Occupational Ergonomics Symposium, 15-17 april 1985, London and Philadelphia : Taylors & Francis 1986 ; 283-91.
63. Rossignol M., Baetz J. Task-related risk factors for factors spinal injury: validation of a self-administration questionnaire on hospital employees. *Ergonomics* 1987 ; 30 : 1531-40.
64. Burdoff A., Laan J. Comparison of methods for assessment of postural load on the back. *Scand. J. Work. Environ. Health* 1991 ; 17 : 425-9.
65. Van der Beek A., Braam I., Douwes M. Validity of a diary estimating exposure to task, activities, and postures of the trunk. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* 1994 ; 66 : 173-8.
66. Wicktorin C. An interview technique for recording work postures in epidemiological studies. *Int. J. Epidemiol.* 1996 ; 25, 1 : 171-8.
67. Washburn R.A., Montoye H.J. The assessment of physical activity questionnaires. *Am. J. Epidemiol.* 1986 ; 123 : 563-76.
68. Lamb K.L., Brodies D.A. The assessment of physical activity by leisure-time physical activity questionnaires. *Sport Med.* 1990 ; 10 : 159-80.
69. Ainsworth B., Jacobs D., Leon A., Richardson M., Montoye H. Assessment of the accuracy of physical activity questionnaire occupational data. *J. Occup. Med.* 1993 ; 35 : 1017-27.

#### VI.4. ARTICLE 4

### **L'EFFET DE LA MARCHÉ SUITE À UNE POSTURE STATIQUE PROLONGÉE SUR LES VARIABLES PHYSIOLOGIQUES ET LA CIRCULATION DES MEMBRES INFÉRIEURS**

Article acceptée pour publication dans la revue **Phlébologie**.

## L'effet de la marche suite à une posture statique prolongée sur les variables physiologiques et la circulation des membres inférieurs.

### *The effect of walking following a prolonged static posture on physiological parameters linked to lower limb muscle blood flow.*

Taillefer F.<sup>1</sup>, Boucher J.P.<sup>2</sup>, Zummo M.<sup>3</sup>, Comtois A.S.<sup>2</sup>, Savard R.<sup>1</sup>

#### Résumé

**Problématique :** Depuis la transformation du milieu de travail, dû à la révolution industrielle, il n'est pas étonnant de retrouver des situations de postes cloisonnés. Cette organisation du travail a sans aucun doute permis de réduire la charge de travail physique, mais au détriment d'une augmentation du travail statique de faible intensité.

**Objectif :** Évaluer l'effet de la marche sur les variables physiologiques associées au développement de varices suite à des postures statiques de courte durée.

**Méthode :** Des mesures physiologiques furent prises à la fin de périodes de marche (5 min à 3,5 km/h sur tapis roulant) suivant chacune des postures statiques (assis, assis-debout et debout) maintenues durant 20 minutes chez dix femmes sans varices (Co) et avec varices (C2).

**Résultats :** Les résultats indiquent que la marche oxygène les membres inférieurs et possiblement minimise la cascade d'événements physiologiques menant à l'apparition d'œdème et de varices. L'absence de différences significatives lors de la marche entre le groupe sans varice (Co) et avec varices (C2) appuie l'hypothèse que la marche a le même effet chez les sujets sans varices et avec varices dont la classe CEAP est de C2.

**Conclusion :** Notre étude révèle que la marche a des conséquences significativement bénéfiques sur tous les paramètres physiologiques circulatoires des membres inférieurs.

**Mots-clés :** marche, récupération, posture statique, membres inférieurs, varices.

#### Summary

**Goal :** The goal of this study was to measure the effect of walking on lower limb blood flow and oxygenation following prolonged static postures.

**Methods :** Two groups (n = 10 per group) of women (without varicose veins, Co and with varicose veins, C2) were studied during the maintenance of 6 twenty minutes periods of different static postures in the sit-stand position (base, bambach, bicycle and knee), sitting and standing all interspersed by 5 min walking periods. The following measurements during each posture and walking periods were taken on the left lower limb: blood perfusion (foot), transcutaneous partial pressure of O<sub>2</sub> and CO<sub>2</sub> (foot), cutaneous temperature (medial malleola), EMG of the gastrocnemius muscle, VO<sub>2</sub>, and heart rate, were recorded.

**Results :** The results of the present study indicate that walking has significant benefits on various physiological circulatory parameters of the lower limbs. When compared to static postures, we have observed that walking favours all physiological variables towards a better circulation and oxygenation of the lower limbs. To this effect, heart rate, foot transcutaneous blood flow velocity, TcPO<sub>2</sub> and TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub> ratio all increase while TcPCO<sub>2</sub> decreases.

These physiological measurements demonstrate unequivocally the importance of walking to maintain lower limb oxygenation and possibly minimising the cascade of physiological events leading towards the appearance of lower limb oedema and varicose veins [9]. In addition, alternating between static postures and walking appears to be beneficial during a three and a half hours experimental procedure and would certainly merit being validated in industry. As well, the absence of significant differences (physiological variables) between the varicose vein (Co) and non-varicose vein (C2) groups is similar to the observations of Claeys et al. [10] and supports the notion that walking has the same effect on subjects with and without varicose veins.

**Keywords :** waking, recuperation, static posture, lower limb, varicose veins.

1. Département des Sciences Biologiques, Université du Québec à Montréal, C.P. 8888, succ. Centre-ville, Montréal, QC., Canada, H3C 3P8. Tél : 514-987-3000 poste 4156 Fax : 514-987-6616

2. Institut Santé et société et Département de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal, C.P. 8888, succ. Centre-ville, Montréal, QC., Canada, H3C 3P8.

3. Clinique de phlébologie, 916, rue Saint-Joseph Est, Montréal, QC., Canada, H2J 1K6.

E-mail : [taillefer.francois@uqam.ca](mailto:taillefer.francois@uqam.ca)

Accepté le 12 octobre 2009

## Introduction

Depuis la révolution industrielle, l'industrie a orienté l'organisation du travail vers la mécanisation et l'automatisation afin de faire face à la concurrence et aux besoins de production toujours plus grands. Bien que cette organisation du travail ait permis dans les dernières décennies de réduire la charge de travail physique, les travailleurs(euses) ont dû faire face à une augmentation du travail statique de faible intensité [1, 2, 3].

Selon Stvrtinová et al. [4], la problématique reliée aux postures statiques s'apparente à la sédentarité qui augmente le risque, entre autres, d'apparition de varices.

Récemment, afin de contrer la problématique reliée au travail statique, quelques auteurs [5] proposaient de renverser la tendance en développant la polyvalence des travailleurs(euses) et d'insérer la rotation des postes de travail. *Le principal avantage dans la rotation de travail est de pouvoir introduire, en guise de repos, le travail dynamique* [6]. D'après Ebben [7], un environnement de travail permettant le changement de postures et encourageant la marche pourrait réduire les risques associés au statisme.

Ainsi, dans un contexte où se développent la polyvalence des travailleurs(euses) et la tendance actuelle de rotation des postes, il devient important de mieux connaître les effets physiologiques des déplacements à la marche, surtout lorsque ceux-ci sont en alternance avec des postures statiques adoptées en industrie : debout, assis ou assis-debout. Ceci permettrait de mieux comprendre les effets physiologiques de la marche et de réfléchir aux combinaisons d'alternance des postures statique-marche afin de diminuer les contraintes physiologiques reliées au statisme.

*Donc, le but de cette étude était de déterminer chez des sujets avec et sans varices quelles conséquences la marche aurait sur les paramètres physiologiques circulatoires des membres inférieurs.*

## Matériels et méthodes

### Caractéristiques des sujets

Dix femmes âgées entre 30 et 60 ans ayant des varices (C2) et 10 femmes entre 30 et 60 ans sans varices (Co) ont participé à l'étude. La tranche d'âge entre 30 et 60 ans a été choisie puisqu'elle représente le plus grand nombre de travailleuses et travailleurs ayant des varices au Québec selon le régime de l'assurance maladie du Québec.

Groupe	Âge (an)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
Co	39 ± 9	162 ± 7	58 ± 11	22 ± 3,3
C2	53 ± 8	163 ± 6	75 ± 16	28 ± 3,9

Les valeurs présentées sont moyenne ± ÉT.  
Co, groupe sans varice ; C2, groupe avec varice.

**TABEAU 1 : Caractéristiques anthropométriques des sujets.**

Les caractéristiques anthropométriques des sujets sont présentées sur le **Tableau 1**. Tous les sujets ont été évalués à une clinique médicale privée spécialisée en phlébologie. Les sujets ont été renseignés sur le but et le déroulement de l'étude. La sévérité de l'atteinte variqueuse a été classée et basée d'après la classification CEAP. Les sujets retenus se situaient au stade C2EpAs1Pr niveau d'investigation LII, c'est-à-dire porteurs de varices réticulaires d'origine primaire (sans cause connue), superficielles avec reflux (C2). Les sujets sans varices étaient au stade clinique 0 (Co).

### Procédures méthodologiques

La procédure méthodologique détaillée a été décrite dans un article précédent [8]. Les mesures physiologiques et biomécaniques suivantes furent prises chez les deux groupes de femmes (Co et C2) : la perfusion sanguine au niveau du pied, la pression partielle transcutanée d'O<sub>2</sub> (T<sub>cp</sub>O<sub>2</sub>) et de CO<sub>2</sub> (T<sub>cp</sub>CO<sub>2</sub>), la température cutanée (malléole médiale), l'EMG du gastrocnémien, la consommation d'O<sub>2</sub> (VO<sub>2</sub>) et la fréquence cardiaque (FC).

### Caractéristiques des postures statiques et des marches post-postures

Six postures statiques furent évaluées tel que décrit précédemment [8]. Succinctement, nous avons utilisé deux postures antagonistes à l'une et l'autre, c'est-à-dire posture debout et assise et quatre postures intermédiaires identifiées comme postures assis-debout (**Figure 1**).

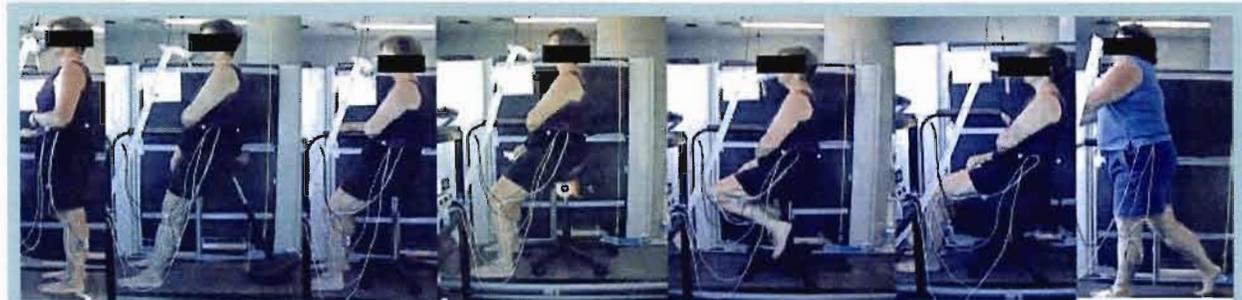
Avant et après le maintien de chaque posture, les sujets ont marché durant 5 minutes sur un tapis roulant à une vitesse de 3,5 km/h afin d'optimiser le retour veineux.

Une période de marche de 5 min fut établie à partir de l'étude pilote où il fut observé que les paramètres physiologiques (mentionnés plus haut) s'étaient rétablis après une minute de marche.

Donc, la période de 1 min fut multipliée par 5 (5 fois la constante de temps) pour obtenir un plateau des paramètres physiologiques.

Les paramètres physiologiques, tels que présentés plus haut, furent enregistrés durant la dernière minute de la période de marche. Suite à la marche sur le tapis roulant, chaque posture fut conservée en statique durant 20 min.

L'effet de la marche suite à une posture statique prolongée sur les variables physiologiques et la circulation des membres inférieurs.



**FIGURE 1 :** Les six postures évaluées, de gauche à droite : debout, base de sable, bicycle, bambach, genoux, assis et la marche à 3,5 km/h sur tapis roulant.

### Analyses statistiques

Toutes les analyses statistiques furent effectuées à l'aide de SPSS (v. 10,5).

En premier lieu une analyse descriptive fut effectuée afin de présenter les données par des valeurs moyennes et écart type. Des analyses de la variance ont été effectuées :

- entre les groupes sans varice (Co) et avec varices (C2) pour les sept marches (mesures répétées) ;
- entre chacune des marches qui ont suivi le maintien des postures statiques et les valeurs de la marche pré-expérimentation (Mo) ;
- entre les valeurs de chacune des marches qui ont suivi le maintien des postures statiques et les valeurs de chacune des postures statiques.

Lors de différences significatives, un test post hoc Newman-Keuls a été utilisé pour comparer les moyennes deux à deux. Les différences ont été considérées statistiquement significatives lorsque l'erreur de type I ( $\alpha$ ) était inférieure à  $p \leq 0,05$ .

### Résultats

Les **Figure 2** et **Figure 3** illustrent les variables physiologiques à Mo, aux marches qui ont suivi le maintien des postures statiques (marche post-postures) et des postures statiques.

#### Postures statiques et déplacement à la marche

La **Figure 2a** présente la fréquence cardiaque lors de l'utilisation des différentes postures statiques ainsi que des marches. On observe que les valeurs de la FC durant la période de marche qui a suivi la posture debout sont significativement moins élevées ( $p < 0,05$ ) que la FC observé à Mo. De plus, les FC de toutes les marches sont significativement plus élevées ( $p < 0,05$ ) que les FC lors du maintien de chacune des postures statiques.

Tel qu'illustré à la **Figure 2b**, il n'y a aucune différence significative ( $p > 0,05$ ) de vitesse de perfusion entre toutes les marches qui ont suivi le maintien des postures statiques et la perfusion lors de Mo.

Toutefois, la vitesse de perfusion de toutes les marches est significativement plus élevée ( $p < 0,05$ ) que la vitesse de perfusion du maintien de chacune les postures statiques.

La **Figure 2c** présente les valeurs de TcPO<sub>2</sub> lors de l'utilisation des différentes postures statiques ainsi que des marches. On observe que la valeur de TcPO<sub>2</sub> des marches qui ont suivi la posture Debout, Base, Bambach, Genoux et Bicycle est significativement moins élevée ( $p < 0,05$ ) que les valeurs de TcPO<sub>2</sub> observé lors de Mo. Cependant, les valeurs de TcPO<sub>2</sub> des marches post-postures Assis, Debout, Base, Bambach et Bicycle sont significativement plus élevées ( $p < 0,05$ ) que les valeurs de TcPO<sub>2</sub> du maintien de chacune de ces postures statiques.

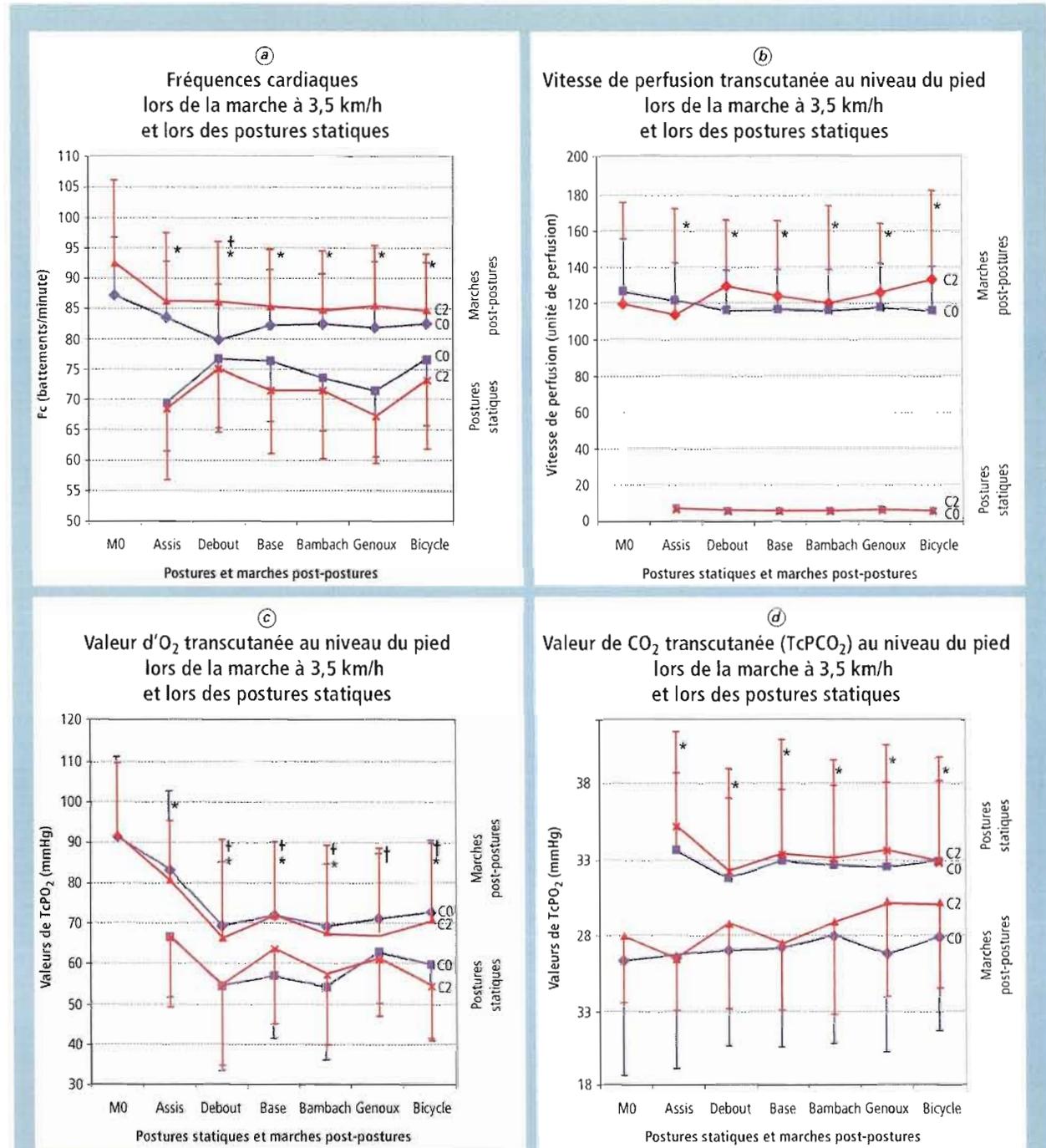
Tel qu'illustré à la **Figure 2d**, il n'y a aucune différence significative ( $p > 0,05$ ) des valeurs de TcPCO<sub>2</sub> entre toutes les marches qui ont suivi le maintien des postures statiques et Mo. Toutefois, les valeurs de TcPCO<sub>2</sub> de toutes les marches sont significativement moins élevées ( $p < 0,05$ ) que les valeurs de TcPCO<sub>2</sub> du maintien de chacune des postures statiques.

La **Figure 3a** présente le ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub> lors de l'utilisation des différentes postures statiques ainsi que des marches.

On n'observe que le ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub> des marches qui ont suivi la posture Debout, Base, Bambach, Genoux et Bicycle est significativement plus élevé ( $p < 0,05$ ) que les valeurs de Mo.

Cependant, les valeurs du ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub> de toutes les marches post-postures sont significativement plus élevées ( $p < 0,05$ ) que le ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub> du maintien de chacune de ces postures statiques.

On observe dans la **Figure 3b** que la température cutanée du pied lors des marches qui ont suivi la posture Debout, Base, Genoux et Bicycle est significativement moins élevée ( $p < 0,05$ ) que la température cutanée du pied observé lors de Mo. Toutefois, seule la valeur de température cutanée de la marche post-posture Debout est significativement plus élevée ( $p < 0,05$ ) que la valeur de température cutanée lors du maintien de la posture debout.



