

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

ADAPTATIONS CARDIOVASCULAIRES ET INCONFORT LORS DU  
MAINTIEN D'UNE POSTURE DEBOUT PROLONGÉE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ  
COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR  
VANESSA COUTURE

JANVIER 2008

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL  
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement 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

Tout d'abord, j'aimerais remercier les sujets qui ont bien voulu participer à l'expérience. Sans eux, l'étude n'aurait pu être réalisée. Aussi, je remercie Carole Roy qui m'a donné un très bon coup de main lors de la collecte des données.

Je tiens à remercier M. Bertrand Fournier du SCAD, Gael Lejeune, France Tissot et Aline Philibert pour leur aide au niveau de l'analyse des données. Ce fut un coup de main très précieux.

Je remercie les gens du département de kinanthropologie ainsi que le bureau de l'enseignement et des programmes de l'UQAM pour leur soutien financier.

Merci à Jessica, Ana Maria, Marie-Eve T, France, Stéphanie ainsi que toutes les autres personnes du CINBIOSE que j'ai côtoyées, pour avoir mis du soleil dans mes journées et aussi pour avoir été des oreilles attentives et de bonnes conseillères durant les moments plus difficiles. Marie-Eve, je te remercie aussi pour ton énorme coup de main pour la mise en page.

Je remercie Nicole Vézina et Simon Bacon pour avoir accepté de faire partie de mon comité d'évaluation.

Mille mercis à Karen et Alain pour leurs précieux conseils et commentaires ainsi que pour m'avoir donné la chance de réaliser cette étude.

Je remercie ma famille et mes ami(e)s pour m'avoir permis de décrocher un peu lorsque j'étais en leur présence. Je n'y serais pas parvenue sans cela. Merci à ma sœur Geneviève

pour son aide de dernière minute. Finalement, je voudrais remercier Christian pour son support, pour avoir été mon cobaye, pour m'avoir écouté mille fois faire mes présentations orales, pour m'avoir réconfortée dans les moments plus difficiles, bref pour avoir été là pour moi.

## TABLE DES MATIÈRES

<b>REMERCIEMENTS</b> .....	ii
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	vii
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	x
<b>RÉSUMÉ</b> .....	xii
<b>INTRODUCTION</b> .....	1
<b>CHAPITRE I</b> .....	3
REVUE DE LITTÉRATURE .....	3
1.1. LA POSTURE DEBOUT, GÉNÉRALITÉS .....	3
1.2. LA POSTURE DEBOUT AU TRAVAIL .....	4
1.3. LE SYSTÈME CIRCULATOIRE ET LA POSTURE DEBOUT .....	5
1.3.1. CARACTÉRISTIQUES ET RÔLES DES PRINCIPALES COMPOSANTES PÉRIPHÉRIQUES DU SYSTÈME CARDIOVASCULAIRE .....	5
1.3.2. RÉGULATION DES MUSCLES LISSES DES VAISSEAUX SANGUINS .....	6
1.3.3. LE SYSTÈME CIRCULATOIRE EN RÉPONSE À LA POSTURE DEBOUT STATIQUE.....	7
1.3.4. LA CIRCULATION SANGUINE CUTANÉE ET LA POSTURE DEBOUT.....	10
1.4. LA POMPE MUSCULAIRE.....	11
1.5. LES RÉPONSES DU SYSTÈME CIRCULATOIRE EN FONCTION DE L'ÂGE .....	12
1.6. LA VARIABILITÉ DU RYTHME CARDIAQUE.....	13
1.7. L'INCONFORT LORS DE LA POSTURE DEBOUT.....	14
1.8. MESURES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES EN LIEN AVEC L'INCONFORT DURANT LA POSTURE DEBOUT PROLONGÉE.....	16
1.9. JUSTIFICATION DU CHOIX CONCERNANT LA DURÉE DE L'EXPOSITION AUX POSTURES DEBOUT.....	17

1.10. JUSTIFICATION DU CHOIX CONCERNANT LES SCHÉMAS DE MOBILITÉ .....	18
OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES .....	19
CONSIDÉRATIONS ERGONOMIQUES .....	23
<b>CHAPITRE II .....</b>	<b>24</b>
MÉTHODOLOGIE .....	24
2.1. LES SUJETS .....	24
2.2. VARIABLE INDÉPENDANTE ET SCHÉMA EXPÉRIMENTAL .....	25
2.3. VARIABLES DÉPENDANTES .....	26
2.3.1. MESURES PHYSIOLOGIQUES .....	26
2.3.1.1. NIVEAUX D'OXY- ET DÉSOXYHÉMOGLOBINE .....	26
2.3.1.2. FRÉQUENCE CARDIAQUE .....	27
2.3.1.3. TEMPÉRATURE CUTANÉE .....	27
2.3.1.4. PRESSION ARTÉRIELLE .....	28
2.3.1.5. COLLECTES DE DONNÉES .....	28
2.3.2. MESURE DE L'INCONFORT .....	29
2.3.2.1. MESURE SUBJECTIVE DE L'INCONFORT .....	29
2.3.2.2. INDICE «OBJECTIF» DE L'INCONFORT .....	29
2.4. PROCÉDURES .....	30
2.5. TRAITEMENTS ET ANALYSES DES DONNÉES .....	31
<b>CHAPITRE III .....</b>	<b>34</b>
RÉSULTATS .....	34
3.1. INCONFORT AU NIVEAU DU MEMBRE INFÉRIEUR DROIT .....	34
3.2. PARAMÈTRES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES .....	44
3.2.1. TEMPÉRATURE .....	44
3.2.2. PRESSION ARTÉRIELLE .....	51
3.2.3. INDICE DE SATURATION D'OXYGÈNE (TOI) .....	53
3.2.4. FRÉQUENCE CARDIAQUE ET VARIABILITÉ DU RYTHME CARDIAQUE .....	59
3.2.5. ANALYSE DU CENTRE DE PRESSION (COP) .....	62
3.3. INCONFORT VS PARAMÈTRES PHYSIOLOGIQUES .....	64
<b>CHAPITRE IV .....</b>	<b>69</b>