**FIGURE 2 :** Aspects hémodynamiques lors des différentes marches, pour les deux groupes ; sans varices (Co) et avec varices (C2), en comparaison avec les valeurs obtenues lors de la marche pré-expérimentation (Mo) et les six diverses postures statiques (voir légende Figure 1).

a) Fréquences cardiaques (Fc) ;

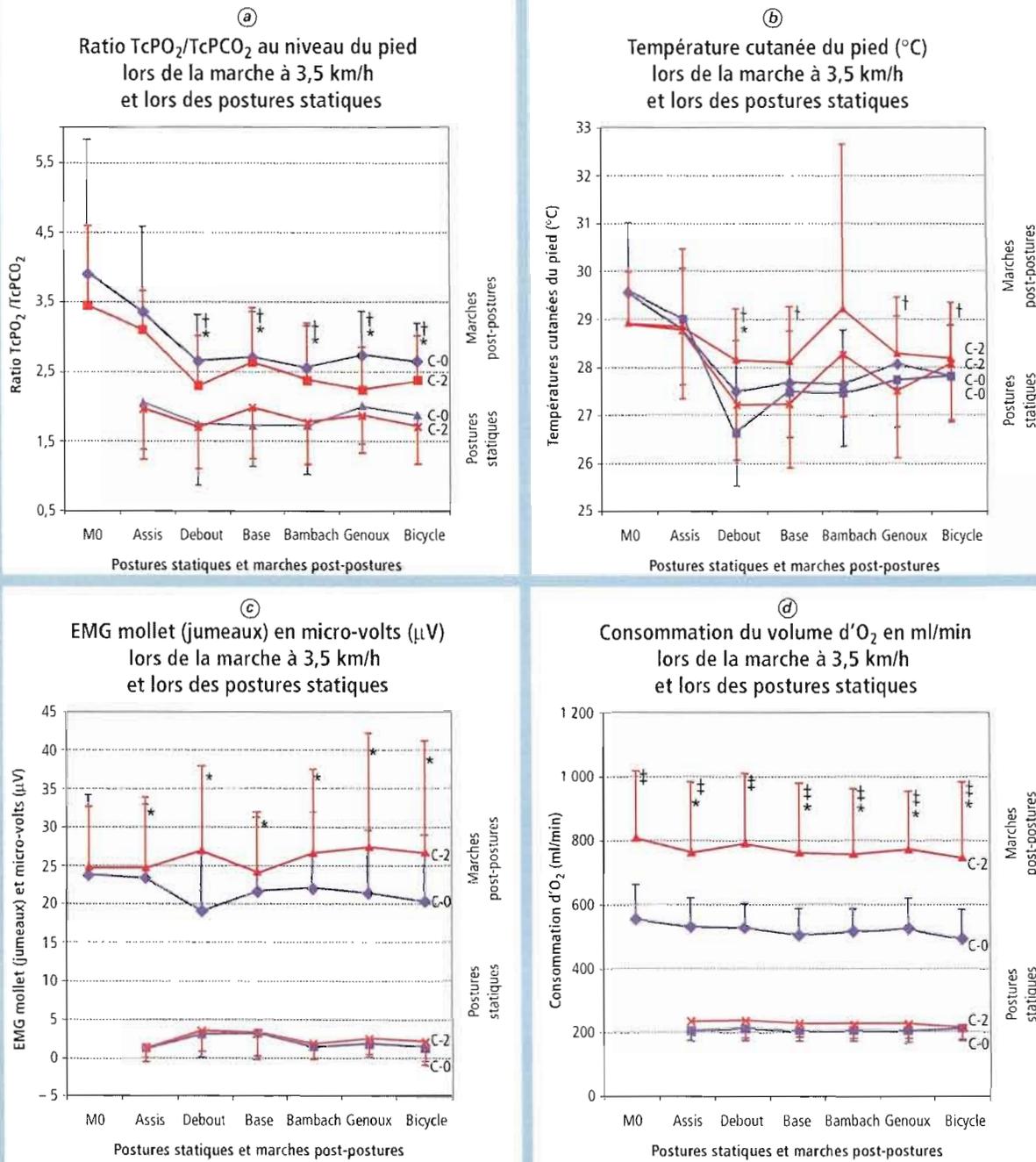
b) Vitesse de perfusion (p.u. perfusion units) des érythrocytes ;

c) Valeurs d'O<sub>2</sub> (mm Hg) ;

d) Valeurs de CO<sub>2</sub> (mm Hg).

† Différence significative entre marche post-posture et la marche initiale Mo.

\* Différence significative entre posture statique et la marche post-posture.



**FIGURE 3 :** Aspects hémodynamiques lors des différentes marches, pour les deux groupes ; sans varices (Co) et avec varices (C2), en comparaison avec les valeurs obtenues lors de la marche pré-expérimentation (Mo) et les six diverses postures statiques (voir légende Figure 1).

a) Ratio  $O_2/CO_2$  ;

b) Température cutané du pied (°C) ;

c) EMG des muscles jumeaux (microvolts) ;

d) Consommation du volume d' $O_2$  en ml/min.

† Différence significative entre marche post-posture et la marche initiale Mo.

\* Différence significative entre posture statique et la marche post-posture.

‡ Différence significative entre les deux groupes ; sans varices (Co) et avec varices (C2) lors de la marche.

La Figure 3c présente les valeurs d'EMG des jumeaux (en micro-volts) lors de l'utilisation des différentes postures statiques ainsi que des marches. On observe qu'il n'y a aucune différence significative ( $p > 0,05$ ) d'EMG des jumeaux entre le maintien des postures statiques et Mo. Cependant, les valeurs d'EMG des jumeaux de toutes les marches sont significativement plus élevées ( $p < 0,05$ ) que l'EMG des jumeaux lors du maintien de chacune des postures statiques.

La Figure 3d présente les valeurs de la consommation du volume d'O<sub>2</sub> lors de l'utilisation des différentes postures statiques ainsi que des marches. On observe qu'il n'y a aucune différence significative ( $p > 0,05$ ) de la consommation du volume d'O<sub>2</sub> entre toutes les marches qui ont suivi le maintien des postures statiques et Mo. Toutefois, les valeurs de la consommation du volume d'O<sub>2</sub> de toutes les marches sont significativement plus élevées ( $p < 0,05$ ) que la consommation du volume d'O<sub>2</sub> du maintien de chacune des postures statiques. De plus, une différence significative ( $p < 0,05$ ) de la consommation d'O<sub>2</sub> en ml/min est observable entre les groupes Co et C2, et ce pour toutes les marches.

## Discussion

L'observation principale de cette étude est que la marche a des conséquences significativement bénéfiques sur tous les paramètres physiologiques circulatoires des membres inférieurs.

### Déplacement à la marche

Comparativement au maintien des postures statiques, nous avons observé que, lors des déplacements à la marche, toutes les valeurs des variables physiologiques sont modifiées en faveur d'une meilleure circulation sanguine et une meilleure oxygénation des membres inférieurs.

À cet effet, on observe que la FC, vitesse de perfusion transcutanée au niveau du pied, la TcPO<sub>2</sub>, le ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub>, augmentent, alors que la TcPCO<sub>2</sub> diminue. Ces mesures physiologiques mettent en évidence l'importance de la marche afin d'oxygéner les membres inférieurs et possiblement minimiser la cascade d'événements physiologiques pouvant mener à l'apparition d'œdème et de varices [9].

**Comme mentionné ci-dessus, nous avons observé des différences marquées entre les postures statiques et dynamiques dans l'ensemble des paramètres physiologiques mesurés.**

Ceci peut s'expliquer de la façon suivante.

L'étude de Claeys et al. [10] a démontré que, pour favoriser un échange sanguin au niveau des membres inférieurs, deux phases dynamiques toutes aussi importantes l'une que l'autre doivent se produire avec la marche. L'une est la phase de remplissage et l'autre la phase de vidange.

Brièvement, la première phase consiste à la contraction des extenseurs des orteils puis la contraction du tibial antérieur et constitue l'étape de remplissage du mollet qui fournit aux membres inférieurs du sang hautement oxygéné. Cette étape d'oxygénation s'effectue dès le relâchement du tonus des jumeaux et du soléaire.

En fait, les travaux de Van der Stricht et al. [11] ont démontré que, durant cette phase de relâchement des muscles jumeaux, les veines jumelles servant de pompes aspirantes soulagent la circulation superficielle et restent engorgées jusqu'à la contraction suivante. Selon les observations de Claeys et al. [10], obtenues par vidéopléthysmographie, cette phase essentielle pour l'oxygénation des tissus des membres inférieurs a tout le temps nécessaire pour remplir l'important réservoir que constitue le réseau veineux du mollet puisque, durant la marche, la phase de contraction du tibial antérieur représente les 2/3 du cycle de marche.

Au cours de la seconde phase de la marche, la contraction du mollet permet d'éjecter rapidement le sang accumulé dans les veines saphènes internes. **Cette activité musculaire du soléaire représente l'essentiel du cœur veineux périphérique et agit en concertation avec les muscles jumeaux comme pompe foulante** [11]. Lors de cette contraction du mollet, le sang est chassé vers le haut à très fort débit des veines jumelles vers la veine poplitée, le seul sens autorisé par les valvules contribuant au retour veineux vers le cœur [11].

Ces auteurs [11] précisent que les veines du mollet restent vides durant toute la phase de contraction du soléaire et des jumeaux et se remplissent totalement, en une fraction de seconde, lorsque le mollet se relâche à nouveau.

Donc, ce qui ressort de nos observations et celles mentionnées ci-dessus, est l'importance de la phase contraction-relâchement des jumeaux (comme durant la marche) afin d'éliminer la stase veineuse des membres inférieurs qui pourrait mener, entre autre, à la formation de veines variqueuses durant des périodes de maintien de posture statique de longue durée (ex. caissière en position debout).

Nous n'avons pas mesuré l'effet du piétinement, mais il pourrait aussi s'avérer bénéfique.

**L'absence de différence significative lors de la marche entre le groupe sans varice (Co) et avec varices (C2) pour les variables physiologiques (FC, vitesse de perfusion transcutanée au niveau du pied, TcPO<sub>2</sub>, TcPCO<sub>2</sub>, le ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub> au niveau du pied) est en accord avec les observations de Claeys et al. [10] et appuie l'hypothèse que la marche a le même effet chez les sujets avec et sans varice.**

A cet effet, ces auteurs ont observé que la vidéopléthysmographie devient absolument éloquent dès la phase de contraction des mollets.

Les veines profondes saines, de même que les grosses veines variqueuses et avalvulées, se vident immédiatement.

### Posture statique

Bien que la vidange des réseaux des membres inférieurs soit fortement assistée par la contraction musculaire lors de la marche, en **posture statique**, selon Blanchemaison et al. [12], **seuls les muscles de la paroi veineuse compriment les vaisseaux et propulsent le sang vers le cœur.**

Ceci est en accord avec nos résultats des postures statiques et expliquerait la baisse des valeurs des variables physiologiques (FC, vitesse de perfusion transcutanée au niveau du pied, TcPO<sub>2</sub>, TcPCO<sub>2</sub>, le ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub> au niveau du pied) ainsi que l'augmentation de la TcPCO<sub>2</sub> au niveau du pied.

Bien que nos résultats [8] montrent qu'il est possible de configurer une posture statique afin qu'elle favorise une perfusion des membres inférieurs durant une période de 20 minutes en posture statique, il n'en demeure pas moins qu'il **n'existe probablement pas de postures statiques idéales que l'on puisse maintenir longtemps.**

### Importance de l'alternance des postures

Dans notre étude, nous avons alterné les périodes de postures statiques avec des périodes de marche. Ce mode d'alternance semble bénéfique pour l'ensemble des paramètres physiologiques mesurés et ce durant une période expérimentale de trois heures et demie.

Nos observations concordent avec les travaux de *Simonson et al.* [13], qui déjà dans le 1<sup>er</sup> tiers du siècle dernier, préconisaient qu'il existe des bénéfices rattachés aux postures qui permettent des variations de mouvements durant le travail : premièrement, le nombre de muscles sollicités augmente et diminue la force locale des muscles spécifiques à la tâche, et, deuxièmement, le changement de posture améliore la circulation sanguine des muscles sollicités et réduit la fatigue de même que la douleur.

Selon *Asmussen* [14], les exercices statiques peuvent causer une fatigue locale plus rapidement que les exercices dynamiques. Le principal avantage dans la rotation des postes de travail est de pouvoir introduire, en guise de repos, du travail dynamique au lieu de diminuer le pourcentage de la force maximale volontaire isométrique (FMVI) soutenue en condition statique [6].

Puisqu'il n'est souvent pas possible de diminuer la cadence de travail, *Vollestad* [3] et *Van Dieën et al.* [17], recommandent d'effectuer davantage de variations de travail incluant des périodes de récupération.

**Idéalement, le poste de travail devrait permettre au travailleur d'alterner entre la posture assise et debout lorsqu'il en ressent le besoin** [16].

D'après *Ebben* [7], un environnement de travail permettant le changement de postures et encourageant la marche, réduit les risques liés à la posture debout statique.

Il convient donc d'aménager les situations de travail de manière à ce que les travailleurs ne soient pas immobiles. Cela implique que l'espace et le plan de travail soient adaptés à l'activité et, aussi bien souvent, que l'organisation du travail soit revue [17].

Les résultats d'une récente étude québécoise de grande envergure ont révélé que les postures debout contraignantes sont liées à une augmentation de la douleur aux chevilles ou aux pieds chez les hommes et les femmes et aux jambes ou aux mollets chez les femmes comparativement aux postures debout avec possibilité de s'asseoir à sa guise [18]. **La liberté de s'asseoir au travail peut prévenir les douleurs aux extrémités des membres inférieurs** [18].

Par le biais d'indicateurs d'inconfort (le seuil de douleur-pressure) et des effets cardiovasculaires (pression sanguine artérielle), *Laperrière et al.* [19] ont constaté que s'asseoir, même pour une petite partie de la journée de travail, procure des effets bénéfiques sur la santé.

Dans notre étude, nous avons utilisé un mode d'alternance statique/marche de 20 min/5 min, respectivement. A cet effet, déjà en 1977, *Björkstén et al.* [20] proposaient que de petites pauses fréquentes semblent avoir un meilleur effet sur la diminution des problèmes reliés aux positions statiques que de longues pauses peu fréquentes.

L'étude de *Brand et al.* [21] a démontré que le maintien d'une position sédentaire, soit assis, soit debout, pendant au moins 4 heures par jour, provoque des déficiences veineuses chez 5,7 % des femmes, tandis que le maintien d'une position sans changement durant 8 heures ou plus mène au même genre de déficiences veineuses chez un plus grand nombre de participants, soit 7,4 %.

En fait, *Brand et al.* [21] proposaient qu'il soit dans l'idéal dans un cadre de travail où les pauses fréquentes sont possibles, de pouvoir prendre à chaque 45 minutes de travail, 15 minutes de repos. Cette combinaison a été identifiée comme étant le ratio qui permet une moins grande surcharge d'effort et de fatigue et qui semble être plus bénéfique que la combinaison 60-15 [21].

Ce dernier cycle (60-15) a d'ailleurs été identifié comme étant le plus inconfortable, avec une augmentation du volume des jambes de 2,4 % [15] et de 1,4 % en travail dynamique [22]. Toutefois, en étudiant le ratio 45-15, quelques auteurs [17] ont observé une diminution de l'inconfort et de l'œdème au niveau des pieds et du bas des jambes.

Donc, plusieurs cycles courts de 20-5 (20 min posture statique-5 min de marche) pourraient être bénéfiques et possiblement plus faciles à instaurer que des cycles longs de 45-15 ou de 60-15 qui ne semblent pas être plus bénéfiques physiologiquement.

Toutefois, la posture assise combinée à la marche (cycle 20-5, voir **Figure 2c**) semble être la plus bénéfique par rapport au contenu en oxygène des membres inférieurs.

## Conclusion

Les résultats de la présente étude révèlent que la marche a des conséquences significativement bénéfiques sur tous les paramètres physiologiques circulatoires des membres inférieurs.

Comparativement au maintien des postures statiques, nous avons observé que, lors des déplacements à la marche, toutes les valeurs des variables physiologiques favorisent une meilleure circulation sanguine et une meilleure oxygénation des membres inférieurs.

À cet effet, on observe que la FC, vitesse de perfusion transcutanée au niveau du pied, la TcPO<sub>2</sub>, le ratio TcPO<sub>2</sub>/TcPCO<sub>2</sub>, augmentent, alors que la TcPCO<sub>2</sub> diminue.

Ces mesures physiologiques mettent en évidence l'importance de la marche afin de mieux oxygéner les membres inférieurs et possiblement de minimiser la cascade d'événements physiologiques pouvant mener à l'apparition d'œdème et de varices [9].

De plus, le mode d'alternance entre la posture statique et la marche semble bénéfique durant une période expérimentale de 3,5 heures et aurait intérêt à être validé en industrie.

Aussi, l'absence de différence significative (variables physiologiques) lors de la marche entre le groupe sans varice (Co) et avec varices (C2) corrobore les observations de Claeys et al. [10] et cette absence de différence soutient que la marche a la même effet chez les sujets avec (classe C2) et sans varices.

## Références

- Magora A.C. Investigation of the relation between low back pain and occupation. *Industrial medicine* 1972 ; 41, 12 : 5-9.
- Hägg G.M. Lack of relation between maximal force capacity and muscle disorders caused by low-level static loads. A new explanation model. *Designing for Everyone: Proceedings of the 11th Congress of the International Ergonomics Association London Taylor & Francis Paris France 1991* ; 9-11.
- Vollestad N.K. Muscle fatigue and activation during low force contractions, consequences for intervention studies. In: Nielsen R., Jorgensen J., eds. *Advances in Industrial Ergonomics and safety V*, London : Taylor & Francis 1993 ; 125-9.
- Stvrtinová V., Klesar J., Wimmer G. Prevalence of varicose veins of the lower limbs in the women working at a department store. *International Angiology* 1991 ; 10, 1 : 1-5.
- Vézina N. Actes du forum : « La rotation, est-ce une solution ? Forum d'échange de la chaire GM en ergonomie de l'UQAM », 27 et 28 février 2003, Université du Québec à Montréal, cote MO-25199, disponible au Centre de documentation de la CSST 2003.
- Jonsson B. The static load component in muscle work. *Eur. J. Applied Physiology* 1987 ; 305-10.
- Ebben J.M. Improved ergonomics for standing work. *Occupational Health Safety* 2003 ; 72 : 72-6.
- Taillefer F., Boucher J.P., Comtois A.S., Zummo M., Savard R. Réponses physiologiques et biomécaniques à divers types de bancs assis-debout chez les femmes sans problèmes veineux et varicosées. *Travail humain* 2009 ; accepté pour publication.
- Michiels C., Arnould T., Remacle J. Endothelial cell response to hypoxie: initiation of a cascade of cellular interactions. *Biochem. Biophys. Acta* 2000 ; 2, 1 : 1-9.
- Claeys R., Thiery L., Uytterhaegen P. La pompe musculaire du mollet. *Congrès Société française de phlébologie, séance Paris France 1993* ; 46,2 : 287-92.
- Van der Stricht J., Staelens I. Veines musculaires du mollet. *Phlébologie* 1994 ; 47, 2 : 135-43.
- Blanchemaison Ph., Gorny Ph., Louis G., Griton Ph., Cloarec. Relation entre veines et muscles du mollet chez le sportif et le jeune sédentaire : étude échographique et conséquence physiopathologiques, *Phlébologie* 1995 ; 48 : 435-43.
- Simonson E., Enzer N. Effect of short rest pause in standing and sitting position on efficiency of muscular work. *J. Indust. Hyg. Toxicol.* 1941 ; 23 : 106.
- Asmussen E. Muscle fatigue. *Med. Sci. Sports* 1979 ; 11 : 313-21.
- Van Dieën J.H., Huub H.E., Vrieling Oude. Evaluation of work-rest schedules with respect to the effects of postural workload in standing work. *Ergonomics* 1998 ; 41, 12 : 1832-44.
- Carson R.A. Stand by your job. *Occupational health & safety* 1994 ; avril : 38-41.
- INRS. Institut National de recherche et de sécurité, Travailler assis ou debout, [http://www.inrs.fr/inrs-pub/inrso1.nsf/IntranetObject-accesParIntranetID/OM:Document:B7DA2C93AD6CA8C3C12572300046AD22/\\$FILE/print.html](http://www.inrs.fr/inrs-pub/inrso1.nsf/IntranetObject-accesParIntranetID/OM:Document:B7DA2C93AD6CA8C3C12572300046AD22/$FILE/print.html), dernière mise à jour le 20 février 2008.
- Messing K., Tissot F., Stock S. Distal Lower-Extremity Pain and Work Postures in the Quebec Population. *Am. J. Public Health* 2008 ; 98 : 705-13.
- Laperrière E., Ngomo S., Thibault M.C., Messing K. Indicators for choosing an optimal mix of major working postures. *Applied Ergonomics* 2006 ; 37 : 349-57.
- Björkstén M., Jonsson B. Endurance limit of force in long term intermittent static contraction. *Scand. J. Work Envir. and Health* 1977 ; 3 : 23-7.
- Brand F.N., Dannenberg A.L., Abbot R.D. The epidemiology of varicose veins: the Framingham study. *Am. J. Prev. Med.* 1998 ; 4 : 96-101.
- Winkel J. On foot swelling during prolonged sedentary work and the significance of leg activity. Thèse de Doctorat, National Board of Occupational Safety and Health, Research Department, Work Physiology Unit, S-171 84 Solna ; Karolinska Institute, Department of Physiology III, Stockholm, Sweden 1985.