DISCUSSION .....	69
4.1. EFFETS DE LA POSTURE DEBOUT SUR L'INCONFORT AU NIVEAU DES MEMBRES INFÉRIEURS .....	69
4.2. EFFETS DE LA POSTURE DEBOUT SUR LES PARAMÈTRES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES .....	72
4.2.1. TEMPÉRATURE CUTANÉE .....	72
4.2.2. PRESSION ARTÉRIELLE .....	73
4.2.3. FRÉQUENCE CARDIAQUE ET VARIABILITÉ DU RYTHME CARDIAQUE.....	75
4.2.4. INDICE D'OXYGÉNATION TISSULAIRE (TOI) .....	77
4.2.5. ANALYSE DU CENTRE DE PRESSION (COP) .....	79
4.3. INCONFORT VS PARAMÈTRES PHYSIOLOGIQUES .....	80
4.4. LIMITES DE L'ÉTUDE .....	84
<b>CONCLUSION .....</b>	<b>86</b>
<b>ANNEXE A.....</b>	<b>88</b>
<b>RÉFÉRENCES.....</b>	<b>91</b>

## LISTE DES FIGURES

FIGURE 3.1: INCONFORT GÉNÉRAL MOYEN ET ÉCARTS-TYPES RAPPORTÉS SUR L'ÉCHELLE VISUELLE ANALOGIQUE PAR TOUS LES SUJETS LORS DES TROIS TESTS.....	34
FIGURE 3.2: INCONFORT MOYEN ET ÉCARTS-TYPES SELON DIFFÉRENTES PARTIES DU MEMBRE INFÉRIEUR DROIT LORS DE LA POSTURE STATIQUE .....	35
FIGURE 3.3: INCONFORT MOYEN ET ÉCARTS-TYPES SELON DIFFÉRENTES PARTIES DU MEMBRE INFÉRIEUR DROIT LORS DE LA POSTURE PIÉTINEMENT.....	36
FIGURE 3.4: INCONFORT MOYEN ET ÉCARTS-TYPES SELON DIFFÉRENTES PARTIES DU MEMBRE INFÉRIEUR DROIT LORS DE LA POSTURE MARCHÉ .....	36
FIGURE 3.5: MOYENNES DE L'INCONFORT RAPPORTÉ PAR TOUS LES SUJETS AU NIVEAU DU PIED AU DÉBUT ET À LA FIN D'UNE POSTURE.....	38
FIGURE 3.6: MOYENNES DE L'INCONFORT RAPPORTÉ PAR TOUS LES SUJETS AU NIVEAU DE LA CUISSE AU DÉBUT ET À LA FIN D'UNE POSTURE.....	39
FIGURE 3.7: MOYENNES DE L'INCONFORT RAPPORTÉ PAR TOUS LES SUJETS AU NIVEAU DU MEMBRE INFÉRIEUR AU DÉBUT ET À LA FIN D'UNE POSTURE .....	40
FIGURE 3.8: MOYENNES D'INCONFORT RAPPORTÉ AU NIVEAU DU PIED PAR TOUS LES SUJETS AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MOBILITÉ POUR CHAQUE POSTURE.....	41
FIGURE 3.9: MOYENNES D'INCONFORT RAPPORTÉ AU NIVEAU DE LA CUISSE PAR TOUS LES SUJETS AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MOBILITÉ POUR CHAQUE POSTURE.....	42
FIGURE 3.10: MOYENNES D'INCONFORT RAPPORTÉ AU NIVEAU DU MEMBRE INFÉRIEUR PAR TOUS LES SUJETS AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MOBILITÉ POUR CHAQUE POSTURE .....	43
FIGURE 3.11: VARIATIONS MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES DE LA TEMPÉRATURE CUTANÉE CORRIGÉE À L'ÉPICONDYLE POUR CHAQUE RÉGION CORPORELLE AUX DIFFÉRENTS TEMPS DE MESURES LORS DE LA POSTURE STATIQUE.....	44

FIGURE 3.12: VARIATIONS MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES DE LA TEMPÉRATURE CUTANÉE CORRIGÉE À L'ÉPICONDYLE POUR CHAQUE RÉGION CORPORELLE AUX DIFFÉRENTS TEMPS DE MESURES LORS DE LA POSTURE PIÉTINEMENT .....	44
FIGURE 3.13: VARIATIONS MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES DE LA TEMPÉRATURE CUTANÉE CORRIGÉE À L'ÉPICONDYLE POUR CHAQUE RÉGION CORPORELLE AUX DIFFÉRENTS TEMPS DE MESURES LORS DE LA POSTURE MARCHÉ .....	45
FIGURE 3.14: TEMPÉRATURE CUTANÉE MOYENNE CORRIGÉE À L'ÉPICONDYLE AU DÉBUT ET À LA FIN D'UNE POSTURE POUR CHAQUE RÉGIONS CORPORELLE ÉTUDIÉE ET CHAQUE POSTURE .....	47
FIGURE 3.15: TEMPÉRATURE CUTANÉE MOYENNE CORRIGÉE À L'ÉPICONDYLE AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MOBILITÉ POUR CHAQUE RÉGION CORPORELLE ÉTUDIÉE ET CHAQUE POSTURE .....	50
FIGURE 3.16: VALEURS MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES DE LA PRESSION ARTÉRIELLE DE TOUS LES SUJETS LORS DE LA POSTURE STATIQUE. ....	51
FIGURE 3.17: VALEURS MOYENNES DE LA PRESSION ARTÉRIELLE DE TOUS LES SUJETS AU DÉBUT ET À LA FIN D'UNE POSTURE POUR CHAQUE POSTURE.....	52
FIGURE 3.20: VALEURS MOYENNES DE LA PRESSION ARTÉRIELLE DE TOUS LES SUJETS AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MOBILITÉ POUR CHAQUE POSTURE.....	53
FIGURE 3.21: VALEURS MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES DE TOÏ AU NIVEAU DU TIBIAL ANTÉRIEUR ET DU SOLÉAIRE DE TOUS LES SUJETS LORS DE LA POSTURE STATIQUE .....	54
FIGURE 3.22: VALEURS MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES DE TOÏ AU NIVEAU DU TIBIAL ANTÉRIEUR ET DU SOLÉAIRE DE TOUS LES SUJETS LORS DE LA POSTURE PIÉTINEMENT .....	54
FIGURE 3.23: VALEURS MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES DE TOÏ AU NIVEAU DU TIBIAL ANTÉRIEUR ET DU SOLÉAIRE DE TOUS LES SUJETS LORS DE LA POSTURE MARCHÉ .....	55
FIGURE 3.24: TOÏ MOYEN AU DÉBUT ET À LA FIN D'UNE POSTURE .....	56
FIGURE 3.25: TOÏ MOYEN MESURÉ AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MOBILITÉ, POUR CHAQUE POSTURE .....	58
FIGURE 3.26: FRÉQUENCES CARDIAQUES MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES OBTENUS POUR CHAQUE TEMPS DE MESURE LORS DES TROIS POSTURES .....	59
FIGURE 3.27: FRÉQUENCES CARDIAQUES MOYENNES OBTENUES AU DÉBUT ET À LA FIN DE L'EXPOSITION À CHAQUE PÉRIODE .....	60

FIGURE 3.28: FRÉQUENCES CARDIAQUES MOYENNES OBTENUES AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MOBILITÉ, LORS DES TROIS POSTURES À L'ÉTUDE .....	61
FIGURE 3.29: NOMBRE DE DÉPLACEMENTS DE POIDS LATÉRAL MOYENS ET ÉCARTS-TYPES CHEZ TOUS LES SUJETS POUR LES TROIS POSTURES À L'ÉTUDE .....	63