## CHAPITRE VII.

### CONCLUSIONS GÉNÉRALES DES ÉTUDES

Dans l'ensemble, les résultats de ce programme de recherche ont contribué à l'avancement des connaissances dans le domaine de l'ergonomie particulièrement concernant : 1) les effets physiologiques du maintien de différentes postures statiques, 2) le développement d'outils cliniques pour la mesure des facteurs de risques physiologiques et biomécaniques des différentes postures statiques de travail et 3) le développement de méthodes de travail et de recommandations pratiques pour diminuer les facteurs de risque associés aux développement de problèmes musculo-squelettiques et des varices au niveau des membres inférieurs.

Brièvement, l'objectif de la **première étude** était d'évaluer l'effet du type de lordose sur le pivotement du bassin lors de la posture assise, assis-debout et debout et sur la perception de confort des sujets au niveau lombaire. En faisant varier le type de lordose et le type d'assise, cette étude a permis de mieux comprendre les effets du type de posture (assis, assis-debout et debout) et du type de lordose (rétroversion, neutre, antéversion) sur l'angulation du bassin et sur la perception du confort des sujets au niveau lombaire. Les résultats démontrent que l'angle du bassin ne dépend pas totalement de la posture, mais qu'il est aussi dicté par le type de lordose. De plus, les résultats au niveau de la perception des sujets indiquent qu'un risque peut être engendré par le conflit existant entre la perception du confort et l'angle du bassin. Une des raisons les plus probables pour laquelle un individu cherche à s'asseoir est de soulager le poids de son corps sur ses pieds. A cet effet, la posture assise procure une nette amélioration du confort au niveau des pieds. Mais, si la posture assise n'est pas possible et que

l'individu doit demeurer en position debout, l'utilisation du banc assis-debout de type bambach procure un confort des pieds similaire. Toutefois, les bancs assis-debout procurent un inconfort marqué au niveau des fessiers par rapport aux positions debout et assise. Nos résultats démontrent aussi que lors de l'utilisation d'une assise, l'angle du bassin ne s'ajuste pas totalement au type de posture mais il est en partie limité par le type de lordose, forçant ainsi un compromis entre la posture initiale du bassin en position debout et l'angle de l'assise. De plus, les problèmes de perception des sujets au niveau lombaire place ceux-ci à risque puisqu'il est possible que les travailleurs se placent dans une posture perçue comme confortable au niveau lombaire pouvant engendrer une compression intradiscale augmentant le risque de dégénérescence des tissus mous de la colonne vertébrale. Enfin, s'il est préférable d'asseoir un travailleur, il serait plus prudent de prendre en considération son type de lordose afin de lui suggérer une assise dont l'angle du bassin serait près de sa posture initiale en position debout.

L'objectif de la **deuxième étude** était de comparer le maintien de la posture sur différents siège assis-debout entre eux et aux postures assise et debout sur les facteurs de risques menant au développement d'œdème et de varices. Cette analyse physiologique a été par la suite bonifiée par l'analyse des facteurs de risques biomécaniques associés à la posture statique. Par la suite, la perception des sujets a été évaluée afin d'identifier quelles postures statiques sont perçues comme les plus confortables et les moins confortables. Puisqu'une posture peut à la fois présenter des avantages et des inconvénients biomécaniques et physiologiques, nos résultats suggèrent qu'il est nécessaire que la posture de travail soit évaluée selon des critères à la fois biomécaniques et physiologiques afin de satisfaire aux exigences du corps humain. D'un point de vue biomécanique, il semble préférable de favoriser un pivotement optimal du bassin en antéversion (avantageux à long terme) semblable à la posture debout afin de minimiser les forces de

compression au niveau de la colonne vertébrale lombaire. A cet effet, nos résultats démontrent qu'une antéversion plus prononcée du bassin a été observée durant la position debout et certaines postures assis-debout (bambach et genoux) alors qu'une postéversion (désavantageux à long terme) du bassin a été observée durant la posture assise et les autres postures assis-debout (base de sable, et bicycle). D'un point de vue physiologique, la position assise semble être la plus avantageuse. Toutefois, les autres postures assis-debout offrent des compromis qui à certain moment semblent avantager la perfusion au détriment des facteurs biomécaniques et vice-versa. Néanmoins, la perfusion des membres inférieurs est similaire entre la posture assise et le banc assis-debout de type genoux mais significativement plus élevées que lors de la posture debout et les postures assis-debout de type base de sable, bambach et bicycle. De plus, lors du maintien des postures statiques durant 20 min, aucune différence significative d'œdème et des concentrations urinaires de prostaglandines n'a été observée entre les différentes postures et entre les deux groupes, sans varices (C0) et avec varices (C2). De plus, le maintien statique durant une courte durée (20 min) semble insuffisant pour stimuler la cascade d'événements menant à la création de varices chez le groupe sans varices (C0) et ne risque pas d'augmenter la varicosité chez le groupe avec varices (C2).

L'objectif de la **troisième étude** était de déterminer chez un groupe de sujets avec (C2) et sans varice (C0), en position statique, l'interrelation de variables physiologiques vasculaires pouvant contribuer au développement d'œdème et de varices. Ces variables ont été comparées à la perception des sujets afin de vérifier si ceux-ci étaient en mesure de percevoir les changements physiologiques au niveau de leurs pieds durant les postures statiques afin de se retirer d'une posture à risque qui, à la longue, pourrait créer de l'œdème et des varices. Afin qu'un ergonome puisse estimer les facteurs de risque

d'œdème et d'hypoxie au niveau des membres inférieurs lors du maintien d'une posture en industrie, nous avons effectué des régressions linéaires multiples pas à pas à partir des variables facilement mesurables en milieu de travail. Les résultats de la présente étude mettent en évidence que l'âge, la taille, la circonférence de la taille ainsi que la distance pieds-cœur et la contraction des mollets sont des facteurs majeurs lors du maintien d'une posture statique. Quoiqu'un sujet augmente son facteur de risque de développer de l'œdème et des varices aux niveaux des membres inférieurs avec l'âge, une plus grande taille et une plus grande circonférence de la taille, il semble possible de configurer une posture de travail afin de minimiser ces effets. À cet effet, nos résultats suggèrent qu'une posture statique de travail pourrait être configurée selon une faible distance pied-cœur permettant un niveau de sollicitation minimale des muscles des mollets afin d'obtenir une perfusion maximale. D'ailleurs, les résultats de perfusion obtenus dans cette étude démontrent que lorsque la distance pieds-cœur est élevée, la perfusion diminue ce qui selon le modèle de Michels et coll. (2000), mène à la cascade d'évènements physiologiques favorisant l'apparition d'œdème et de varices. La perception des sujets mesurés dans notre étude, semble les placer à risque, puisqu'ils orientent leurs perceptions davantage sur la contraction des mollets et la dépense énergétique de la posture afin de se positionner dans la posture la moins coûteuse en énergie sans pouvoir percevoir les différences associées à la perfusion.

L'objectif de la **quatrième étude** était de déterminer chez un groupe de sujets avec (C2) et sans (C0) varices quelles conséquences la marche avait sur les paramètres physiologiques circulatoires des membres inférieurs suite au maintien d'une posture statique. Les résultats de cette étude révèlent que la marche a des conséquences significativement bénéfiques sur tous les paramètres physiologiques circulatoires des membres inférieurs. Comparativement au maintien des postures statiques nous avons observé

que lors des déplacements à la marche toutes les valeurs des variables physiologiques favorisent une meilleure circulation sanguine et une meilleure oxygénation des membres inférieurs. À cet effet on observe que la FC, la vitesse de perfusion transcutanée au niveau du pied, la TcPO<sub>2</sub> et le ratio TcPO<sub>2</sub>/ TcPCO<sub>2</sub>, augmentent, alors que la TcPCO<sub>2</sub> diminue. Ces résultats physiologiques mettent en évidence l'importance de la marche afin d'oxygéner les membres inférieurs et possiblement minimiser la cascade d'évènements physiologiques pouvant mener à l'apparition d'œdème et de varices (Michiels, Arnould, & Remacle, 2000). Dans notre étude, nous avons alterné les périodes de postures statiques avec des périodes de marche. Ce mode d'alternance semble bénéfique pour l'ensemble des paramètres physiologiques mesurés et ce, durant une période expérimentale de trois heures et demie. L'absence de différence significative lors de la marche entre le groupe sans varice (C0) et avec varices (C2) pour les variables physiologiques (fréquences cardiaques, vitesse de perfusion transcutanée au niveau du pied, pression transcutané d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> au niveau du pied, ainsi que le ratio entre la pression transcutané d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> au niveau du pied) abonde dans la même direction que les observations de Claeys, Thierry & Uytterhaegen (1993) et permet de soutenir l'hypothèse que la marche a le même effet chez les sujets avec et sans varices.

Le niveau de signification ( $\alpha=0.05$  et  $0.01$ ) et la puissance post-expérimentale obtenue (80% en moyenne) permettent un niveau de confiance satisfaisant en nos conclusions de différences significatives. Cependant, on remarque que la variabilité intra-groupe (représenté par l'écart-type) est assez élevée. Il est possible de penser qu'en augmentant le nombre de sujets cette variabilité pourrait diminuer. Une telle diminution augmenterait la probabilité de trouver une différence significative entre les

groupes. Une telle conjecture mérite cependant d'être vérifiée et cette vérification devrait faire l'objet d'études subséquentes.

### **VII.1. Implication en santé et sécurité au travail**

Les travaux de cette thèse ont permis, d'une part, de faire le point et d'améliorer les connaissances sur les facteurs de risques biomécaniques de la posture assis, assis-debout et debout pouvant porter atteinte à l'intégrité de la colonne vertébrale au niveau lombaire. À cet effet, afin d'éviter une rétroversion du bassin menant à une augmentation des forces de compression intervertébrale au niveau lombaire pouvant augmenter le risque de dégénérescence des disques de la colonne vertébrale, il a été rapporté que l'inclinaison du bassin lors de la posture assise et assis-debout devait être le plus près possible de la posture debout. Nos résultats démontrent que lors de la posture assise et assis-debout, l'inclinaison du bassin semble directement influencée par l'angle de l'assise et ce, indépendamment du type de bassin (antéversion, neutre, rétroversion). Ces résultats nous indiquent que peu importe le type de bassin, l'assise devrait être inclinée vers l'avant afin de permettre une inclinaison du bassin et une courbure lombaire près de celle mesurée lors de la posture debout.

D'autre part, étant donné que les problèmes vasculaires reliés aux postures statiques semblent s'aggraver avec le vieillissement des travailleurs et que les connaissances actuelles rapportées dans la littérature scientifique portent davantage sur les aspects biomécaniques que physiologiques, les résultats des présentes études ont permis de mieux comprendre les mécanismes physiologiques sous-jacents à la posture statique et de faire la lumière sur des postures jusqu'à présent perçues comme plus subjectivement comme bénéfiques ou nocives. À notre connaissance, jusqu'aujourd'hui, toutes les valeurs reliées à la circulation sanguine étaient prises de façon invasive, donc inaccessibles en milieu de travail. L'application d'une technologie novatrice

(laser doppler) permettant de prendre les données transcutanées de vitesse du retour veineux, de température ainsi que de la pression partielle d'O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>, de façon continue et non-invasive utilisées dans nos études sont prometteuses dans un contexte de santé et sécurité au travail. Les résultats obtenus, nous permettent de recommander, chez les travailleuses de 30 à 60 ans ayant ou non des varices, que peu importe la spécificité des bancs, deux critères physiologiques dont une faible distance pied-cœur et une faible contraction des mollets, doivent être respectés afin de favoriser la perfusion sanguine des membres inférieurs.

Ce projet de doctorat a été de plus, l'occasion d'associer plusieurs disciplines dont la physiologie, l'ergonomie et la biomécanique, afin d'établir des critères d'analyse globale sur les avantages et les inconvénients tant biomécaniques que physiologiques des postures assise, assis-debout et debout. Les critères d'analyse de la posture de travail énumérés dans cette thèse devraient permettre aux responsables en santé et sécurité au travail, de choisir plus judicieusement une posture permettant d'éviter qu'elle porte atteinte à l'appareil musculosquelettique des travailleurs et des travailleuses.

De plus, le protocole expérimental actuel utilisant une alternance statique/dynamique (20 min/ 5 min), a permis de maintenir durant une demi-journée (3h30), les niveaux d'oxygénation des membres inférieurs suffisamment élevés pour éviter une hypoxie. Cette dernière hypoxie peut mener à la cascade d'événements physiologiques favorisant la formation d'œdème et de varices rencontrés lors d'un travail statique de longue durée. Ainsi, ces connaissances pourront être transposées à la problématique de la rotation des postes en milieu de travail en incluant régulièrement à la posture statique de petites périodes de déplacements afin de faciliter la récupération chez les travailleuses, qu'elles soient avec ou sans varices. De plus, dans ce contexte d'alternance de postures statique/dynamique tout au long d'une

de mi-journée d'expérimentation, puisqu'il n'y a pas de différences de réponse physiologique entre les femmes avec ou sans varices, un employeur ou un syndicat pourrait s'attendre à ne pas causer ou aggraver les problèmes vasculaires de la maladie variqueuse.

Il a, de plus, été démontré qu'on ne peut pas se fier aux perceptions pour détecter, lors d'une posture, les facteurs de risques biomécaniques (angle du bassin pouvant modifier la compression intervertébrale au niveau lombaire) et physiologiques (perfusion, enflure et manque d'oxygène au niveau des membres inférieurs pouvant mener à l'apparition de varices). En se basant préférentiellement sur la dépense énergétique, la perception peut placer les travailleurs en danger de choisir une posture sédentaire sans se soucier de son impact sur l'appareil musculosquelettique. Toutefois d'autres études sur la température du pied devraient être effectuées afin de vérifier s'il est possible de se servir de cette variable pour orienter la perception des travailleurs.

Nos études ont permis de mieux connaître les effets physiologiques du maintien des postures statiques, de développer des outils de mesure et des critères d'analyse des facteurs de risques biomécaniques et physiologiques pour évaluer une posture statique. Elles devraient aussi permettre d'influencer positivement des méthodes de travail (statique/dynamique) afin d'aider à prévenir l'apparition d'œdème et de varices reliés aux postures statiques. Malgré cela, les travaux réunis dans cette thèse sont très loin de représenter une finalité dans la compréhension de l'ensemble des combinaisons des mécanismes biomécaniques et physiologiques de la posture de travail. D'autres études pluridisciplinaires devraient être effectuées afin de mieux comprendre les différents facteurs de risques des postures de travail et de préciser des critères permettant aux travailleurs de détecter des facteurs de risques nuisibles à leur santé et à leur sécurité.

## CHAPITRE VIII.

### BIBLIOGRAPHIE GÉNÉRALE

1. Abramson, J.H., Hopp, C., Epstein, L.M., (1981). The epidemiology of varicose veins: a survey in western Jerusalem. *J. Epidemiol. Community Health*, vol.35, p.213-217.
2. Adams, M.A., Hutton, W.C., (1983). The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs, *Spine*, vol.8, p.665-671.
3. Adams, M.A., Hutton, W.C., (1985). The effect of posture on the lumbar spine. *J. Bone Joint and Surgery*, vol.67-B, no.9, p.625-629.
4. Adams, M.A., McMillan, D.W., Green, T.P., Dolan, P. (1996). Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine*, vol.21, p.434-438.
5. Ahluwallim, P., Layne, C., Rys, M., Konz, S., (1991). Dans Karwowski and J. Yates *Advances in Industrial Ergonomics and Safety III*. Taylor & Francis, London, p.366-371.
6. Ainsworth, B., Jacobs, D., Leon, A., Richardson, M., Montoye H., (1993). Assessment of the accuracy of physical activity questionnaire occupational data, *J Occup Med.*, vol.35, p.1017-1027.
7. Akerblom, B., (1948a). *Chair and sitting posture*, A.B. Nordiska, Bokhandeln.
8. Akerblom, B., (1948b). *Standing and sitting posture. With special reference to the construction of chair*, Nordiska Bokhandeln, Stockholm, Doctoral dissertation.
9. Albe-Fessard, D., Levante, A., Rokyta, R., (1971). Origine of spinothalamic tract in monkeys , *Brain Research.*, vol.65, p.503-509.

10. Al-Eisa, E., Egan, D., Deluzio, K., Wassersug, R. (2006). Effects of pelvic asymmetry and low back pain on trunk kinematics during sitting: a comparison with standing, *Spine*, vol.31, p.135-143.
11. Alexander, C.J. (1972). Chair-sitting and varicose veins. *Lancet*, vol.1, p.822-823.
12. Althoff, I., Brinckmann, B., Frobin, W., sandover, J., Burton, K., (1992). An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading, *Spine*, vol.17, p.682-693.
13. Alviso, D.J., Dong, G.T., Lentell, G.L., (1988). Intertester reliability for measuring pelvic tilt in standing. *Phys Ther* vol.68, no.9, p.1347-1351.
14. Amery, A., Bossaert, H., Deruyttere, M., Vanderkinden, L., Verstraete, M., (1973). Influence of body posture on leg blood flow. *Scand J Clin Lab Invest*, vol.31, no.128, p.29-36.
15. Anderberg, U.M., Marteinsdottir, I., Hallman, J. and Backstrom, T., (1998). Variability in cyclicality affects pain and other symptoms in female fibromyalgia syndrome patients. *J Musculoskel Pain*, vol.6, p.5-22.
16. Andersson, B.J.G. (1986). Loads on the spine during sitting. *The ergonomics of working postures*. London : Taylor and Francis, chap. 27, p.309-318.
17. Andersson, B.J.G., Jonsson, B., Örtengren, R., (1974). Myoelectric Activity in Individual Lumbar Erector Spinae Muscles in Sitting. A Study with Surface and Wire Electrodes. *Scand. J. Med.*, vol.3, p.91-108.
18. Andersson, B.J.G., Murphy, R.W., Örtengren, R., Nachemson, A.L. (1978a). The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine*, vol.4, no.1, p. 52-58.
19. Andersson, B.J.G., Ötengren, R., (1974). Lumbar disc Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity During Sitting. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine.*, vol.6, p.115-121.