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 2.1: MOYENNES ET ÉCARTS TYPES DES CARACTÉRISTIQUES PERSONNELLES DES SUJETS PARTICIPANT À L'ÉTUDE .....	25
TABLEAU 3.1: NOMBRE DE SUJETS AYANT RAPPORTÉ UN INCONFORT POUR LA RÉGION CORPORELLE SPÉCIFIQUE TOUT AU LONG DE L'EXPOSITION À LA POSTURE .....	37
TABLEAU 3.2: COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE KENDALL ENTRE LES MESURES D'INCONFORT DE L'ENSEMBLE DU MEMBRE INFÉRIEUR ET LES MESURES D'INCONFORT DU PIED ET DE LA CUISSE LORS DES TROIS POSTURES À L'ÉTUDE .....	38
TABLEAU 3.3 : ANALYSE SPECTRALE DE LA VARIABILITÉ DU RYTHME CARDIAQUE LORS DES TROIS POSTURES À L'ÉTUDE .....	62
TABLEAU 3.4 : NOMBRE DE DÉPLACEMENTS DE POIDS LATÉRAUX POUR CHAQUE SUJET LORS DES TROIS DIFFÉRENTES POSTURES À L'ÉTUDE DE 31 MINUTES CHACUNE.....	64
TABLEAU 3.5 : COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE KENDALL VÉRIFIANT L'ASSOCIATION ENTRE LA DIFFÉRENCE D'INCONFORT ET LA DIFFÉRENCE DE TEMPÉRATURE CUTANÉE MESURÉES ENTRE T0 ET T31 LORS DES TROIS POSTURES .....	65
TABLEAU 3.6 : COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE KENDALL VÉRIFIANT L'ASSOCIATION ENTRE LA DIFFÉRENCE D'INCONFORT ET LA DIFFÉRENCE DE TOI MESURÉES ENTRE T0 ET T31 LORS DES TROIS POSTURES .....	65
TABLEAU 3.7 : COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE KENDALL VÉRIFIANT L'ASSOCIATION ENTRE LA DIFFÉRENCE D'INCONFORT ET LA DIFFÉRENCE DE FRÉQUENCE CARDIAQUE MESURÉES ENTRE T8 ET T31 .....	66
TABLEAU 3.8 : COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE KENDALL VÉRIFIANT L'ASSOCIATION ENTRE LA DIFFÉRENCE D'INCONFORT ET LA DIFFÉRENCE DE PRESSION ARTÉRIELLE....	67
TABLEAU 3.9 : COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE KENDALL VÉRIFIANT L'ASSOCIATION ENTRE LA DIFFÉRENCE D'INCONFORT ET LA DIFFÉRENCE BF/HF .....	67

TABLEAU 3.10 : COEFFICIENT DE CORRÉLATION DE KENDALL VÉRIFIANT L'ASSOCIATION ENTRE LA DIFFÉRENCE D'INCONFORT ET LA DIFFÉRENCE DE DÉPLACEMENTS DE POIDS .....	68
--	----

## RÉSUMÉ

Au Québec, 58% des travailleurs passent la majorité de leur temps de travail en posture debout. Selon des études épidémiologiques, une posture debout prolongée est associée à des problèmes de santé tels que des troubles de circulation sanguine veineuse, des problèmes d'athérosclérose, des complications lors de la grossesse, de la douleur aux membres inférieurs et au dos. La littérature rapporte que la posture debout occasionne des changements physiologiques tels que l'accumulation de sang dans les membres inférieurs ou de l'enflure. Cependant, ce n'est pas clair si ces changements sont associés à l'inconfort. La présente étude a comme but d'étudier les associations possibles entre l'inconfort au niveau des membres inférieurs et divers paramètres physiologiques, sous différentes conditions en laboratoire. Huit sujets ayant un emploi où la majorité du temps de travail est passé en posture debout et étant en parfaite santé ont participé à l'étude. Pour chaque sujet, des mesures de température cutanée, d'indice de saturation d'oxygène tissulaire (TOI), de fréquence cardiaque, de variabilité du rythme cardiaque, de pression artérielle, d'analyse du centre de pression et d'inconfort ont été prises durant trois conditions expérimentales d'une durée de 31 minutes chacune : A-posture statique sans possibilité de bouger les pieds; B-posture statique durant 9 minutes et piétinement durant une minute, répété 3 fois; C-posture statique durant 9 minutes et marche durant une minute, répété 3 fois. Les résultats obtenus démontrent que la posture statique provoque un inconfort au niveau des membres inférieurs et que les périodes de mobilité diminuent cet inconfort. Les mesures de température cutanée, du TOI et de la fréquence cardiaque ont été affectées par l'une ou l'autre des conditions expérimentales mais aucun lien entre ces mesures et l'inconfort n'a pu être établi. D'autres études sont nécessaires avec davantage de sujets et comportant une analyse de différents mécanismes pouvant être impliqués dans la présence d'inconfort. Les mesures de TOI, d'œdème sous-cutané, de pressions mécaniques sur les tissus, de composition biochimique du sang pourraient être de bonnes mesures à utiliser dans de futures études. De plus, il serait important de réaliser des études sur le sujet dans de vrais milieux de travail puisque c'est à ce niveau que la problématique prend tout son sens.

Mots-clés : posture debout, inconfort, membres inférieurs, laboratoire, indicateurs physiologiques.

## INTRODUCTION

La posture debout prolongée, que ce soit de façon statique, avec une légère mobilité ou avec une grande mobilité, est très répandue au travail. Nous n'avons qu'à penser aux serveurs et serveuses, aux caissières de supermarchés, aux vendeurs dans les magasins, aux travailleurs sur des chaînes de production. Au Québec, c'est 58% des travailleurs et des travailleuses qui passent la majorité de leur quart de travail en posture debout (Tissot, Messing et Stock, 2005).