20. Andersson, B.J.G., Ötengren, R., Nachamson, A.L., Elfström, G., Broman, H. (1975). The sitting posture: An Electromyographic and Discometric Study. *Orthopaedic Clinics of North America*, vol.6, no.1, p.105-120.
21. Andersson, B.J.G., Ötengren, R., Nachemson, A. (1978b). Quantitative studies of the back in different working posture. *Scand J Rehab Med.* vol.6, p.173-181.
22. Andersson, G. (1987). Biomechanical aspect of sitting: An application to VDT terminal. *Behaviour and Information Technology* 6<sup>th</sup> ed., p.257-269, Taylor & Francis, London.
23. Arborélius, U.P., Wretenberg, P., Lindberg, F. (1992). The effects of armrests and high seat heights on lower limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics*, vol.35, no.11, p.1377-1391.
24. Arcand, R., Labrèche, F., Messing, K., Stock, S., Tissot, F. (2000). « Environnement de travail et santé ». *Enquête sociale et de santé 1998*. Québec : Institut de la statistique du Québec, chap. 26, p.525–570.
25. Arnoldi, C.C. (1965). Venous pressure in the leg of healthy human subjects at rest and during muscular exercise in the nearly erect position. *Acta Chir Scand*, vol.130, p.570-583.
26. Arnoldi, C.C. (1966a). The influence of posture upon the pressure in the veins of the normal human leg at rest and during rythmic muscular exercise. *Acta Chir Scand.*, vol.31, p.423-431.
27. Arnoldi, C.C., Greitz, T., Linderholm, H. (1966b). Variation in cross sectional area and pressure in the veins of the normal human leg during rythmic muscular exercise. *Acta Chir Scand*, vol.132, p.507-522.

28. Arnoldi, C.C., Linderholm, H. (1966). Intraosseous pressure of the calcaneus and venous pressure in the calf of healthy human subjects in the erect position. *Acta Chir Scand*, vol.132, p.646-662.
29. Arnould, T., Michiels, C., Alexandre, I., Remacle, J. (1992). Effect of hypoxia upon intracellular calcium concentration of human endothelial cells. *J. Cell. Physiol.*, vol.152, p.215-221.
30. Arnould, T., Michiels, C., Remacle, J. (1994). Hypoxic human umbilical vein endothelial cells induce activation of adherent polymorphonuclear leukocytes. *Blood*, vol.83, p.3705-3716.
31. Arnould, T, Michiels, Remacle, J. (1993). Increased PMN adherence on endothelial cell after hypoxia : involvement of PAF, CD18/CD11b and ICAM-1. *Am. J. Physiol.*, vol.264, p.1102-1110.
32. Asmussen, E. (1979). Muscle fatigue. *Med Sci Sports*, vol.11, p.313-321
33. Asmussen, E., Hohwü, Christensen, E., Nielson, M. (1940). The regulation of circulation in different postures. *Surgery*, vol.8, p.604-616.
34. Astrand, I. (1960). Aerobic work capacity in men and women with special reference to age. *Acta Physiol Scand* vol.49, no.169.
35. Astrand, P.O., Rodahl, K.. (1970). *Textbook of Work Physiology* (New York : McGraw-Hill).
36. Aukland, K., Nicolaysen, G. (1981). Interstitial fluid volume: Local regulatory mechanisms. *Physiol rev.*, vol.91, p.556-643.
37. Avers, I. (1991). Those aching feet, *Ohio monitor*, July, p.10-15.
38. Bakirzade, J.P., (1982). La détermination d'un indice de fatigue musculaire et son application à l'étude des effets des vibrations sur l'homme. Thèse 3<sup>e</sup> cycle, Orsay.
39. Barbier, A., Carpentier, P., Finet, M. (1994). Hémodynamique veineuse des membres inférieurs. *Presse Méd.*, vol.23, p.206-212.
40. Barcroft, H., Millen, L.E. (1939). The blood flow through muscle during sustained contraction. *Journal Physiol.*, vol.97, p.17-31.

41. Barkla, D.M. (1964). Chair angles, duration of sitting, and comfort ratings, *Ergonomics*, vol.7, p.297-304.
42. Basmajian J.V, Bentzon J.W. (1954). Electromyographic study of certain muscles of the leg and foot in the standing position. *Surg. Gynecol. Obstet*, vol.98, p.662-666.
43. Bass A. (2007). The effect of standing in the workplace and the development of chronic venous insufficiency, *Harefuah*, vol.146, p.675-676.
44. Baty, D., Buckle PW, Stubbs, D.A. (1985). Posture recording by direct observation, questionnaire assessment and instrumentation: a comparison base on a recent field study, In Corlett N, Wilson J, Manenica, I, (eds). *The Ergonomics of working postures. Proceedings of the first international Occupational Ergonomics Symposium, 15-17 april 1985, London and Philadelphia: Taylors & Francis, 1986, p.283-291.*
45. Beach, T.A., Parkinson, R.J., Stothart, J.P., Callaghan, J.P. (2005). Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine, *Spine Journal*, vol.5, p.145-154.
46. Bédard, S., Braband, C. (1989). *Le travail dans une ambiance thermique chaude, rapport de recherche, UQAM, 46p.*
47. Belcaro, G. (1988). The role of transcutaneous [PCO.sub.2] measurements in association with laser Doppler flowmetry in venous hypertension. *Phlebology*. vol.3, p.189-193.
48. Belcastro, A.N., MacLean, I., Gilchrist, J. (1985). Biochemical Basis of Muscular fatigue associated with repetitious contractions of skeletal muscle. *Int. J. Biochem.*, vol.17, p.447-453.
49. Bendix, T. (1986). A seated trunk posture at various seat inclinaisons, seat heights and table heights. *Human Factors*, vol.26, no.6, p.695-703.
50. Bendix, T., Sorensen, F.B. (1983). Posture of the trunk when sitting on forward inclining seats. *Scand. J. of Rehab. Med.*, vol.15, p.197-203.

51. Bendix, T., Winkel, J., Jessen, F. (1985). Comparison of chairs with fixed forwards including, or tiltable seats. *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol.54, p. 378-385.
52. Bendix, T., Sorensen, S.S., Klausen, K. (1984). Lumbar curve, trunk muscles, and line of gravity with different heel heights. *Spine*, vol.9, no.2, p.223-227.
53. Bennett, H.E. (1928). *School posture and seating*. Boston: Ginn.
54. Bennett, D.L., Gillis, D.K., Portney, L.G., Romanovm M., Sanchez, A.S. (1989). Comparison integrate electromyographic activity and lumbar curvature during standing and during sitting in three chair. *Phys. Ther.*, vol.69, p.902-913.
55. Bennet, J.D., Stock, D.J. (1989). The longstanding problem of flat feet. *J R Army Med Corps*, vol.135, no.3, p.144-146.
56. Bernard, C.P. (1991). *Ergonomie de la posture assise*. Ergonomie, Hygiène et sécurité, éd. Ergonomie, Marseille, France.
57. Bevegard, S. (1962). Studies on the regulation of the circulation in man. *Acta Physiol Scand*, Suppl.2000, p.1-36.
58. Bianchi, C.P., Narayan, S. (1982). Muscle fatigue and the role of the transverse tubules. *Sciences*, vol.215, p.295-296.
59. Bigland-Ritchie, B., Johanson, R., Lippold, O.C., Smith, S. (1983). Changes in motoneurones firing rate during sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol.*, vol.340, p.335-346.
60. Bigland-Ritchie, B., Woods, J. J. (1984). Invited Review: Changes in muscles contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve.*, vol.5, p.21-34.
61. Bishu, R.R., Hallbeck, M.S., Riley, M.W., Stentz, T.L. (1991). Seating comfort and its relationship to spinal profile: a pilot study. *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol.8, p.89-101

62. Bitterman, (1944). Fatigue Defined as Reduced Efficiency, *The American Journal of Psychology*, vol. 57, no.4, p.569-573.
63. Björkstén, M., Jonsson, B. (1977). Endurance limit of force in long term intermittent static contraction. *Scand. J. of Work Envir. And Health*, vol.3 p.23-27.
64. Black, K.M., McClure, P., Polansky, M.,(1996). The influence of Different sitting positions on cervical and lumbar posture, *Spine*, vol.21, no.1, p.65-70.
65. Blanchemenaison, Ph.,Gorny, Ph., Louis, G., Griton, Ph., Cloarec. (1995). Relation entre veines et muscles du mollet chez le sportif et le jeune sédentaire : étude échographique et conséquences physiopathologiques. *Phlébologie*, vol.48, no.4, p.435-443.
66. Boileau Grant J. C. (1972). *Grant's Atlas of Anatomy*, sixième édition, The Williams & Wilkins Co., 665p.
67. Boitel, L., Courthiat, M.C., Halter, J., Jabot, F., Leroux, C., Robaux, P., Chau, N., Legras, B., Martin, J. (1982). Travail et pathologie variqueuse. *Cah. A. Med. I. Profess.*, vol.85, p.15-27.
68. Bonzini M., Coggon D., Palmer KT. (2007). Risk of prematurity, low birthweight and pre-eclampsia in relation to working hours and physical activities: a systematic review, *Occupational and Environmental Medicine*, vol.64, p.228-243.
69. Boocock, M.G., garbutt, G., Linge K., Reilly, t., troupe, J.D.G. (1990). Changes in statures following drop jumping and post-exercise gravity inversion, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol.22, p.385-390.
70. Boreau, F., Wiler, J.C. (1982). *La douleur, exploration, traitement par neurostimulation et electro-acupuncture*, 2ed, Paris.
71. Borg, G. (1961). Interindividual scaling and perception of muscular work. *Kungl Fys Sällsk Föreläsning Lund*, p.117-125.

72. Borg, G., Linderholm H. (1967). Perceived exertion and pulse rate during graded exercise in various age groups. *Acta Med. Scand. Suppl.* 472.
73. Borg, G. (1970). Perceived exertion as indicator of somatic stress. *Scand J. Rehab. Med*, vol.2, p.92-98.
74. Bouisset, S., Maton, B. (1995). *Muscle posture et mouvement, Bases et applications de la méthode électromyographique*, édition Hermann, 735p.
75. Bourret, J., Mehl, J. (1966). Les aspects médicaux du travail féminin dans l'industrie. *Archives des Maladies professionnelles de Médecine et de Sécurité Sociale*, Paris T.27 1-2. p.1-42.
76. Bousseman, M., Corlett, E.N., Pheasant, S.T. (1982). The relation between discomfort and postural loading at the joint. *Ergonomics*, vol.25, no.4, p.315-322.
77. Boyle, C.A., Berkowitz, G.S. and Kelsey, J.L. (1987). Epidemiology of premenstrual symptoms. *Am J Pub Health*, vol.77, p.349-350.
78. Brand, F.N., Dannenberg, A.L., Abbot, R.D. (1998). The epidemiology of varicose veins: The Framingham study. *Am. J. Prev. Med.*, vol.4, p.96-101.
79. Brantingham, C.R., Beekman, B.E., Moss, C.N., Gordon, R.B. (1970). Enhanced venous pump activity as a result of standing on a varied terrain floor surface. *J occup. Med.*, vol.12, p.164-169.
80. Brattgard, S.O. (1969). Design of wheelchairs and wheelchair service based on scientific research. *Readaptation*, vol.162, p.11.
81. Bridger, R.S. (1988). Postural adaptations to a sloping chair and work surface. *Human factors.*, vol.30, no.2, p.237-247.
82. Bridger, R.S., Eisenhart-Rother, C.V., Henneerg, M. (1989a). Effects of seat slope and hip Flexion on spinal angles in sitting. *Human Factors*, vol.31, no.6, p.670-688.

83. Bridger, R.S., Wilkinson, D., Houwening, T.V. (1989b). Hip joint mobility and spinal angles in standing and in sitting postures. *Human Factors*, vol.31, no.20, p.229-241.
84. Bridger, RS., Bendix, T. (2004). Pelvis and neighbouring segments. In *Working Postures and Movements*, N.J. Dellman, C.M. Haslegrav, D.B. Chaffin (Eds.), pp. 168-187 (Boca Raton, FL: CRC Press).
85. Brown, J.R. (1977). Low back pain: its etiology and prevention, labour Safety Council of Ontario ed., 269p.
86. Brown, J.J., Davies, D.L., Lever, A.F., McPherson, D., Robertson, J.I.S. (1966). Plasma renin concentration in relation to changes in posture. *Clin Sci*, vol.30, p.279-284.
87. Bujan, J., Gimeno, M.J., Jimenez, J.A. (2003). Expression of elastic components in healthy and varicose veins *Wold J Surg*, vol.27, p.901-905.
88. Burdoff, A., Laan, J. (1991). Comparison of methods for assessment of postural load on the back. *Scand J Work Environ Health*, vol.17, p.425-429.
89. Burgess, P.R., Perl, E.R. (1973). Cutaneous mechanoreceptors and nociceptors. *Handbook of sensory physiology*. Ed. A. Iggo, vol.2, p.30-78.
90. Burkitt, D.P., Townsend AJ., Patel, K. (1976). Varicose veins in developing countries. *Lancet*, vol.24, p.202-203.
91. Burqist-Ullman, M., Larson, U. (1977). Acute low back pain in industry, *Acta Orthopaedica Scandinavia Supplement 170*, 117p.
92. Burton, A.K., Tillotson K.M., Boocock M.G. (1994). Estimation of spinal loads in overhead work, *Ergonomics*, vol.37, no.8, p.1311-1321.
93. Bush, C.A. (1969). Study of pressure on skin under ischial tuberosities and thighs during sitting, *Arch Phys Med Rehabil*, vol.50, no.4, p.207-213.

94. Calam, M.J. (1994). Epidemiology of varicose veins, *Br J Surg* vol.81, p.167-173.
95. Callaghan, J.P., Dunk N.M. (2002). Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting, *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 17, p. 353-360.
96. Callaghan, J.P, McGill, S.M. (1995). Muscle activity and low back pain load under external shear and compressive loading. *Spine*, vol.20, no.9 p.992-998.
97. Canonico, S., Gallo, C., Paolliso, G., Pacifico, F., Signoriello, G., Sciaudone, G., Ferrara, N., Piegari, V., Varricchio, M., Rengo, F. (1998). Prevalence of varicose veins in Italian elderly population. *Angiology*, vol.49, p.129-135.
98. Carpentier, P., Priollet, P. (1994). Epidemiology of chronic venous insufficiency. *Presse Med.*, vol.23, p.197-201.
99. Carlsoo, S. (1972). *How man moves*, William Heineman Ltd, 198p.
100. Carson, R.A. (1994). Stand by your job, *Occupational health & safety*, p.38-41.
101. Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J. (1990). Guidelines for seated work. In *Occupationnal biomechanics 2<sup>nd</sup> ed.*, John Wiley & sons, Inc., New York, p.335-375.
102. Cham R., Redfern M.S. (2001). Effect of flooring on standing comfort and fatigue, *Human Factors*, vol.43, p. 381-391.
103. Cherry, N. (1987). Physical demands of work and health complaints among woman working late in pregnancy. *Ergonomics*; vol.30, no.4, p.687-701.
104. Chester M.R., Rys M.J., Konz S.A. (2002). Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing, and sit/standing, *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol.29, p.289-296.

105. Chlebicka, E. (2004). The effect of the 'balance chair' on the shape of spinal curvature in males and females. *Ergonomia*, vol.26, p.331-338.
106. Claeys, R., Thiery, L., Uytterhaegen, T. (1993). La pompe musculaire du mollet., vol.46, no.2, p.287-292.
107. Coghlin, S.S, McFadyen, B.J. (1994). Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects, *Clin. Biomech.*, vol.9, p.85-92.
108. Coleman, N., Brynley, P.H., Ellitt, G. (1998). An empirical study of preferred setting for lumbar support on adjustable office chairs, *Ergonomics*, vol.41, no.4, p.401-419.
109. Callaghan, J.P, McGill, S.M. (1995). Muscle activity and low back pain load under external shear and compressive loading. *Spine*, vol.20, no.9, p.992-998.
110. Collins, W.F., Nulsen, F.E., Randt, C.T. (1960). Relation peripheral nerve size and sensation in man. *Archives of Neurology*, Chicago, vol.33, p.381-385.
111. Colombini, D., Occhipinti, E., Frigo, C., Pedotti, A., Grieco, A. (1986). Biomechanical, Electromyographical and Radiological Study of Seated Postures. *The ergonomics of working posture*. London: Taylor and Francis, chap.29, p.331-343.
112. Corlett, E. N., Bishop, R.B. (1976). A technique for assessing postural discomfort, *Ergonomics*, vol.19, p.175-182.
113. Cornu-Thenard, A., Boivin, P., Baud, J.M., De Vincenzi, I., Carpentier, PH. (1994). Importance of the familial factor in varicose disease. Clinical study of 134 families. *J Dermatol Surg Oncol*, vol.20, p.318-326.
114. Costill. (1986). *Inside running: Basics of sports physiology*. Benchmark (ed.) Press Indianapolis, 178p.

115. Coutu, M. (1997). Étude cinématique, cinétique et électromyographique de la posture assis-debout. Université du Québec à Montréal(UQAM) : Mémoire de maîtrise en kinanthropologie, 79p.
116. Couture, L. (1986). Les problèmes de santé reliés à la posture debout, Soutien scientifique et technique, Centre de référence de la CSST (CREF : 86082901), 44 p.
117. Cremer, R. (1994). Matching vocational training programmes to age-related mental change- a social policy objective. In:snel, J., Cremer, R., eds. Work and aging: a European perspective. London: Taylor and Francis,
118. C.S.N. (1994). Questionnaires sur les problèmes de santé et le travail des caissières. Montréal : publié par la CSN, 38p.
119. Dagostino, M. (1994). Lumbar support most critical feature to consider during chair selection, Occupational, Health & Safety, p.63-65.
120. Dahlberg, R, Karlqvist L, Bildt C, Nykvist K. (2004). Do work technique and musculoskeletal symptoms differ between men and women performing the same type of work tasks?, Applied Ergonomics, vol.35, p.521-529.
121. Darcus, H.D., Weddell, A.G. (1947). Some anatomical and physiological principles concerned in the design of seats for naval war seapons. British Medical Bulletin, vol.5, p.31-37.
122. Davis, E.C. (1993). Smooth muscle cell to elastic lamina connections in developing mouse aorta. Role in aortic medial organization. Lab Invest vol.68, p.89-99.
123. Dawes, K.E., Peacock, A.J., Gray, A.J., Bishop, J.E., Laurent, G.J. (1994). Am. J. Respi. Cell. Mol. Biol. vol.10, p.552-559.
124. Dehlin, O., Berg, S. (1977). Back symptoms and psychological perceptions of work. A study among nursing aides in a geriatric hospital. Scand J.Rehab. Med. vol.9, p.61-65.

125. Dehn, M.M., Bruce, R.A. (1972). Longitudinal variations in maximal oxygen intake with age activity. *J. Appl. Physiol.*, : vol.33, p.805-807.
126. Denura, S., Yamada, T. (2007). Height of chair seat and movement characteristics in sit-to-stand by young and elderly adults, *Perceptual and Motor Skills*, vol.104, p.21-31.
127. Derriennic, F., Touranchet, A., Volkoff, S. (1996). Age, travail, santé : Études sur les salariés âgés de 37 à 52 ans. Les éditions INSERM, Paris 3, p.388.
128. Dindelli, M., Basellini, A., Rabaiotti, E., Corsi, G., Ferrari, PA., Zucca, R., Rerrari, A. (1990). Epidemiological analysis of the incidence of varicose pathology in pregnancy. *Ann. Ostet Ginecol Med Perinat*, vol.111, p.257-264.
129. Dindelli, M., Parazzini, F., Basellini, A., Rabaiotti, E., Corsi, G., Ferrari, A. (1993). Risk factors for varicose disease and during pregnancy. *Angiology*, vol.44, p.361-367.
130. Dolan, P., Adams M.A., Hutton, W.C. (1988). Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine*, vol.13, p.197-200.
131. Drake, E.B., Henderson, V.W., Stanczyk, F.Z., McCleary, C.A., Brown, W.S., Smith, C.A., Rizzo, A.A., Murdock, G.A. and Buckwalter, J.G. (2000). Association between circulating sex steroid hormones and cognition in normal elderly women. *American Academy of Neurology*, vol.54, p. 599-603.
132. Drewczynski, A. (1988). Le travail debout, Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail, CCOHS/CCHST, juillet.
133. Drummond, D.S., Breed A.L., Narechania, R. (1985). Relationship of spine deformity and pelvic obliquity on sitting pressure distributions and decubitus ulceration. *J. Pediatr. Orthop.*, vol.5, p.396-402.

134. Drummond, D.S., Narechania, R., Rosenthal, A.N., Breed A.L., Lange, T.A., Drummond, D.K. (1982). A study of pressure distributions measured during balanced and unbalanced sitting. *J Bone Joint Surg. (Am)*, vol.64, p.1034-1039.
135. Drury, C.G., Coury, B.G. (1982). A methodology for chair evaluations, *Applied Ergonomics*, vol.13, p.195-202.
136. Drury, C.G., Francher, M. (1985). Evaluation of a forward-sloping chair. *Applied Ergonomics*, vol.12, p.316-327.
137. D'Souza J.C, Franzblau A, Werner R.A. (2005). Review of epidemiologic studies on occupational factors and lower extremity musculoskeletal and vascular disorders and symptoms, *Journal of occupational rehabilitation*, vol.15, p.129-165.
138. Ducimetiere, P., Richard, J.L., Pequinot, G. (1982). Varicose veins a risk factor for arterosclerotic disease in the middle aged man? *Int. J. Epidemiol.*, vol.10, p.329-335.
139. Dupuis, H., Rieck, A. (1980). Zur Belastung und Beanspruchung des Verkaufspersonals durch lange Stehtätigkeit. *Z. Arbeitswiss.*, vol.34, p.56-60.
140. Durst, F., Melling, A., Whitelaw, J.H. (1981). Principles and practice of laser-Doppler anemometry. 2nd Edition, Academic Press, London, 487p.
141. Eastman, M.C., Kamon, E. (1976). Posture and subjective evaluation at flat and slanted desk, *Human Factors*, vol.18, no.1, p.15-25 .
142. Ebben J.M. (2003). Improved ergonomics for standing work, *Occupational Health Safety*, vol.72, p.72-76.
143. Edholm, O.G. (1966). The assessment of habitual activity, In: Evang, K., Lange Anderson, K., eds., *Physical Activity in health and Disease*, oslo, Norway: Universitetsforlaget, p.187-197.

144. Edwards, R.H.T. (1983). Biomechanical bases of fatigue in exercise performance catastrophe theory of muscular fatigue, in *Biochemistry of Exercise*, Knuttgen, H.G. Vogel, J.A., Poortmans, J., (eds.), International Series on sport Sciences, vol.3, (Campaign: Human Kinetics); p.3-28.
145. Edwards, R.H.T. (1988). Hypotheses of peripheral and central mechanisms underlying occupational muscle pain and injury. *Eur J Appl. Physiol.* vol.57, p.275-281.
146. Eifell R.K., Ashour H.Y., Heslop P.S., Walker D.J., Lees T.A. (2006). Association of 24-hour activity levels with the clinical severity of chronic venous disease, *Journal of Vascular Surgery*, vol.44, p.580-587.
147. Eklund, J.A.E., Corlett, E.N. (1987). Evaluation of spinal loads and chair design in seated work task, *clinical Biomechanics*, vol.2. p.27-33.
148. Eklund, J.A.E., Liew, M. (1991). Evaluation of seating: the influence of hip and knee angles on spinal posture. *Inter. J Indus Ergo.*, vol.8, p.67-73.
149. Élias, R., Tisserand, M., Christmann, H., Schouller, J.F., Boitel, L. (1981). Étude ergonomique du poste de travail de caissière de libre-service. *Cahiers de notes documentaires - Sécurité et hygiène du travail*, vol.103, p.211-220.
150. Engahl, S. (1978). Specification for office furniture. B Jonsson Ed. *Sitting work postures*. National board of occupational safety and health, vol.12, p.97-135.
151. Enquête Santé Québec (2000). Arcand, R., F. Labrèche, K. Messing, S. Stock et F. Tissot. 2000. « Environnement de travail et santé ». Enquête sociale et de santé 1998. Québec : Institut de la statistique du Québec, chap. 26, p. 525–570.

152. Estry, M., Kaminski, M., Franc, M., Fernand, S., Gestle, F. (1978). Grossesse et conditions de travail en milieu hospitalier. *Rev Franc. Gynec.*, vol.73, p.625-631.
153. Farfan, H.F., Huberdeau, R.M., Dubow H.I. (1972). Lumbar intervertebral disc degeneration. *J. Bone Joint Surg American* volume, vol.54, p.492-510.
154. Fenga, C., Galtieri, G., Tripodi, A., Granese, R., Vazzana, C. (2000). Chronic pelvic pain in women and prevalent orthostatic work. Preliminary results of a study on health staff of the surgical field, *Minerva Ginecologica*, vol.52, p. 69-72.
155. Ferguson, D. (1976). Posture aching and body build in telephonists. *J Hum Ergol*, vol.5, p.183-186.
156. Fernandez, J.E., Poonawala, M.F. (1998). How long should it take to evaluate seat subjectively? *Int. J. of Industria; Ergonomics*, vol.22, p.483-487.
157. Fillingim, R.B. (2000). *Sex, gender, and pain*, IASP Press, Seattle, WA.
158. Fillingim, R.B., Ness, T.J., (2000). The influence of menstrual cycle and sex hormones on pain responses in humans. In: Fillingim, R.B., Editor, 2000. *Sex, gender, and pain*, IASP Press, Seattle, WA, p.191–207.
159. Fitts, R.H., Hollosky, J.O. (1977). Contractile properties of rate Soleus muscle: effects of training and fatigue. *Am. J. Physiol.* Vol.233; C86-C91.
160. Floyd, W.F., Silver, P.H.S. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movement and posture in man. *J. Physiol.*, vol.129, p.184-203.
161. Floyd, W.F., Roberts, DF. (1958). Anatomical and physiological principles in chair and table design, *Ergonomics*, vol.2, p.2-11.

162. Forcier, L. Beaugrand, S. Lortie, M., Lapointe, C., Lemaire, J., Kuorinka, I., Duguay, P., Lemay, F., Buckle, P. (2001). L'ABC de l'Utilisation d'un questionnaire sur la santé musculo-squelettique: de la planification à la diffusion des résultats. Études et recherches / Guide technique RG-270, Montréal, IRSST, 108 p.
163. Fortier, I., Marcoux, S., Brisson, J. (1995). Maternal work during pregnancy and the risk of delivering a small-for-gestational-age or preterm infant. *Scand. J. Work Environ Health*, vol.21, p.412-418.
164. Fortier, I. (1993). Relation entre la consommation de caféine, l'exposition passive à la fumée de cigarette, les conditions de travail durant la grossesse et le retard de croissance intra-utérin. Thèse de doctorat présenté à l'école des graduées de l'Université Laval, Département de médecine sociale et préventive, Faculté de médecine, Université Laval, Québec, septembre.
165. Fortney, S.M., Vroman, N.B. (1985). Exercise, performance and temperature control: Temperature regulation during exercise and implication for sport and training. *Sportsmedicine*, vol.2, p.8-20.
166. Franklin, M.E., Chenier, T.C., Brauning, L., Cook, H., Harris. (1995). Effect of positive heel inclination on posture, *Journal of orthopaedic and sport physical therapy (JOSPT)*, vol.21, no.2, p.94-99.
167. Freyd, M. (1923) The graphic rating scale. *J Educ Psychol*, vol.14, p.83-102.
168. Gadge, K., Innes, E. (2007). An investigation into the immediate effects on comfort, productivity and posture of the Bambach saddle seat and a standard office chair, *Work*, vol.29, p. 189-203.
169. Gajdosik, R., Simpson, R., Smith, R., Dontigny, R.L. (1985). Pelvic tilt, Intratester reliability of measuring the standing position and range of motion. *Phys Ther*, vol.65, no.2, p.169-174.

170. Gamberale, F. (1990). Perception of effort in manual materials handling. *Scand J. Work Environ Health*, vol.1, p.104-109.
171. Gamberale, F., Stindberg, L., Wahlberg, I. (1975). Female work during the menstrual cycle: Physiological and psychological réactions. *Scand. J Works Environ health*, vol.1, no.2, p.120-127.
172. Garcia-Fonda, M. (1992). Travail debout: L'exemple du coiffeur, *Perfomance humaine et technique*, vol.60, p.32-42.
173. Garbutt, G., Boocock, M.G., Reilly, T., Troup, J.D.G. (1994). Physiological and spinal responses to circuit weight-training. *Ergonomics*, vol.37, p.117-125.
174. Garner, A., Kelly, L. (2005). Back Pain in Children and Young People. An Evidence-based Review. (Tedding, UK: BackCare) In Background to sitting at work: research-based requirements for the design of work seat. E.N. Corlett, *Ergonomics.*, vol.49, no.14, p.1538-1546.
175. Gelin, J.M. (1987). Un code qui change le travail. Lettre d'information de l'Agence National pour l'amélioration des conditions de travail, Paris : ANACT, no. 117, 6p. (c6)
176. Genaidy, A.M., Karwowski, W. (1993). The effects of neutral posture deviations on perceived joint discomfort ratings in sitting and standing postures, *Ergonomics*, vol.36, 785-792.
177. Goldstein, S.A., Armstrong, T.J., Chaffin, D.B., Matthews, L.S. (1987). Analysis of cumulative strain in tendons and tendon sheaths. *Journal of Biomechanics*, vol.20, p.1-6.
178. Golledge, J., Quigley, F.G. (2003). Pathogenesis of varicose veins, *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol.25, p.319-324.
179. Goossens, R.H., Snijders, C.J., Roelofs, G.Y., Van Buchem, F. (2003). Free shoulder space requirements in the design of high backrests, *Ergonomics*, vol.46, p.518-530.

180. Graf, M., Guggendühl, U., Krueger, H. (1995). An assesment of seated activity and postures at five workplace. *International Journal of industrial Ergonomics*, vol.15, p.81-90.
181. Grandjean, E. (1982). *Fitting the task to the man. An ergonomic approach.* Taylor et Francis Ltd, London. 379p.
182. Grandjean, E., Hünting, W. (1977). Ergonomics of posture. Review of various problems of standing and sitting posture. *Applied ergonomics*, vol.8, no.3, p.135-140.
183. Granger, H.J., Laine, G.A., Barnes, G.E., Lewis, R.E. (1984). Dynamics and control of transmivascular fluid exchange. In Staub NC and Tailors AE (eds.), *Edema*, Raven Press, New York, p.189-228.
184. Grant, K., Habes, D.J., Baron, S.L. (1994). An ergonomics evaluation of cashier work activities at checker-unload workstations. *Applied Ergonomics*, vol.25, no.5, p.310-318.
185. Green, H.J. (1998). Cation pumps in skeletal muscle: potential role in muscle fatigue. *Acta Physiol Scand*, vol.162, no.3, p.201-213.
186. Greenleaf, J.E., Shvartz, E., Kravik, S., Keil, L.C. (1980). Fluid shifts and endocrine response during chair rest water immersion in man. *J. Appl. Physiol.*, vol.48, p.79-88.
187. Gregory, D.E., Callaghan, J.P. (2007). Prolonged standing as a precursor for the development of low back discomfort: An investigation of possible mechanisms, *Gait Posture* [Epub ahead of print].
188. Gregory, D.E., Brown, S.H., Callaghan, J.P. (2007). Trunk muscle responses to suddenly applied loads: Do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently?, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, [Epub ahead of print].
189. Grieco, A. (1986). Sitting posture: An old problem and a new solution one. *Ergonomics*, vol.29. p.345-362.

190. Grieve, D., Pheasant, S. (1982). Chap. 3 Biomechanics dans *The body at work*, W.T. Singleton, Cambridge University Press, 430p.
191. Gronroos, M., Pertovaara, A. (1993). Capsaicin-induced central facilitation of a nociceptive flexion reflex in humans. *Neurosci. Lett.*, vol.159, p.215-218.
192. Gubéran, E., Rougemont, A. (1974). Travail féminin et orthostatisme. *Médecine sociale et préventive*, vol.19, p.279-283.
193. Gubéran, E., Widmer, L.K., Gaus, L. (1973), Causative factors of varicose veins : myths and facts. An Epidemiological study of 610 women, vol.12, p.115-120.
194. Guérin, E., Laville, A., Daniellou, F., Durrafourg J., Kerguelen, A. (1991). *Comprendre le travail pour le transformer*. Montrouge: Éditions de l'ANACT, 233p.
195. Ha E., Cho SI., Park H., Chen D., Chen C., Wang L., Xu X., Christiani DC. (2002). Does standing at work during pregnancy result in reduced infant birth weight? *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, vol. 44, p.815-821.
196. Hagberg, M. (1981a). Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *J. Appl. Physiol: respirat. Environm. Exerc. Physiol*, vol.51, p.1-7.
197. Hagberg, M. (1981b). Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *Am Physical Med.*, vol.60, p.111-121.
198. Hägg, G.M. (1991). Lack of relation between maximal force capacity and muscle disorders caused by low-level static loads. A new explanation model. *Designing for Everyone: Proceedings of the 11<sup>th</sup> Congress of the International Ergonomics Association* (London: Taylor & Francis) Paris, France, p.9-11.

199. Hampson, E. (1990). Estrogen-relation variations in human spatial and articulatory motor skills. *Psychoneuroendocrinology*, vol.15, p.97–111.
200. Hansen, L., Winkel, J., Jorgensen, K. (1997). Significance of mat and shoes softness during work in upright position. *Applied Ergonomics*, vol.29, no.3, p.217-224.
201. Hapidou, E.G. and Rollman, G.B. (1998). Menstrual cycle modulation of tender points. *Pain*, vol.77, p.151–161.
202. Harber, P., Pena, L., Bland, G., Beck, J. (1992). Upper extremity symptoms in supermarket workers. *American Journal of Industrial Medicine*, vol. 22, p.873-884.
203. Hardy, J.D., Hammel, T.H., Murgatroyd, D. (1956). Spectral transmittance and reflectance of excised human skin. *J Appl Physiol*, vol.9, p. 257-264.
204. Harrison, D.D., Janik, T.J., Troyanovich, S.J., Harrison, DE. (1997). Evaluation of the assumptions used to derive ideal normal cervical spine model. *J. Manipulative Phys Ther*, vol.10, p.202-213.
205. Hartvigsen, J., Leboeuf-Yde, C., Lings, S., Corder, E.H. (2002). Does sitting at work cause low back pain?, *Ugeskr Laeger*, vol. 164, p. 759-761.
206. Hazouri, L.A., Mueller, A.D. (1950). Pain threshold studies on paraplegic patients. *Archives of Neurology and Psychiatry*, vol.64, p.607-613.
207. Hebeda, C.L., de Boer, E.M., Verburch, C.A., Krijnen, RMA, Nieboer, C., Bezemer, P.D. (1993). Lower limb volume measurements: standardization and reproductibility of an adapted columeter. *Phebology*, vol.8, p.162-166.
208. Heitkemper, M.M., Jarrett, M., Cain, K.C., Shaver, J., Walker, E. and Lewis, L. (1995). Daily gastrointestinal symptoms in women with and without a diagnosis of IBS. *Digest Dis Sci*, vol.40, p.1511-1519.

209. Helander, M.G., Zhang, I., Michel D. (1995). Ergonomics of ergonomic chairs: a study of adjustable features, *Ergonomics*, vol.38, no.10, p.2007-2029.
210. Hellebrandt, F.A., Crigler E.F., Kelso L.E.A. (1939). Variations in intramuscular pressure during postural and phasic contraction of human muscle. *Am J physiol.*, vol.126, p.247-253.
211. Hellebrandt, F.A., Braun, G.L. (1939). The influence of sex and age on the postural stay of man. *Am J Phys Anthropol.*, vol.24, p.347-360.
212. Henderson B.J, Whissell C., (1997). Changes in women's emotions as a function of emotion valence, self-determined category of premenstrual distress, and day in the menstrual cycle. *Psychol Rep*, vol.80 no.3, p.1272-1274.
213. Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, vol.126, p.1345-1347.
214. Henriksen, O., Sejrsen, P. (1977). Effect of "vein pump" activation upon venous pressure and blood flow in human subcutaneous tissue. *Acta Physiol Scand.*, vol.100, p.14-21.
215. Henry, J.P. (1955). The significance of the loss of blood volume into the limbs during pressure breathing. *Aviation Med*, vol.22, p.31-38.
216. Henry, J.P., Gauer, OH. (1950). The influence of temperature upon venous pressure in the foot. *J Clin Invest*, vol.29, p.855-861.
217. Hickam, J.B., McCulloch, R.P., Reeves R.J. (1949). Normal and impaired function of the leg veins. *Am Heart J*, vol.37, p.1017-1028.
218. Hirai, M., Naiki, K., Nakayama, R. (1990). Prevalence and risk factors of varicose veins in Japanese women. *Angiology*, vol.3, p.228-232.
219. Hjlem, E.W, Winkel, J., Nygard, C.H., Wiktorin, C., Karlqvist, L., Stockholm MUSIC 1 study group. (1995). Can cardiovascular load in ergonomic epidemiology be estimated by self-report? (*JOEM*) vol.37, no.10, p.1210-1217

220. Hobson, J. (1997). Venous Insufficiency at work, *Angiology, The journal of vascular disease*, vol.48, no.7, p.577-582.
221. Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. B.*, vol.126, p.136-195.
222. Hoffman, M.S. (1982). An empirical investigation of ergonomics in the international retail workstations. *Proceeding of the Human Factors Society, 26<sup>ième</sup> congrès annuel*, p.520-524.
223. Holm, S., Nachemson, A. (1982). Variation in the nutrition of the canine intervertebral disc induce by motion. *Spine*, vol. 8, p.866-874.
224. Holmström, E.B., Lindell, J., Moritz, U. (1992a). Low back and neck/shoulder pain in construction workers, occupational workload and psychosocial risk factors, part1. Relationship to low back pain. *Spine*, vol.17, p.672-677.
225. Holmström, E.B., Lindell, J., Moritz, U. (1992b). Low back and neck/shoulder pain in construction workers, occupational workload and psychosocial risk factors, part1. Relationship to low back pain. *Spine*, vol.17, p.663-671.
226. Holt, P.D., (1983). Work related back problems: a review of recent research evidence, Research Branch – Alberta Occupational health and safety Division, Alberta Worker's Health, Safety and Compensation, 107p.
227. Hou, J.Y., Shiao, J.S. (2006). Risk factors for musculoskeletal discomfort in nurses, *The journal of nursing research*, vol. 14, p. 228-236.
228. Hultman, E. (1967). Physiological role of muscle glycogen in man, with special reference to exercise, *Circ Res* 20, Suppl 1, no.99, p.112-114.
229. Hultman, E., Sjöholm, H. (1983). Electromyogram, force and relaxation time during and after continuous electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *J. Physiol.*, vol.339, p.33-40.