Plusieurs études faites sur la posture debout ne distinguent pas entre les différents types de postures debout. Par exemple, Tüchsen *et al.* (2000) et Tomei *et al.* (1999) ont fait des études sur la posture debout et les problèmes au niveau du système circulatoire pouvant y être reliés. Dans les deux cas, leur variable «posture debout» comprenait la posture debout statique et la posture debout mobile. Les résultats obtenus ont permis d'établir des liens possibles entre la posture debout et la présence de troubles circulatoires tels que des varices. Mais, ces liens ne peuvent être clairement établis compte tenu de l'absence d'une exposition à la posture debout bien définie (Hoogendoorn *et al.*, 1999). Une personne qui est immobile pendant 90% de son temps de travail et se déplace seulement 10% du temps, n'est pas exposée à la posture debout de la même façon qu'une personne qui marche la moitié de son quart de travail. Dans les études où la mobilité de la posture debout a été prise en compte, des effets physiologiques différents ont été observés. Laperrière *et al.* (2006) ont démontré un lien possible entre le temps passé à la marche et l'augmentation de la sensibilité plantaire à la fin d'une journée de travail. Plus les personnes marchaient, plus leurs pieds devenaient sensibles. Pour leur part, Ngomo *et al.* (sous presse) ont trouvé que plus la posture de travail est statique, plus les travailleurs ressentent des symptômes d'intolérance orthostatique. La mobilité est donc une caractéristique de la posture debout importante à tenir compte lorsque l'on étudie les effets de la posture debout.

Un autre aspect de la posture debout prolongée est l'inconfort ressenti par les travailleurs et travailleuses. Messing *et al.* (2004) ont complété un total de trente entrevues auprès de personnes travaillant debout. Tous les répondants et répondantes, à l'exception d'un, ont rapporté ressentir de la fatigue ou des douleurs au dos ou aux membres inférieurs dues à la posture debout prolongée. Dans une étude de Messing et Kilbom (2001), la majorité des personnes travaillant debout ont rapporté des douleurs aux pieds.

Si la mobilité est tenue en compte lors d'études de l'inconfort en lien avec la posture debout prolongée, il est possible de constater un effet de la mobilité sur l'inconfort, mais ces résultats demeurent obscurs. Les commentaires obtenus auprès de caissières par Vézina et Lajoie (1996), suggèrent que la posture debout statique est la posture la plus pénible. D'après Ryan (1989), l'inconfort ressenti par des caissières de supermarché était en corrélation directe avec le temps passé à être debout sans trop de mobilité. Par contre, d'après Messing, Tissot et Stock (sous presse), un résultat contraire a été rapporté. Dans leur étude, la mobilité ne semblait pas diminuer l'inconfort aux membres inférieurs bien qu'il semblait y avoir une tendance à l'association, chez les hommes, entre l'inconfort des pieds et des chevilles et une posture debout plutôt fixe.

Plusieurs études faites sur la posture debout rapportent l'inconfort au niveau des membres inférieurs comme un effet de cette posture mais les causes demeurent inconnues (Redfern et Cham, 2000). Le but principal de la présente étude est de tenter de trouver des explications physiologiques à l'inconfort ressenti lors d'une posture debout prolongée. C'est donc dans cette perspective que le présent document a été rédigé. Le chapitre I présente l'état des connaissances se rapportant à la problématique, les objectifs et les hypothèses de recherche ainsi que la pertinence de réaliser cette étude. Le chapitre II présente la méthodologie utilisée pour réaliser l'étude tandis que le chapitre III rapporte les résultats obtenus. Le chapitre IV est consacré à la discussion et une conclusion termine le document.

## CHAPITRE I

### REVUE DE LITTÉRATURE

#### 1.1. La posture debout, généralités

L'apparition de la marche bipède chez l'être humain a été une étape cruciale de son évolution. Ce qui distingue la locomotion humaine de celle des autres mammifères n'est pas le simple fait que l'humain puisse se tenir debout, mais bien qu'il puisse se tenir debout d'une façon prolongée. L'humain est le seul capable de réaliser cet exploit (Smith et Porth, 1991). Pour parvenir à la posture debout, l'humain doit mettre en pratique des mécanismes neuromusculaires et circulatoires complexes. Une des principales difficultés, qu'il doit outrepasser est le maintien de son équilibre face à la force de gravité qui tente de le faire basculer. En effet, en ayant un centre de gravité hautement situé, avec une très petite base de soutien constituée simplement des pieds, le corps a tendance à vouloir aller rejoindre le sol. C'est pourquoi le corps humain a développé des muscles dits posturaux ou antigravités afin de remédier à ce phénomène. Il est toutefois intéressant de savoir que les mécanismes antigravités sont très économiques du point de vue énergétique. L'énergie musculaire nécessaire pour maintenir la posture debout est faible (Luttgens, Deutsh et Hamilton, 1992) principalement due au fait que peu de muscles des membres inférieurs sont sollicités. Luttgens, Deutsh et Hamilton (1992) rapportent qu'une étude électromyographique de Basmajian et Delucas (1985) sur l'activité musculaire posturale a démontrée qu'en posture debout normale et équilibrée, seuls les muscles du mollet (gastrocnémus et soléaire) et l'iliopsoas sont réellement actifs. Les muscles intrinsèques des pieds et les muscles des cuisses démontrent peu ou pas d'activité lors du maintien de la posture debout immobile. Une certaine activité musculaire est enregistrée dans la portion antérieure du mollet et au niveau

des cuisses lors du balancement devant-derrrière, caractéristique du maintien de la posture debout.