230. Hünting, W., Grandjean, E., Maeda, K. (1980). Constrained postures in accounting machine operators, *Appl Ergol*, vol.11, p.145-149.
231. Huskinsson, E.C. (1974). Visual analogue scales, in R Melzack (ed.) *Pain measurement and assessment* (New York: Raven Press) p.33-37.
232. Ikeda, M., Ariyoshi, H., Sokon, M., Kambayashi, J., Yashikawa, N., Shnoki, N., Kawasaki, T., Monden, M. (1998). *Cell calcium*, vol.24, p.49-57.
233. Ilmarinen, J., Knauth, P., Klimmer, F., Rutenfranz, J. (1979). The applicability of the Edholm scale for activity studies in industry. *Ergonomics*, vol.22, p.369-376.
234. Institut National de recherche et de sécurité, Travailler assis ou debout, [http://www.inrs.fr/inrs-pub/inrs01.nsf/IntranetObject-accesParIntranetID/OM:Document:B7DA2C93AD6CA8C3C12572300046AD22/\\$FILE/print.html](http://www.inrs.fr/inrs-pub/inrs01.nsf/IntranetObject-accesParIntranetID/OM:Document:B7DA2C93AD6CA8C3C12572300046AD22/$FILE/print.html), dernière mise à jour le 20 février 2008
235. Janssen, D., Michiels, C., Delaive, E., Eliaers, F., Drieu, K., Remacle, J. (1995). Protection of hypoxia-induced ATP decrease in endothelial cells by Ginkgo biloba extract and bilobalide. *Biochem Pharmacol*, vol.50, p.991-999.
236. Janssen W.G., Bussmann H.B., Stam H.J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review, *Physical Therapy*, vol. 82, p. 866-879.
237. Jawien A. (2003). The influence of environmental factors in chronic venous insufficiency, *Angiology*, vol. 54, Suppl.1, p.19-31.
238. Johansson, J.A. (1994). Psychological work factors, physical work load and associated musculoskeletal symptoms among home care workers. *Scand. J. Psychol.*, vol.35, (sous-press en 1994).
239. Johansson, J.A, Rubenowitz, S. (1994a). Risk indicators in the psychosocial and physical work environment for work-related neck shoulder and low back symptoms : a study among blue-and white-collar workers in eight companies, *Scand J., Rehab Med.*, vol.26, p.131-142.

240. Johansson, J.A., Nonas, K. (1994b). Psychological and physical working conditions and associated musculoskeletal symptoms among operators in five plants using arc welding in robot stations. *International Journal of Human Factors in Manufacturing*, vol.4.
241. Jonsson, B. (1978). *Kinesiology, With special reference to electromyographic kinesiology*, *Contempor clin neurophysiol eeg*, suppl.31, p.417-428.
242. Jonsson, B. (1987). The static load component in muscle work, *Eur. J. Applied Physiology*, p.305-310.
243. Jorgensen, K., Hansen, L., Lundager, K., Winkel, J. (1993). Low back muscle reactions to constrained standing in relation to shock absorbing properties of floor and shoes. In: Nielson, R., Jorgensen, K., (eds), *Advances in industrial ergonomics and safety. V*, Taylor and Francis, London, p.279-283.
244. Joseph, J., Nightingale, A. (1952). Electromyography of muscle of posture: leg muscles in males. *J Physiol.*, vol.117, p.484-491.
245. Joseph, J., Nightingale, A. (1954). Electromyography of muscle of posture: thigh muscle in males. *J Physiol.*, vol.126, p.81-85.
246. Joseph, J., Nightingale, A. (1956). Electromyography of muscle of posture: leg and thigh muscles in women, including the effects of high heels. *J Physiol*, vol.132, p.465-468.
247. Joseph, J., Nightingale, A., Williams, P.L. (1955). A detail study of the electric potentials recorded over some postural muscle while relaxed and standing. *J Physiol.*, vol.127. p.617-625.
248. Jurgens, H.W. (1997). Seat pressure distribution. *Coll Antropol*, vol.21, p.359-366.
249. Jurukova, Z., Milenkov, C. (1982). Ultrastructural evidence for collagen degradation in the walls of varicose veins. *Exp Mol Pathol.*, vol.37, p.37-47.

250. Kabe, I., Tsuruoka, H., Tokujitani, Y., Endo, Y., Furusawa, M., Takebayashi, T. (2007). Investigation of postural hypotension due to static prolonged standing in female workers, *Sangyo Eiseigaku Zasshi*, vol.49, p.122-126.
251. Kalmar, J.M., Cafarelli, E. (1999). Effects of caffeine on neuromuscular function. *J Appl Physiol.*, vol.87, no.2, p.801-808.
252. Kaminski, M., Saurel-Cubizolles, M.J. (1986). Les femmes enceintes travaillant à l'hôpital: Projet de recherche pour évaluation d'une politique de modification des conditions de travail. In Papiernik E., Béart G., spira N., éditeurs. Prévention de la naissance prématurée, Colloque INSERM, vol.138, p.239-260.
253. Kane, S.V., Sable, K., Hanauer, S.B. (1998). The menstrual cycle and its effects on inflammatory bowel disease and irritable bowel syndrome: a prevalence study. *Am J Gastroenterol*, vol.93, p.1867-72.
254. Kapenji, I.A. (1974). The physiology of joints. The trunk and the vertebral column, III, vol.3, New York: Churchill Livingstone.
255. Kayis, B., Hoang, K. (1999). Static three-dimesional modelling of prolonged seated posture, *Applied Ergonomics*, vol.30, p.255-262.
256. Keegan, J.J. (1953). Alteration of the lumbar curvature related to posture and seating. *Bone and Joint Surgery*, vol.35a, no.3, p. 589-603.
257. Keegan, J.J. (1962). Evaluation and improve of seats, *Industrial Medicine and Surgery*, vol.31, p.137-148.
258. Keenan, P.A. and Lindamer, L.A. (1992). Non-migraine headache across the menstrual cycle in women with and without premenstrual syndrome. *Cephalalgia*, vol.12, p.356–359.
259. Kendall, F.P., McCreary, EK. (1983). *Muscle: Testing and function* (3<sup>rd</sup> Ed), Baltimore: Williams & Wilkins)
260. Kilbom, A. (1971). Physiological training in women. *Scand J Clin Lab Invest*, vol.28, Suppl. 119.

261. Kim, J.Y., Stuart-Buttle, C., Marras, W.S. (1994). The effects of mats on back leg. *Appl Ergon*, vol.25, no.1, p.29-34.
262. Kim, S.H., Chung, K. (1995). effects of posture, weight and frequency on trunk muscular activity and fatigue during repetitive lifting task. *Ergonomics*, vol.38, p.853-863.
263. King, P.M. (2002). A comparison of the effects of floor mats and shoe in-soles on standing fatigue, *Applied Ergonomics*, vol. 33, p.477-484.
264. Kirwan, J.P., Costill, D.L., Mitchell, J.B., Houmard, J.A., Flynn, M.G., Fink, W.J., beltz, J.D. (1988). Carbohydrate balance in competitive runners during successive days of intense training. *J. Appl. Physiol*, vol.65, no.6, p.2601-2606.
265. Knaapen, M., Somers, P., Bortier, H. (2005). Smooth muscle cell hypertrophy in varicose veins is associated with expression of estrogen receptor- $\beta$ , *J Vasc Res*, vol.42, p.8-12.
266. Knutsson, B., Lindh, K., Telhag, H. (1966). Sitting-an electromyographic and mechanical study. *Acta Othop Scand*, vol.37, p.415-428.
267. Komsuoglu, B., Goldeli, O., Kulan, K., Certinarslan, B., Komsuoglu SS. (1994). Prevalence and risk factors of varicose veins in an elderly population. *Gerontology*, vol.40, p.25-31.
268. Kontosic, I., Vukelic, M., Mesaros-Kanjiski, E., Materljan, E., Jonjic, A. (2000). Work condition as risk factors for varicose veins of the lower extremities in certain professions on the working population of Rijeka.
269. Konz, S., Bamdla, V., Rys, M., Sambasivan, J. (1990). Standing on concrete vs. floor mats. In: Das. B. (ed.), *Advances in industrial ergonomics and safety. II*, Taylor and Francis, London, p.991-998.
270. Krijnen, R.M.A., de Boer, E.M. Adèr, H.J., Bruynzeel, D.P. (1997a). Venous insufficiency in male worker with a standing profession. Part 1. Diurnal volume changes of the lower legs. *Epidemiology. Dermatology*, vol.194, p.111-120.

271. Krijnen, R.M.A., de Boer, E.M. Adèr, H.J., Bruynzeel, D.P. (1997b). Venous insufficiency in male worker with a standing profession. Part 2. Diurnal volume changes of the lower legs. *Dermatology*, vol.194, p.121-126.
272. Krijnen, R.M.A., de Boer, E.M. Adèr, H.J., Osinga, D.S.C., Bruynzeel, D.P. (1997c). Compression stockings and Rubber floor mats: Do they benefit workers with chronic venous insufficiency and a standing profession?, *JOEM*, vol.39, no.9, p.889-894.
273. Kroeger K., Ose C., Rudofsky G., Roesener J., Hirche H. (2004). Risk factors for varicose veins, *International Angiology*, vol.23, p.29-34.
274. Kroemer, K.H.E. (1971). Seating in plant and office, *American Industrial hygiene Association Journal*, vol.2, no.2, p.633-652.
275. Kroemer, K.H.E, *Industrial Seating*. (1970). Techno Paper, AD 70-138, Society of Manufacturing ingeneers, Dearborn, Michigan.
276. Kroemer, K.H.E, Robinette, J.C. (1969). Ergonomics in design of Office furniture, *Industrial medecine*, vol.38, no.4, p.25-35.
277. Kuorinka, I., Häkkänen, S., Nieminen, K., Saari, J. (1978). Comparison of floor surface for standing work. In: Asmussen, E., Jorgensen, K., eds., *Advances biomechanics VI-B*, vol2B. University Park Press, Baltimore, p.207-211.
278. Laberge, M., Vézina, N. (1997). Un banc assis-debout pour les caissières, une solution pour réduire les contraintes de la posture debout, *Travail et santé*, vol.14, no.2.
279. Laberge, M. (1997). Étude ergonomique du poste de caissière d'un supermarché : l'utilisation d'un banc assis-debout. Mémoire de maîtrise au département des sciences biologiques, UQAM, 104 pages.
280. Legaye J, Duval-Beaupere G. (2005). Sagittal plane alignment of the spine and gravity: a radiological and clinical evaluation. *Acta Orthop Bel*, vol.71, no.2, p.213-20.

281. Lajoie, A. (1995). Banc assis-debout : analyse comparative de la posture à une courroie d'un service alimentaire. Mémoire présenté comme exigence partielle de la maîtrise en biologie, Montréal, Université du Québec à Montréal, 113p.
282. Lamb, K.L., Brodies, D.A. (1990). The assessment of physical activity by leisure-time physical activity questionnaires. *Sport Med.*, vol.10, p.159-180.
283. Landmesser, U., Horning, B., Drexler, H. (2004). Endothelial function: A critical determinant in atherosclerosis? *Circulation*, vol.109 (suppl II) p.1127-1133.
284. Lannersten, L., Harms-Ringdahl, K. (1990). Neck and shoulder muscle activity during work with different cash register systems. *Ergonomics*, vol.33, no.1, p.49-65
285. Lauder, C., Korbon, G.A., DeGood, D.E., & Rowlingson, J.C. (1987). The Balans chair and its semi-kneeling position: An ergonomic comparison with the conventional sitting position. *Spine*, vol.12, no.3, p.269-272.
286. Laperrière, E., Ngomo, S., Thibault, M.C., Messing, K. (2006). Indicators for choosing an optimal mix of major working postures, vol.37, p.349-357.
287. Laurikka, J., Laara, E., Sisto, T., Tarkka, M., Auvinen, O., Hakama, M. (1995). Misclassification in questionnaire survey of varicose veins. *J Clin Epidemiol.*, vol.48, p.1175-1178.
288. Laurikka, J.O., Sisto, T., Tarkka, M.R. (2002). Risk indicators for varicose veins in forty-to sixty –year-olds in the Tampere Varicoae Vein Study. *World J Surg*, vol.26, p.648-651.
289. Laville, A. (1985). Postural stress in high-speed precision work. *Ergonomics*, vol.28, no.1, p.229-236.

290. Lay, W.F., Fisher, L.C. (1940). Riding comfort and cushions. *Trans Soc Automotive Engineers*, vol.47, p.482-486.
291. Lee, A.J., Evans C.J., Allan P.L. (2003). Lifestyle factors and the risk of varicose veins : Edinburgh Vein Study. *J Clin Epidemiol.*, vol.56, p.171-179.
292. Legaye, J., Duval-Beaupere, G. (2005). Sagittal plane alignment of the spine and gravity: a radiological and clinical evaluation. *Acta Orthop Bel*, vol.71, no.2, p.213-20.
293. Lehmann, G. (1955). *Physiologie pratique du travail humain*, Edit d'organisation, Paris, vol.1, 446p.
294. Lelong, C., Drevet, J.G., Chevalier, R., Phelip, X. (1988). Biomécanique rachidienne et station assise. *Revue du rhumatisme*, vol.55, no.5, p.375-380.
295. Lengsfeld, M., Frank, A., van Deursen, D.L., Griss P. (2000). Lumbar spine curvature during office chair sitting, *Medical engineering and physics*, vol.22, p.665-669.
296. Levante, A., Lamour, Y., Guibaud, G., Besson, J.M. (1975). Spinothalamic cells activity in the monkey during intense nociceptive stimulation : intra-arterial injection of bradykinin into the limbs, *Brain Research*, vol.88, p.560-564.
297. Lewis, S.F., Fulco, C.S. (1998). A new approach to studying muscle fatigue and factors affecting performance during dynamic exercise in humans. *Exerc Sport Sci Rev.*, vol.26, p.91-116.
298. Linström, L., Peterson, I. (1983). Power spectrum analysis of EMG signals and its applications. In Desmedt, J.E., ed: *Computer aided electromyography (prog. Clin. Neurophysiol.)*, vol.10, p.1-51.
299. Linström, L.M., Kadefors, R., Peterson, I. (1977). An Electromyographic index for localized muscle fatigue. *J Applied Physiology.*, vol.43, p.750-754.

300. Linton, S.J. (1990). Risk factor neck and back pain a working population in Sweden. *Work & stress*, vol.4, p.41-49.
301. Lis, A.M., Black, K.M., Korn, H., Nordin, M. (2007). Association between sitting and occupational LBP, *European Spine Journal*, vol. 16, p.283-298.
302. Lopes, J.M., Aubier, M., Jardin, J., Aranda, J.M., Macklem, P.T. (1983). Effect of caffeine on skeletal muscle function before and after fatigue. *J. Appl. Physiol. Respirat. Environ. Exercise Physiol*, vol.54, p.1305-1307.
303. Lord, M.J., Small, J.M., Dinsay, J.M., Watkins, R.G. (1997). Lumbar Lordosis, Effects of Sitting and Standing, *Spine*, vol.22, no.21, p.2571-2574.
304. Lorenzi, G., Bavera, P., Cipolat, L., (1986). The prevalence of primary varicose veins among workers of a metal and steel factory. In: *Phlebology' 85*, ed. by Negus, D., Jantet G., Paris: John Libbey. 1821p.
305. Lortie, M. (1982). Monographie sur les risques de la travailleuse enceinte pour les occupations de caissières et de vendeuses. Montréal : Rapport final préparé pour le Ministère des affaires sociales, École Polytechnique de Montréal, 90p.
306. Ludbrook, J. (1966). The musculo-venous pumps of the human lower limb. *Am. Heart J*, vol.71, no.5, p.635-641.
307. Lundvall, J. (1972). Fluid transfer between blood and tissue during exercise. *Acta Physiol Scand*, vol.85, p.258-69.
308. MacLaren, D.P.M., Gibson, H., Parry-Billing, M., Edwards, R.H.T. (1989). A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol.17, p.29-66.
309. Madeleine, P., Voigt, M., Arendt-Nielsen, L. (1998). Subjective, physiological and biomechanical response to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces, *Eur J Appl Physiol*, vol.77, p.1-9.

310. Maffei, F.H.A., Magaldi, C., Pinho, S.Z. (1986). Varicose veins and chronic venous insufficiency in Brazil: prevalence among 1755 inhabitants of a country town. *Int J. Epidemiol.*, vol.15, p.110-117.
311. Magora, A.C. (1972). Investigation of the relation between low back pain and occupation. *Industrial medicine*, vol.41, no.12, p.5-9.
312. Magora, A. (1973). Investigation of the relation between low back pain and occupation. V. Psychological aspects. *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol.5, p.191-196.
313. Majeske, C., Buchanan, C. (1984). Quantitative description of two sitting postures. With and without a lumbar support pillow. *Phys Ther.*, vol.64, p.1531-1533.
314. Makhsous, M., Lin F., Hendrix RW., Hepler M., Zhang LQ. (2003). Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes, *Spine*, vol. 28, p. 1113-1122.
315. Mandal, A.C. (1976). Work-chair with tilting seat. *Ergonomics*, vol.19, no.2, p.157-164.
316. Mandal, A.C. (1981). The seated man (homo sedans). The seated work position. Theory and practice. *Applied Ergonomics*, vol.12, p.19-26.
317. Mandal, A.C. (1982). The correct height of school furniture. *Human Factors*, vol.24. p.257-269.
318. Mandal, A.C. (1986), Investigation of the lumbar flexion of office workers, *The ergonomics of working posture*, chap 30, p.345-355.
319. Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Fathallah, F.A., Ferguson, S.A., Allread, W.G., Rajulu, S.L. (1995). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders., *Ergonomics*, vol.38, p.377-410.
320. Mashiah, A., Rose, S.S., Hod, I. (1991). The scanning electron microscope in the pathology of varicose veins. *Isr J Med Sci*, vol.27, p.202-206.

321. Maton, B. (1977). Fréquence de recrutement des unités motrices du biceps brachial au cours du travail statique chez l'homme normal. *J. Physiol. (Paris)*, vol.73, p.177-199.
322. McCulloch J. (2002). Health risks associated with prolonged standing, *Work*, vol.19, p.201-205.
323. McDonald, A.D., McDonald, J.C., Armstrong, B. (1988a). Prematurity and work in pregnancy. *Br J. Ind. Med*, vol.45, p.56-62.
324. McDonald, A.D., McDonald, J.C., Armstrong B., et coll., (1988b). Fetal death and work in pregnancy. *Br J. Ind. Med.*, vol.45, p.148-157.
325. Mekky, S., Schilling, R.S.F., Walford, J. (1969). Varicose veins in women cotton workers: an epidemiological study in England and Egypt, *Br. Med. J.*, vol.12, p.591-595.
326. Melzack, R., Casey, K.L. (1968). Sensory, motivation and central control determinants of pain : A new conceptual model, in *The skin senses*. Ed. D. Kenshalo, Thomas, Springfield, Illinois, p.423-443.
327. Melzack, R., Torgenson, W.S. (1971) On the language of pain. *Anesthesiology*, vol.34, p.50-59.
328. Mershey, H. (1986). Classification of chronic pain. *Pain*, vol.3, p.215-217.
329. Mershey, H., Evans, P.R. (1975). Variations in pain complaint threshold in psychiatric and neurological patients with pain. *Pain*, vol.1, p.73-79.
330. Messing, K., Tissot, F., Stock, S. (2008). Distal Lower-Extremity Pain and Work Postures in the Quebec Population, *American Journal of Public Health*, vol.98, p.705-713.
331. Mezzarane, R.A., Kohn, A.F. (2008). Postural control during kneeling, *Experimental Brain Research*, [Epub ahead of print].
332. Michel, D.P., Helander, M.G. (1994). Effect of two types of chair on stature change and comfort for individuals with healthy and herniated disc, *Taylor & Francis Ltd*. pp.1232-1244.

333. Michiels, C., Arnould, T., Knott, I., Dieu, M., Remacle, J. (1993), Stimulation of synthesis by human endothelial cells exposed to hypoxia. *Am. J. Physiol.*, vol.264, p866-874.
334. Michiels, C., Arnould, T., Remacle, J. (2000). Endothelial cell response to hypoxie: initiation of a cascade of cellular interactions. *Biochem Biophys Acta*, p.1497, vol.1, p. 1-9.
335. Michiels, C., Bouaziz, N., Remacle, J. (2002). Role of the endothelium and blood stasis in the appearance of varicose veins. *Int Angiol*, vol.21, p.1-8.
336. Milroy, M.C., Scott, D.J.A., Beard, D.J. (1989). Histological appearances of the long saphenous vein. *J Pathol.*, vol.159, p.311-316.
337. Morini, S., Ciccarelli, A., Cerulli, C., Giombini, A., Di Cesare, A., Ripani, M. (2008). Functional anatomy of trunk flexion-extension in isokinetic exercise: muscle activity in standing and seated positions, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, vol.48, p.17-23.
338. Mortimer, J.T., Magnusson, R., Petersen, I. (1970). Conduction velocity in ischemic muscle effect on EMG frequency spectrum. *American Journal of Physiology*, vol.219, p.1324-1329.
339. Mozurkewich, E.L., Luke, B., Wolf, F.M. (2000). Working conditions and adverse pregnancy outcome : A meta-analysis, *Obstetrics & Gynecology*, vol.95, no.4.
340. Nachemson, A, Elfstrom, G. (1970). Intravital dynamic pressure measurement in lumbar disc. *Scandinavian J of Rehabilitation medicine* Suppl 1.
341. Nachemson, A. (1966). The load on lumbar disk in different positions of the body. *Clinical Orthopaedics*, vol 45, p.107-122.
342. Nachemson, A.L. (1976). The lumbar spine, An Orthopaedic challenge, *Spine*, vol.1 no.1.

343. Nadel, E.R. (1985). Recent advances in temperature regulation during exercise in humans. *Federation. Proc.*, vol.44, p.2286-2292.
344. Nag, K., Chintharia, S., Saiyed, S., Nag, A. (1986). EMG analysis of sitting work postures in women, *Applied ergonomics*, vol17, no.3, 195-197.
345. Naliboff, B.D., Cohen, M.J., Schandler, S.L., Heinrich, R.L. (1981). Signal detection and threshold measurement for chronic back pain patients, chronic illness and cohort controls to radiant heat stimuli. *Journal of Abnormal Psychology.*, vol.90, p.271-274.
346. Nelson-Wong, E., Gregory, D.E., Winter, DA., Callaghan, J.P. (2008). Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing, *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* [Epub ahead of print].
347. Ngomo, S., Messing, K., Perrault, H., Comtois, A. (2008). Orthostatic symptoms, blood pressure and working postures of factory and service workers over an observed workday, *Applied Ergonomics*, [Epub ahead of print].
348. Noddeland, H. (1984). Transcapillary pressure in human subcutaneous tissue. A Study of edema-preventing mechanism in orthostasis, heart failure and hypoproteinemia. University of Bergen, Department of physiology, (thesis).
349. Noddeland, H., Winkel, J. (1988). Effects of leg activity and ambient barometric pressure on foot swelling and lower-limb skin temperature during 8h of sitting. *Eur J Appl Physiol*, vol.57, p.409-414.
350. Noddeland, H., Winkel, J., Andersen, T. (1985). Foot swelling and the significance of leg activity during simulated long-distance flying, *Acta Physiolo. Scand.* 1985, 124 Supplementum 542.

351. Norkin, C.C., Levangie, P.K. (1992). Joint structure and function : A comprehensive analysis (2<sup>nd</sup> Ed), 313p. Philadelphia: F.A., Davis Company.
352. Novo, S., Avellone, G., Pinto, A., et coll. (1988). Prevalence of primitive varicose veins of the lower limb limbs in a randomized population sample of western Sicily. *Inter. Angiol.*, vol.7, p.176-181.
353. Nurminen, T., Lusa, S., Ilmarinen, J., Kurppa, K. (1989). Physical work load, fetal development and course of pregnancy. *Scand J Work Environ Health*, vol.15, p.404-414.
354. Nygard, C.-H., Kilbom, A., Wigaeus Hjelm, E., Winkel, J., Stockholm-MUSIC 1 study group. (1993). Life-time occupational physical activity and physical capacity. In: Nielsen R., Jorgensen, K., eds. *Advances in Industrial Ergonomics and Safety V. Proceedings of the Industrial Ergonomics and Safety Conference*; Copenhagen: Taylor & Francis, p.303-309.
355. Ohara, H., Aoyama, H., Itani, T. (1976). Health hazard among cash register operators and the effects of improve working conditions, *J. Human Ergol.*, vol.5, p.31-40.
356. Okada, M. (1972). And electromyographic estimation of the relative muscular load in different human posture. *J. Human Ergol.*, vol.1, p.75-93.
357. Opila, K., Wagner, S., Schiowitz, S., Chen, J. (1988). Postural alignment in barefoot and high-heel stance. *Spine*, vol.13, no.5, p.542-547.
358. Ostensen, M., Rugelsjoen, A. and Wigers, S.H. (1997). The effect of reproductive events and alterations of sex hormone levels on the symptoms of fibromyalgia. *Scand J Rheumatol*, vol.26, p.355-360.
359. Oxenburgh, M, Winkel, J. (1990). Towards optimizing physical activity in VDT/office work.

360. Palla, S., Ash, M.M. (1981). Power spectral analysis of the surface electro myogram of human jaw muscles fatigue. *Archives of Oral Biology*, vol.26, p.547-553.
361. Pacaud, S. (1975). Le travailleur vieillissant: quelques réflexions sur ses difficultés, mais aussi ses facilities d'adaptation au travail; in *Age et contraintes de travail*, p.115-179 N.E.B. éditions Scientifiques.B.P. No3 78350 Jouy-en-Josas.
362. Pappenheimer, J.R., Soto-Rivers A. (1948). Effective osmotic pressure of the plasma proteins and other quantities associated with the capillary circulation in the hindlimbs of cats and dogs. *Am J Physiol.*, vol.152, p.471-491.
363. Paricelle, E., Ducord, J., Cahu, J. et coll. (1993). Etude épidémiologique des troubles veineux des membres inférieurs selon le poste de travail. A propos de 2 895 dossiers. *Archives des maladies professionnelles*, vol.54, p.30-61.
364. Peters, M.L., Schmidt, A.J.M., Va den Hout, M.A., Koopmans, R., Sluijter, M.E. (1992). Chronic back pain, acute postoperative pain and the activation of diffuse noxious inhibitory controls (DNIC), *Pain*, vol.50, p.177-187.
365. Pétrofsky, J.S., Weber, C., Philips A. (1980). Mechanical and electrical correlates of isometric muscle fatigue in skeletal muscle in the cat. *Pflügers Arch.*, vol.387, p.33-38.
366. Petruzzellis, V., Florio, T., Quaranta, D., Troccoli, T., Serra, MA. (1990). Epidemiologic observations on the sujet of phlebopathy of the legs and its dermatologic complications. *Minerva Med*, vol.81, p.611-616.
367. Phillips, S. and Sherwin, B. (1992). Variations in memory functions and sex steroid hormones across the menstrual cycle. *Psychoneuroendocrinology*, vol.17, p.497-506.

368. Pollack, A.M., Wood, E.H. (1949). Venous pressure in the saphenous vein at the ankle in man during exercise and changes in posture. *Journal of Applied Physiology*, vol.1, p.649-662.
369. Pope, D.P., Hunt, I.M., Birrell, F.N., Silman, A.J., Macfarlane, G.J. (2003). Hip pain onset in relation to cumulative workplace and leisure time mechanical load: a population based case-control study, *Annals of the rheumatic diseases*, vol.62, p.322-326.
370. Pottier, M., Dubreuil, A., Monod, H. (1969). The effect of sitting posture on the volume of the foot. *Ergonomics*, vol.12, no.5, p. 753-758.
371. Price, D.D. (1988). *Psychological and Neural Mechanisms of Pain*. Ed. Raven Press, New York. 241p.
372. Punnet, I. Armstrong, T.J., Ketner, P.E. (1988). The validity of workers' ergonomics assessment of hand tools and tasks: a pilot study. In hogstedt, C., Reuterwall, C., eds, *Progress in Epidemiology, Proceedings of the 6th International Symposium on Epidemiology in Occupational Health*, Amsterdam, New York, Oxford, Excerpta Medica:, p.223-226.
373. Régie de l'Assurance Maladie du Québec au cours des cinq dernières années (RAMQ 2003).
374. Raveyre, J., Poitrineau, J., Catilina, P. (1991). *Suivi de l'insuffisance veineuse en milieu industriel. Enjeux médico-sociaux et économiques du médicament en France*. C.R.I.S. Editeur, Paris,
375. Redfern, M. (1987). *Chesterfield standing fatigue study using a psychophysical method*, University of Michigan report,
376. Redfern, MS., Chaffin, DB. (1988). The effect of floor types on standing tolerance in industry, In: Aghzadeh (eds) *Trend in ergonomics human factors V* Elsevier Science Publishers, p.901-905.

377. Rieu, M., Cerretelli, P., Guezennec, C.-Y., Hainaut, K., Howald, H., Pesquies, P., Poortmans, J., Di Prampero, P., Wassermann, D. (1988). *Bioénergétique de l'exercice musculaire et de l'entraînement physique*, Presse Universitaires de France, 462p.
378. Riihimäki, H. (1991). Low-back pain its origin and risk indicators, *Scand J Work Environ Health*, vol.17, p.81-90.
379. Riihimäki, H., Wickström, G., Hänninen, K., Luopajarvi, T. (1989). Predictors of sciatic pain among concrete reinforcement workers and house painters- a five year follow-up. *Scand. J. Work Environ. Health*, vol.15, p.415-423.
380. Riley, III, J.L., Robinson, M.E., Wise, E.A., Price, D.D. (1999). A meta-analytic review of pain perception across the menstrual cycle. *Pain*, vol.81, p.225-235.
381. Robbins, S.E. (1985). Public health in the next decade. *J Public Health Policy.*, vol.6, no.4, p.440-446.
382. Rocher, M. (1993). "Les hyper-caissières". *Travail et sécurité*, Paris: INRS, ED 775, no.520, p.10-44.
383. Rodosky, M.W., Andriacchi, T.P., Andersson G.B.J. (1989). The influence of chair height on the lower limb mechanics during rising. *Journal of Orthopedic Research*, vol.7, no.2, p.266-271.
384. Roelen, C.A., Schreuder, K.J., Koopmans, P.C., Groothoff, J.W. (2008). Perceived job demands relate to self-reported health complaints, *Occupational medicine*, vol.58, p.58-63.
385. Rohmert, W. (1960). Die Armkraft des Menschen im Stehen bei verschiedener Körperstellung. *Int. Z. Angew. Physiol. Einchl. Arbeitsphysiol.*, vol.18, p.175-190.
386. Rohmert, W. (1973a). Problems in determining rest allow, Part 1: Determining rest allowances in difference hight task, *Appl. Ergonom.*, vol.4, p.158-162

387. Rohmert, W. (1973b). Problems in determining rest allow, Part 1: Use of modern methods to evaluate stress strain in static muscular work, *Appl. Ergonom.*, vol.4, p.91.
388. Rose, S.S., Ahmed, A. (1986). Some thoughts on the aetiology of varicose veins. *J. Cardiovasc Surg*, vol.27, p.534-543.
389. Rossignol, M., Baetz, J. (1987). Task-related risk factors for factors spinal injury: validation of a self-administration questionnaire on hospital employees, *Ergonomics*, vol.30, p.1531-1540.
390. Rotloltz, J., Derazne, D., Froom, P., Grushecky, E., Ribak, J. (1992). Prevalence of low back pain in employes of a pharmaceutical company. *Israel J. Med. Sci.*, vol.28, no.8-9, p.615-618.
391. Ryan, G.A. (1989). The prevalence of musculo-skeletal symptoms in supermarket workers. *Ergonomics*, vol.32, no.4, p.359-371.
392. Rys, M., Konz, S. (1994). Standing. *Ergonomics* vol.37, no.4, p.677-687
393. Rys, M., Konz, S. (1990). Floor mats. In *Proceedings of the Human factors and Ergonomics Society, 34<sup>th</sup> Annual Meeting*. Human Factors and Ergonomics Society, Santa Monica, cali., p.575-579.
394. Sabin-Farrell R, Slade, (2003) *Clinical psychology review*, vol.23, no.3, p.449-480.
395. Sacksick, H. (1969). A propos de la position assise et mal assise, Thèse, Paris.
396. Sadick, N.S. (1992). Predisposing factors of varicose and telangiectic leg veins. *J Dermatol Surg Oncol*, vol.18, p.883-886.
397. Saltin, B. (1964). Aerobic work capacity and circulation at exercise in man with special reference to the effect of prolonged exercise and / or heat exposure. *Acta Physiol Scand*, vol.62, no.230.
398. Saltin, B., Sjogarrd, G., Gaffney, F.A., Rowell, L.B. (1981). Potassium, lactate, and water fluxes in human quadriceps muscle during static contractions. *Circulation Research*, vol.48, no.1, p.18-24.

399. Scappaticci, S., Capra, E., Cortinovis, M., Cortinovis, R., Arbustini, E., Diegoli, M., Fraccaro, M. (1994). Cytogenetic studies in venous tissue from patients with varicose veins. *Canecr Genet Cytogenet*, vol.75, p.26-30.
400. Scherrer, J., et coll. (1992). *Précis de physiologie du travail. Notions d'ergonomie*, Paris, Éditions Masson, p.585.
401. Schindler, C.C.A.,(1890). Patented in Switzerland, vol. 25, no.1, p.802.
402. Schmeiser-Reider, A., Kunze, U., Mitsche, N., Rosenberger, A., Kunze M. (1998). Self reported prevalence of venous diseases in the general population of Austria-results of the SERMO (self-Reported Morbidity) study. *Acta Med Austria.*, vol.25, p.65-68.
403. Scott, T.E., LaMorte, W.W, Gorin D.R., Menzoian, J.O. (1995). Risk factors for chronic venous insufficiency : A dual case-control study. *J Vasc Surg.*, vol.22, p.622-628.
404. Seifert, Ana-Maria., Messing, K., Dumais L. (1997). Star wars and strategic defense initiative: work activity and health symptoms of unionized bank tellers during work reorganization, *Work and health: Int. J. of Health Services*, vol.27, no.3, p.455-477.
405. Senay, L.C., Mitchell, D., Wyndam, C.W. (1976). Acclimatization in a hot, humid environment: body fluid adjustments. *J. Appl. Physiol.*, vol.40, p.786-796.
406. Shai, A., Karakis, I., Shemesh, D. (2007). Possible ramifications of prolonged standing at the workplace and its association with the development of chronic venous insufficiency, *Harefuah*, vol.146, p.677-685.
407. Shaywitz, S.E., Shaywitz, B.A., Pugh, K.R. et coll. (1999). Effect of estrogen on brain activation patterns in postmenopausal women during working memory tasks. *JAMA* 281, vol.13, p.1197-1202.

408. Shenoy, S., Aruin, A.S. (2007). Effect of chair design on feed-forward postural control in sitting, *Motor Control*, vol.11, p.309-321.
409. Shephard, R.J. (1989). Human rights and the older worker: changes in work capacity with age. *Med Sci. Sport Exer.*, vol.19, p.168-173.
410. Shvartz, E., Gaume, J.G., Reibold, R.C., Glassford, E.J., White, R.T. (1982a). Effect of the Cirtutone seat on hemodynamic, subjective, and thermal response to prolonged sitting. *Aviat Space Environ Med.*, vol.52, p.795-802.
411. Shvartz, E., Gaume, J.G., White, R.T., Reibold, R.C. (1983). Hemodynamic responses during prolonged sitting. *J Appl Physiol*, vol.54, p.1673-1680.
412. Shvartz, E., Reibold, R.C., White, R.T., Gaume, J.G. (1982b). Hemodynamic responses in orthostasis following 5 hours of sitting, *Aviat Space Environ Med*, vol.53, p.226-231.
413. Silverstein, B., Armstrong, T., Longmate, A., Woody, D. (1988). Can in-plant exercise control musculoskeletal symptoms?, *J Occup Med*, vol.30, no.12, p.922-927.
414. Simonson, E. (1935). Der Heutige stand der theorie der ermüdung. *Ergebn physiol*, vol.37, p.299.
415. Simonson, E., Enzer, N. (1941). Effect of short rest pause in standing and sitting position on efficiency of muscular work. *J. Indust Hyg Toxicol*, vol.23, p.106.
416. Singleton, W.T. (1982). *The body at work, biological ergonomics*. Cambridge: Cambridge University Press.
417. Sisto, T., Reunanen, A., Laurikka, J., Impivaara, O., Heliovaara, M., Knekt, P., Aromaa, A. (1995). Prevalence and risk factors of varicose veins in lower extremities: Mini-Finland health survey. *Eur J Surg.*, vol.161, p.405-414.

418. Sjogaard, G., Kiens, B., Jorgensen, K., Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG, and blood flow during low-level, prolonged static contraction in man. *Acta Physiol Scand*, vol.128, no.3, p.475-484.
419. Sjöstrand, T. (1952). The regulation of the blood distribution in man. *Acta Physiol Scand*, vol.26, p.312-327.
420. Smith, J.W. (1953). The act of standing. *Acta Orthop Scand*, vol.23, p.159-168.
421. Smith, R.M., Emans, J.B. (1992). Sitting balance in spinal deformity. *Spine*, vol.17, p.1103-1109.
422. Sobaszek, A., Dômont, A., Fromot, P., Dreyfus, J.P., Mirabaud, C., Catilina, P. (1996). L'insuffisance veineuse chronique des membres inférieurs en entreprise : enquête réalisée auprès de trois populations de salariés Français, *Applied Ergonomics*, vol.13, no.3, p.195-202.
423. Sobaszek, A., Dômont, A., Fromot, P., Dreyfus, J.P., Mirabaud, C., Catilina, P. (1993). L'insuffisance veineuse chronique des membres inférieurs en entreprise : enquête réalisée auprès de trois populations de salarié Français, Presented at the 24th International Congresses of Occupational Health, Nice, September.
424. Somers, P., Michiel, K. (2006). The Histopathological of Varicose Vein disease, vol.57, no.5, p.546-555.
425. Sommerich, C.M., McGlothlin J.D., Marras, W.S. (1993). Occupational risk factors associated with soft tissue disorder of the shoulder : a review of recent investigation in the literature. *Ergonomics*, vol.36, p.697-717.
426. Spendler, D.M., Bigos, S.J., Martin, N.A., Zeh, J., Fisher, I., Nachemson, A. (1986) Back injuries in industry : a retrospective study. I, Overview and cost analysis, *Spine II*, vol.3, p.241-245.
427. Spitzer, W.O. (1986). Rapport du groupe de travail Québécois sur les aspects cliniques des affections vertébrales chez les travailleurs. Institut de Recherche en Santé et Sécurité du Travail du Québec. 296p.

428. Staffel, F. (1885). Zur Hygiene des sitzens. Zbl F Allg Gesundheitspflege, vol.3, p.403-421.
429. Stagnara, P., de Mauroy, J.C., Dran, G., et coll. (1982). Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: Approach to references for evaluation of kyphosis and lordosis, Spine, vol.7 p.335-342.
430. Starling, E.H. (1896). On the absorbtion of fluids from the connective tissues spaces. J Physiol, vol.19, p.312-326.
431. Stick, C., Grau, H., Witzleb, E. (1989). On the edema-preventing effect of the calf muscle pump. Eur. J. Appl. Physiol., vol.59, p.39-47.
432. Stick, C., Heinemann, W., Witzleb, E. (1990). Slow volume change in calf and thigh during cycle ergometer. Eur J Appl Physiol., vol.61, p.428-432.
433. Stogaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K., Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, Emg and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. Acta Physiol. Scand., vol. 128, p.475-484.
434. Stokes, I.A.F., Avery, J.M. (1980). Influence of the hamstring muscles on lumbar spine curvature in sitting. Spine, vol.5, p.525-528.
435. Stokes, M., Young, A. (1984). The contribution of reflexe inhibition toathrogenous muscle weakness. Clinical Sciences, vol.67, p.7-14.
436. Stuart-Buttle, C., Marras, W.S., Kim, J.Y. (1993). The influence of anti-fatigue mats on back and leg fatigue, Proceedings of Human factors and Ergonomics Society, 37<sup>th</sup> Annual Meeting. Human factors and Ergonomics Society, Santa Monica., p.769-773.
437. Stvrtinová, V., Klesar J., Wimmer, G. (1991). Prevalence of varicose veins of the lower limbs in the women working at a department store, International Angiology, vol.10, no.1, p.1-5.