Dans l'ouvrage de Luttgens, Deutsh et Hamilton (1992), ils rapportent les propos d'Hellebrandt (1940) sur la posture debout statique. Elle mentionne que la posture debout n'est pas statique : «La posture debout est en réalité, du mouvement sur une base stationnaire». Les expériences d'Hellebrandt ont pu démontrer que le centre de gravité ne demeure pas immobile au-dessus de la base du support lorsqu'une personne est debout, mais qu'il se déplace devant, derrière et latéralement. Alors, les sujets étaient constamment en balancement. Si ces balancements étaient empêchés, les personnes avaient tendance à perdre connaissance. Ce mouvement permet donc d'activer la pompe musculaire afin de prévenir les effets de la gravité au niveau du système circulatoire.

## **1.2. La posture debout au travail**

Selon l'Enquête sociale et de santé 1998 réalisée auprès de 9 425 Québécois et Québécoises, 58% des travailleurs et travailleuses adoptent une posture de travail surtout debout (Tissot, Messing et Stock, 2005). Des associations entre cette posture de travail et des problèmes de santé ont été mises de l'avant tels que des troubles de circulation sanguine veineuse (Allaert *et al.*, 2005; Krijnen *et al.*, 1997; Tomei *et al.*, 1999; Tüchsen *et al.*, 2000, 2005), des problèmes d'athérosclérose (Krause *et al.*, 2000) et des complications lors de la grossesse (Croteau, Marcoux et Brisson 2006; Fortier, Marcoux et Brisson, 1995). De plus, ces travailleurs sont davantage susceptibles de ressentir des douleurs et inconfort au dos et aux membres inférieurs (Messing *et al.*, 2005; Ryan, 1989; Messing, Tissot et Stock, sous presse). Messing et Kilbom (2001) résument de la littérature scientifique, quatre causes possibles à ces inconforts (Buckle, Stubbs et Baty, 1986; Edward, 1988; Hansen, Winkel et Jorgensen, 1986; Krijnen, 1997; Sejersted et Westgaard, 1988; Whistance *et al.*, 1995): 1) l'interférence du retour veineux des membres inférieurs jusqu'au cœur, menant à une hypoxie tissulaire; 2) l'interférence du retour veineux des membres inférieurs jusqu'au cœur, menant à

la formation d'un œdème; 3) une lordose excessive causant un stress sur les disques intervertébraux; 4) l'étirement de ligaments.

### **1.3. Le système circulatoire et la posture debout**

#### **1.3.1. Caractéristiques et rôles des principales composantes périphériques du système cardiovasculaire**

Le système circulatoire permet au corps humain de l'approvisionner en oxygène et nutriments et d'éliminer les déchets métaboliques. La circulation périphérique possède aussi d'autres fonctions importantes au niveau de la régulation de la pression sanguine, de la température corporelle, de la distribution du volume sanguin et de la performance du cœur (Rowell, 1986). Au sein du système circulatoire, il existe deux voies : le système artériel comprenant les artères, les artérioles et les capillaires et le système veineux incluant les veinules et les veines. Dans la circulation systémique, le sang oxygéné en provenance du cœur emprunte la voie artérielle pour réaliser ses échanges métaboliques au niveau des capillaires et veinules. Par la suite, le sang, appauvri en oxygène et nutriments, retourne au cœur par le système veineux.

En ayant des rôles différents, les vaisseaux sanguins ont des caractéristiques qui leur sont propres. Ce qui distingue le système artériel est la forte présence, dans ses parois, de fibres élastiques. Son rôle est de canaliser le sang entre le cœur et les capillaires, de contrôler la distribution de sang aux réseaux capillaires, de régulariser l'écoulement du sang en amortissant les oscillations de pression et de débit engendrées par le cœur et il constitue un réservoir de pression afin d'acheminer le sang vers les vaisseaux de plus petits diamètres qui sont les artérioles (Eckert *et al.*, 1999). Les artérioles, elles, se distinguent par la forte présence de muscles lisses au niveau de leur paroi. Ces muscles sont activés par l'activité nerveuse ou par des facteurs chimiques locaux (Astrand *et al.*, 2003) et vont réaliser une vasoconstriction ou une vasodilatation. Elles ont un double rôle : elles sont responsables de l'acheminement du sang aux organes et déterminent la pression artérielle moyenne

(Widmaier *et al.*, 2004) en modifiant la résistance périphérique. Les capillaires, siège des échanges métaboliques, sont constitués majoritairement d'un endothélium pour favoriser les échanges et sont dépourvus de muscles lisses dans leur paroi (Astrand *et al.*, 2003). Finalement, les veinules collectant le sang des capillaires possèdent une paroi de tissu connectif et quelques cellules musculaires lisses. Dans la portion distale des veinules et dans les veines, les muscles lisses sont innervés par des neurones sympathiques (Astrand *et al.*, 2003). Le trait particulier du système veineux est qu'il est considéré comme un système à faible résistance pour le trajet du sang des tissus vers le cœur (Widmaier *et al.*, 2004). De ce fait, de 60% à 70% du volume sanguin total se retrouve dans le système veineux et c'est pourquoi on qualifie les veines de vaisseaux «*capacitants*» (Astrand *et al.*, 2003).