438. Sudoł-Szopińska, I. (2006). Influence of prolonged sedentary work on the development of lower limbs edema and methods of its prevention, *Medycyna Pracy*, vol. 57, p.263-269.
439. Sun, J.M. (1990). Epidemiologic study on peripheral vascular disease in Shanghai, *Chung Hua Wai Ko Tsa Chih*, vol.28, (Eng. Abst), p.480-483, p.510-511.
440. Susnik, J., Gazvoda, T. (1986). Torque of the dorsal erectors and the compressive load on the L5-S1 disc at inclined postures and when lifting. *Ergonomics of working posture*, chap.19, p.218-231
441. Sutherland, D.H., Kenton, R.K., Moitoza, J.R. (1994). Kinematics of normal human walking. In: Rose, J., Gamble JG (eds), *Human Locomotion (2<sup>nd</sup> Ed)*, 30p., Baltimore: Williams & Wilkins.
442. Svejcar, J., Prerovsky, I., Linhart, J. (1963). Content of collagen, elastine, elastin, and hexosamine in primary varicose veins. *Clin Sci*, vol.24, p.325-330.
443. Swearing, J.J., Wheelwright, C.D., Garner, J.D. (1962). An analysis of sitting areas and pressure of man, US Civil Aero-Medical Research Institute, Oklahoma, City, rapport no.62-1.
444. Taillefer, F., Boucher, J.P., Comtois, A.S., Zummo, M., Savard., R., (2011). Réponses physiologiques et biomécaniques à divers types de bancs assis-debout chez les femmes avec et sans problèmes veineux. *Travail humain*. Accepté pour publication oct 2010.
445. Tang, P.C. (1938). The power function of the analysis of variance tests with tables and illustrations of their use. *Statistics Research Memorandum*, vol.2, p.126-149.
446. Tewari, V.K., Prasad, N. (2000). Optimum seat pan and back-rest parameters for a comfortable tractor seat, *Ergonomics*, vol.43, no.2, p.167-186.

447. Thadani, U., Parker, JO. (1978). Hemodynamics at rest and during supine and sitting bicycle exercise in normal subjects. *Am J Cardiol*, vol.41, p.52-59.
448. Theorell, T., Harms-Ringdahl, K., Ahlberg-Hulten, G., Westin, B. (1991). Psychological job factors and symptoms from the locomotor system-a multicausal analysis. *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol.23, p.165-173.
449. Thomas, P.R., Nash, G., Dormandy, G.A. (1991). Increase whitecell trapping in the dependent legs of patients with chronic venous insufficiency. *J Mal Vasc*, vol.16, p.35-37.
450. Thompson, H.S., Hyatt, J.P., De Souza, M.J. and Clarkson, P.M., (1997). The effects of oral contraceptives on delayed onset muscle soreness following exercise. *Contraception*, vol.56, p.59-65.
451. Tissot, F., Messing, K., Stock, S. (2005). Standing, sitting and associated working conditions in the Quebec population in 1998, *Ergonomics*, vol.48, p.249-269.
452. Tomei, F., Baccolo, T.P., Tamao, E., Palmi, S., Rosati, M.V. (1999). Chronic venous disorders and occupation *American Journal of Industrial Medicine*, vol.36, no.6, p.653-665.
453. Troisier, O., Gounot-Halbout, M.C., Durey, A. (1969). La pathologie de la position extrême. *Ann Med Phys.*, vol.12, p.27-44.
454. Troup, J.D.G., Reilly, T., Eklund, J.A.E., Leatt, P. (1985). Changes in stature with spinal loading and their relation to the perception of exertion or discomfort, *Stress medicine*, vol.1, p.303-307.
455. Tüchsen, F., Hannerz, H., Burr, H., Krause, N. (2005). Prolonged standing at work and hospitalisation due to varicose veins: a 12 year prospective study of the Danish population, *Occupational and Environmental Medicine*, vol.62, p.847-850.
456. Tüzün, C., Yorulmaz, I, Cindas, A., Vatan, S. (1999). Low back pain and posture, *Clin. Rheumatol*, vol.18, p.308-312.

457. Udo, H., Fujimura, M., Yoshinaga, F. (1999). The effect of a tilting seat on back, lower back and legs during sitting work. *Industrial Health*, vol.37, p.369-381.
458. Van Cleef, J.F., Griton, P., Cloarec, M., Moppert M., Ribeau C. (1990). Modèle dynamique de la pompe musculaire du mollet. *Phlébologie*, vol.43, no.2, p.217-225.
459. Vander, A.J., Sherman, J.H., Luciano, D.S., Gontier, J.R. (2004). *Physiologie humaine : les mécanismes du fonctionnement de l'organisme*, 4e édition, 9<sup>e</sup> édition américaine, Paris, Maloine, 805p.
460. Van Deursen, D.L., Goossens, R.H., Evers, J.J., Van Der Helm, F.C, Van Deursen, L.L. (2000). Length of the spine while sitting on a new concept for an office chair. *Appl Ergon*, vol.31, no.1, p.95-98.
461. Van der Beek, A., Braam, I., Douwes, M. (1994) Validity of a diary estimating exposure to task, activities, and postures of the trunk. *Int Arch Occup. Environ Health*, vol.66, p.173-178.
462. Van der Stricht, J., Staelens, I., (1994) Veines musculaires du mollet. *Phlébologie*, vol.47, no.2, p.135-143.
463. Van Dieën, J.H., Nussbaum, M.A. (2004). Trunk. In: *Working postures and movements: Tools for evaluation and engineering*, Delleman, N.J., Haslegrave, C.M. & Chaffin, D.B. (Eds.). Boca Raton, FL, USA, p.109-141.
464. Van Dieën, J.H., Toussaint, H.M. (1993). Spinal shrinkage as a parameter of functional load, *Spine*, vol.18, p.1504-1514.
465. Van Dieën, J.H., Cremers, M., I., Toussaint, H.M., Kingma, I. (1994). Repetitive lifting and spinal shrinkage, effects of age and lifting technique, *Clinical Biomechanics*, vol.9, p.367-374.
466. Van Dieën, J.H, Huub, H.E, Vrieling, Oude. (1998). Evaluation of work-rest schedules with respect to the effects of postural workload in standing work, *Ergonomics*, vol.41, no.12, p.1832-1844.

467. Van Wely, P. (1970). Design and disease, *Applied Ergonomics*, vol.1, p.262-269.
468. Vander Doelen, J., MacDonald, H. (1985). Cashier workstation ergonomics. *Occupational Health in Ontario*, vol.6, p.26-33.
469. Venturi, M., Bonavi, L., Annoni, F. (1996). Biochemical assay of collagen and elastine in the normal and varicose vein wall. *J Surg Res.*, vol.60, p.245-248.
470. Vergara, M., Page, A. (2002). Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture, *Applied Ergonomics*, vol.33, p.1-8.
471. Vézina, N. (2003). Actes du forum: « La rotation, est-ce une solution? Forum d'échange de la chaire GM en ergonomie de l'UQAM », 27 et 28 février 2003, Université du Québec à Montréal, cote MO-25199, disponible au Centre de documentation de la CSST.
472. Vezina, N., Courville, J. (1989). Le travail debout. Étude ergonomique de poste de caissière d'un supermarché. Rapport à la CSST, 97p.
473. Vezina, N., Geoffrion, L., Chatigny, C., Messing, K. (1994). A manual materials handling job : symptoms and working conditions among supermarket cashiers. *Chronic diseases in Canada*, vol.15, no.1, p.17-22.
474. Vézina, N., Geoffrion, L., Lajoie, A., Chatigny, C., Messing, K., Courville, J. (1993). Les contraintes du poste de caissière de supermarché et l'essai de banc assis-debout. Rapport IRSST, 44p.
475. Vital, J.M., Senegas, J. (1986). Anatomical bases of the study of the constraints to which the cervical spine is subject in the sagittal plane. A study of the center of gravity of the head. *Surg Radiol Anat*, vol.8, p.169-173.

476. Vollestad, N.K. (1993). Muscle fatigue and activation during low force contractions, consequences for intervention studies, In: R. Nielsen and Jorgensen, J., (eds), *Advances in Industrial Ergonomics and safety V*, (London: Taylor & Fancis), p.125-129.
477. Wali M.A., Eid R.A. (2001). Smooth muscle changes in varicose veins: An ultrastructural study. *J Smooth Muscle Res.*, vol.37, p.123-135.
478. Wali, M.A., Eid, R.A., (2002a). Intimal changes in varicose veins: An ultrastructural study. *Smooth Muscle Res.*, vol.38, p.63-74.
479. Wali, M.A., Eid, R.A. (2002b). Smooth muscle changes in varicose veins: An ultrastructural study. *Smooth Muscle Res.*, vol.37, p.123-135.
480. Wallersteiner, U. (1984). Ergonomics impact of technological change in offices and supermarkets. Thèse de maîtrise.
481. Ward, R.J., Danziger, F., Bonica, J.J., Allen, G.D., Tolas, A.C. (1966). Cardiovascular effects of change in posture. *Aerospace Med*, vol.38, p.257-259.
482. Wachslar, R.A, Learner, D.B. (1960). An analysis of some factors influencing seat comfort, *Ergonomics*, vol.3, p.315.
483. Washburn, R.A., Montoye, H.J. (1986). The assessment of physical activity questionnaires, *Am J Epidemiol.*, vol.123, p.563-576.
484. Watanabe S., Eguchi A., Kobara K., Ishida H. (2007). Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting for desk work, *Electrophysiology and Clinical Neurophysiology*, vol.47, p.273-278.
485. Waterfield, R.L. (1931). The effect of posture on the volume of the leg. *Journal of Physiology*, vol.72, p.110-120.
486. Webster, B.S., Snook, S.H. (1990). The cost of comparable low back pain, *J Occup Med.*, vol.32, p.13-15.
487. Weddell, A.G.M., Darcus, H.D. (1947). Some anatomical problems in naval warfare. *Br. J Indust Med*, vol.4, p.77-83.

488. Weddell, J.M. (1969). Varicose veins pilot survey, 1966, *British Journal of Preventative and Social Medicine*, vol.23, p.179-186.
489. Wells, R., Ranney, D., Norman, R., Brawlwy, L., Orr. S. (1990). *Ergonomics of the supermarket cashier environment*. Waterloo : University of Waterloo, departement of kinesiology.
490. Wicktorin, C. (1996). An interview technique for recording work postures in epidemiological studies, *International Journal of Epidemiology*, vol.25, no.1, p.171-178.
491. Wicktorin, C., Wigaeus Hjelm E., Winkel, J., Köster M. (1995). Stockholm MUSIC I Study Group. Reproducibility of a questionnaire for assessment of physical load during work and leisure time, *Journal Occupational and Environmental Medicine (JOEM)*, vol.38, no.2, p.190-197.
492. Wigaeus, Hjelm E., Winkel, J., Nygard C.-H., Wiktorin, C., Karlqvist, L., Stockholm MUSIC I Study Group. (1995). Can cardiovascular load in ergonomic epidemiology be estimated by self-report? *J Occup Environ Med*, vol.37, p.1210-1217.
493. Wild, LR. (1986). Vascular structural disorders; in *Medical-Surgical Nursing*, JB Lippincott Company, London., p.656-658.
494. Wilkie, M.E., Stevens, C.R., Cunningham, J., Blake, D. (1992). *Miner Electrolytes Metab.*, vol.18, p.141-144.
495. Willer, J.C. (1975). Influence de l'anticipation de la douleur sur les fréquences cardiaques et respiratoires et sur le réflexe nociceptif de l'homme. *Physiological Behavior.*, vol.15, p.411-415.
496. Willer, J.C., Boureau, F., Albe-Fessard, D. (1978). Role of large diameter cutaneous afferents in transmission of nociceptive message: electrophysiological study in man. *Brain Research.*, vol.152, p.358-364.

497. Williams, A.M., Hawley JA, McKinzie O.A., van wijmen P.M. (1991). A comparison of the effects of the sitting postures on back and referred pain. *Spine*, vol.16, p.1185-1191.
498. Winer, B.J. (1971). *Statistical principles in experimental design*, 2<sup>nd</sup> Ed. McGraw-Hill Book Company: New York.
499. Winkel, J. (1985). On foot swelling during prolonge sedentary work and the significance of leg activity, Thèse de Doctorat, National Board of Occupational Safety and Health, Research Departement, Work Physiology Unit, S-171 84 Solna; Karolinska Institute, Department of Physiology III, Stockholm, Sweden.
500. Winkel, J., Bendix, T. (1986). Muscular performance during seated work evaluated by two different EMG methods, *Eur. J Appl Physiol*, vol.55, p.167-173.
501. Winkel, J. (1987). On the significance of physical activity in sedentary work. In Knave B., Widebäck P.G., eds, *Work with display units*, Elsevier Science Publishers, North-Holland., vol.86, p.229-236.
502. Winkel, J., Jorgenson, K. (1986). Evaluation of foot swelling and lower limb temperatures in relation to leg activity during long term seated office work. *Ergonomics*, vol.29, no.2, p.313-328.
503. Winkel, J., Jorgenson, K., Noddeland, H. (1988). International ergonomics association, 10th International congress, 1-5 August, Sydney Australia, *Proceedings*, vol.1.
504. Woodside, K.J., Hu, M., Burke, A. (2003). Morphologic characteristics of varicose veins: Possible role of metalloproteinases. *J Vasc Surg*, vol.38, p.162-169.
505. WOHRC (Women's occupational health resource center). (1987). Back injuries at the checkout counter, *WOHRC News*, vol.8, no.3, p.1.

506. Wolf, O.T., Kudielka, B.M., Hallhammer, D.H., Törber, S., McEwen, B.S. and Kirschbaum, C. (1999). Two weeks of transdermal estradiol treatment in postmenopausal elderly women and its effect on memory and mood: verbal memory changes are associated with the treatment induced estradiol levels. *Psychoneuroendocrinology*, vol.24, p.727-741.
507. Woolf, C.J. (1983). Evidence for a central component of post-injury pain hypersensitivity. *Nature*, vol.306, p.686-688.
508. Wu, C.S., Miyamoto, H., Noro, K. (1998). Research on pelvic angle variation when using a pelvic support, *Ergonomics*, vol.41, no.3, p.317-327.
509. Yasukouchi, A., Isayama, T. (1995). The relationships between lumbar curves, pelvic tilt, and joint mobilities in different sitting posture in young adults. *Appl Human Sci*, vol.14, p.15-21.
510. Yates, J.W., Karwowski, W. (1992). An electromyographics analysis of seated and standing lifting tasks, *Ergonomics*, vol.35, no.7-8, p.889-898.
511. Yu, C.-Y., Keyserling, M. (1989). Evaluation of new work seat for industrial sewing operations. *Applied Ergonomics*, vol.20, no.1, p.17-25
512. Zacharkow, D. (1988). *Posture: Sitting, Standing, Chair Design & exercise*, Thomas books, USA, p.207-219.
513. Zhang, L., Drury, C.G., Wooley, S.M. (1991). Constrained standing : Evaluating the foot/floor interface. *Ergonomics*, vol.34, no.2, p.175-192.
514. Ziegler, S., Eckhardt, G., Stöger, R., Machula, J., Rüdiger, H.W. (2003). High prevalence of chronic venous disease in hospital employees, *Wien Klin Wochenschr* vol.115, p.575-579.

## **ANNEXE 1**

## CODE D'ÉTHIQUE

### Formulaire de consentement

Je, \_\_\_\_\_

Domicilié à \_\_\_\_\_

Téléphone \_\_\_\_\_

Fais la déclaration suivante :

J'accepte de me porter volontaire pour l'expérimentation suivante menée sous la direction de Roland Savard., Professeur au département de biologie, et exécuté par François Taillefer, étudiant au doctorat en biologie (concentration physiologie du travail).

Je suis au courant du but de cette expérience qui pour l'avancement de la science: CONSÉQUENCES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES DU MAINTIEN DE LA POSTURE ASSIS, ASSIS-DEBOUT ET DEBOUT SUR L'ŒDÈME ET LES VARICES

Je suis au courant de la nature de cette expérience qui portera plus spécifiquement sur : (à cocher).

- Évaluer la vitesse du retour veineux lors de l'utilisation des divers sièges assis-debout disponibles;
- Déterminer la relation entre l'état variqueux de la travailleuse, la sensation de jambes lourdes, la température de la peau du pied, l'œdème, la fréquence cardiaque, la pression veineuse, la vitesse du retour veineux, la pression partielle d'O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>, le nombre de flexions plantaires et leur intensité, le niveau de prostaglandines PGE<sub>2α</sub> et le bilan hormonal;
- Évaluer l'effet (aigu) de différents types de posture (debout, assis-debout, assis) sur l'œdème, la pression veineuse, la vitesse du retour veineux, la pression partielle d'O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>, la fréquence cardiaque et les prostaglandines afin d'établir la relation entre le maintien de ces postures et la dégradation du système veineux périphérique chez les travailleuses varicosées;

- ❑ Déterminer la relation entre l'état variqueux de la travailleuse, la température de la peau du pied, l'œdème, la fréquence cardiaque, la pression veineuse, la vitesse du retour veineux, la pression partielle d'O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>, le nombre de flexions plantaires et leur intensité, le niveau de prostaglandines PGE<sub>2α</sub> et le bilan hormonal;
- ❑ Pondérer les variables reliées au maintien de postures ayant un impact sur l'œdème et les varices.
- ❑ Investiguer les effets de différents types d'activité musculaire des jambes sur l'œdème, la pression veineuse, la vitesse du retour veineux et la pression partielle d'O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>.
- ❑ Comparer les angles de l'assise de la posture assis-debout à l'anthropométrie du bassin et du déjètement du cou de chaque sujet sur la sensation de confort au niveau lombaire et l'activité musculaire (EMG);
- ❑ Développer une grille permettant de cibler les variables pouvant atténuer ou diminuer l'apparition d'œdème et de varices.

Ma participation à titre de sujet impliquera :

D'avoir lu le formulaire de consentement

D'avoir rempli le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (QAAP),

D'être en mesure de subir les tests prévus

D'être apte au travail

J'accepte de participer à cette expérience jusqu'à son terme étant entendu que je pourrai me retirer avant sa terminaison pour des motifs sérieux dont je serai le seul juge.

Il est cependant convenu que si après le début de ma collaboration à l'expérience, les responsables constatent que ma poursuite présente des risques pour ma santé physique et mentale, ils devront m'en informer et m'inviter à me retirer.

Je reconnais que les responsables pourront mettre fin à ma collaboration en tout temps quand ils le jugeront nécessaire.

Il est convenu que les renseignements contenus en mon dossier pourront être utilisés par les responsables aux seules fins énoncées dans la présente recherche et à la condition que les éléments qui pourraient être de nature confidentielle ne soient pas divulgués dans le public d'une façon telle que l'on puisse m'identifier.

D'ailleurs, dès le début du projet, une entente de confidentialité des résultats liés au projet sera signée avec le syndicat, l'employeur et le groupe de santé-sécurité. Les données recueillies lors du projet ne pourront être utilisées par l'employeur ou le syndicat à des fins de contestation. Seules les moyennes et leurs dispersions seront retenues des expérimentations afin de dépersonnaliser les résultats. En aucun cas les noms des travailleurs impliqués dans les résultats de recherche ne sont mentionnés.

Représentant syndical : \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_

Représentant patronal : \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_

Représentant Santé-Sécurité : \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_

Chercheur responsable : \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_

Étudiant chercheur : \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_

Signé à \_\_\_\_\_ en duplicata, ce \_\_\_\_\_

Travailleur \_\_\_\_\_ date \_\_\_\_\_

Témoin \_\_\_\_\_