Un autre trait important des veines rapportant le sang vers le cœur est qu'elles possèdent des valvules qui aident à combattre l'effet de la gravité en empêchant le sang de revenir en arrière (reflux sanguin) et de lui permettre de le diriger vers le cœur (Basmajian, 1977).

### **1.3.2. Régulation des muscles lisses des vaisseaux sanguins**

Les vaisseaux sanguins périphériques sont régulés de façon à maintenir une pression artérielle normale. C'est pourquoi, dans certaines situations, il y aura constriction et dans d'autres, dilatation des vaisseaux, tout dépend de la nature du stress à l'origine de la variation de la pression artérielle. Les muscles lisses artériolaires sont régis de façon à influencer la résistance périphérique tandis que ceux des veines sont régulés afin de modifier la pression veineuse pour ultimement modifier le débit cardiaque. Notons que ce sont ces deux facteurs (résistance périphérique et débit cardiaque) qui déterminent la pression artérielle moyenne (Widmaier *et al.*, 2004).

Les moyens de modifier la résistance des vaisseaux sanguins sont multiples. Tout d'abord, il y a des mécanismes locaux, indépendants des mécanismes nerveux ou hormonaux. Ils sont activés par des agents autocrines et paracrines (issus du métabolisme accru ou ralenti

ou par les cellules endothéliales) ou par une réponse myogène provoquée par l'étirement ou le resserrement des muscles lisses. Ensuite, des mécanismes extrinsèques ont aussi un rôle à jouer. Parmi ceux-ci, il y a les neurones sympathiques qui libèrent principalement de la noradrénaline pour provoquer une vasoconstriction des vaisseaux. Une vasodilatation peut avoir lieu lorsque les neurones sympathiques diminuent leur activité sous leur niveau basal ou lorsqu'il y a présence de neurones non-cholinergiques et non-adrénergiques, par l'entremise de la libération d'oxyde d'azote. Dans les deux cas, les réponses sont régies par les voies supérieures afin de réguler la pression artérielle. Finalement, le système endocrine peut aussi influencer la résistance périphérique. Les hormones telles que l'adrénaline à forte dose, l'angiotensine II et la vasopressine peuvent avoir un effet de constriction tandis que l'adrénaline à faible dose et le peptide atrial natriurétique sont des dilatateurs (Widmaier *et al.*, 2004).

### **1.3.3. Le système circulatoire en réponse à la posture debout statique**

Malgré le système de valvules dans les veines, le sang peut rencontrer certaines difficultés lors du retour au cœur, surtout lorsqu'une personne est debout de façon statique et durant une période prolongée. C'est l'effet de la pression hydrostatique, causée par l'accumulation de sang en réponse à la force de gravité, qui en est la cause. Tout d'abord, au moment où une personne change de position, de la posture allongée à la posture debout, les valvules en série fractionnent la colonne de sang en plusieurs sections entre les pieds et le cœur réduisant ainsi la pression hydrostatique, car elle est divisée autant de fois qu'il existe de sections. À mesure que le sang artériel continue de s'écouler et de remplir les veines, les valvules s'ouvrent peu à peu jusqu'à ce qu'elles deviennent complètement ouvertes pour produire une colonne de sang ininterrompue entre l'oreillette droite et les pieds (Rowell, 1986). C'est entre un demi-litre et un litre de sang qui aura été transféré de la région thoracique au dessous du diaphragme (Self *et al.*, 1996). On pourra alors mesurer une pression capillaire de 105 mmHg chez un sujet debout comparativement à 25 mmHg lorsque ce sujet est en position allongée (Widmaier *et al.*, 2004).

En plus de l'accumulation de sang dans les membres inférieurs lorsqu'une personne est debout, il se produit aussi une perte du volume sanguin central. Dans des situations physiologiquement normales, deux forces entrent en jeu afin d'assurer les échanges métaboliques entre le sang et les tissus. Ces forces, qui sont la pression du sang dans les vaisseaux sanguins et la pression osmotique colloïdale ou pression oncotique du plasma (pression causée par la concentration plus élevée de protéines dans le plasma que dans le milieu interstitiel) agissent de part et d'autre de la paroi du capillaire. Au niveau artériel des capillaires, la pression du sang est supérieure à la pression oncotique et provoque une sortie de liquide vers le milieu extracapillaire (phénomène de filtration). Le long du capillaire, la pression du sang diminue tandis que la pression oncotique demeure constante. Lorsque la pression sanguine devient inférieure à la pression oncotique, à l'extrémité veineuse, le liquide interstitiel retourne à l'intérieur du capillaire par osmose (phénomène d'absorption). En général, une plus grande quantité de liquide sort des capillaires qu'il n'en retourne mais le surplus est pris en charge par le système lymphatique (Eckert *et al.*, 1999). Cependant, dans certaines situations, il peut y avoir accumulation de liquide dans l'espace interstitiel comme au niveau des membres inférieurs d'une personne debout.

Ce phénomène survient en raison de l'élévation de la pression intracapillaire, causée par la pression hydrostatique, qui provoque une augmentation de la filtration transcapillaire de fluide vers l'espace interstitiel. Il en résulte une diminution du volume plasmatique et une hémococoncentration (Lundvall *et al.*, 1996; Smit *et al.*, 1999). Cette situation peut facilement s'observer en mesurant la formation d'œdème lorsqu'une personne se tient debout pour une période prolongée. Plusieurs chercheurs ont évalué ce changement de volume au niveau des membres inférieurs lors de la posture debout (statique ou légèrement mobile) et ont effectivement démontré une augmentation de volume (présence d'œdème) chez leurs sujets (Cham et Redfern, 2001; Chester, Rys et Konz, 2002; Hansen, Winkel et Jorgensen, 1998; Madeleine, Voigt et Arendt-Nielsen, 1998; Seo *et al.*, 1995, 1996; Zander, King et Ezenwa, 2004).

L'accumulation de sang dans les membres inférieurs et la perte de volume plasmatique créent une diminution du retour veineux vers le cœur (Smit *et al.*, 1999).

Conséquemment, la pression au niveau de l'oreillette droite diminue (Matzen *et al.*, 1991). Selon la revue de littérature de Smit *et al.* (1999), cette diminution affecte le remplissage diastolique terminal du ventricule droit causant une réduction du volume systolique éjecté. Ceci mène à une diminution du débit cardiaque. Les barorécepteurs artériels, principaux mécanorécepteurs (situés au niveau de l'arche aortique et les sinus carotidiens) recensant les variations de pression artérielle lors de la posture debout (Smit *et al.*, 1999) vont diminuer leur activité au niveau du système nerveux central, principalement via le centre cardiovasculaire bulbaire (Eckert *et al.*, 1999). Il y aura une augmentation de l'activité du système nerveux sympathique qui provoquera une augmentation réflexe du débit cardiaque (par l'accélération de la fréquence cardiaque et la force de contractilité du cœur) et de la résistance périphérique. Le résultat sera une augmentation de la pression artérielle systémique (Eckert *et al.*, 1999). Ainsi, la pression artérielle systémique moyenne sera rétablie à une valeur stable qui devrait être près de sa valeur normale (Widmaier *et al.*, 2004).

Les ajustements médiés par le baroréflexe sont majoritairement nerveux. Cependant, une portion importante de contrôle hormonal est aussi en jeu. Le baroréflexe est aussi responsable de la libération des hormones adrénaline, angiotensine II et vasopressine qui agiront sur les vaisseaux sanguins afin d'augmenter la résistance périphérique (Widmaier *et al.*, 2004). D'après les travaux de Jacob *et al.* (1998), l'augmentation de la fréquence cardiaque lors du maintien de la posture debout serait aussi attribuable à une grande quantité d'adrénaline libérée lors d'un stress orthostatique.

Avant de terminer cette section sur les effets de la posture debout statique au niveau du système circulatoire, il est important de noter que les réponses physiologiques évoquées précédemment sont dites des réponses moyennes. Ceci veut dire que les variations individuelles pour maintenir la pression artérielle systémique, qui sont considérables lors de la posture debout, ne sont pas tenues en compte. Par exemple, Smith *et al.* (1970) ont démontré que certains sujets répondaient par une faible diminution du volume éjecté systolique et du débit cardiaque et une légère augmentation de la résistance vasculaire tandis que d'autres répondaient de façon plus marquée, par une forte réduction du débit cardiaque avec une grande augmentation de la résistance périphérique.

#### 1.3.4. La circulation sanguine cutanée et la posture debout

La peau est le principal échangeur de chaleur du corps humain (Rowell, 1977). Au repos, la peau reçoit environ 430 ml de sang par minute soit 9% du volume sanguin total (Widmaier *et al.*, 2004). En situation de température cutanée normale, la peau peut constituer l'un des principaux réservoirs sanguins. En effet, dans des conditions thermales neutres, 80% du volume sanguin dans une jambe se retrouve dans la peau et les veines musculaires (d'après Rowell, 1977 : Wood, 1965). C'est grâce à cette grande capacité qu'autant de sang peut s'accumuler dans les membres inférieurs lors de la posture debout. La microcirculation cutanée n'a pas comme simple but la nutrition de l'organe, elle est aussi impliquée de façon importante dans la régulation thermique du corps (Agache, 2000). C'est la peau qui permet de maintenir constante la température interne autour de 37°C.

La peau est un organe essentiellement contrôlé par des nerfs sympathiques, utilisant des récepteurs alpha-adrénergiques. Une vasoconstriction réflexe se produit en réponse à une baisse de la pression artérielle et au froid (Widmaier *et al.*, 2004). Selon Agache (2000), d'autres stimuli vasoconstricteurs seraient l'inspiration, le calcul mental, la concentration et le stress psychique. Il y a vasodilatation cutanée en réponse au chaud (Widmaier *et al.*, 2004) ou en raison d'un réchauffement interne dû à un effort musculaire ou à la digestion (Agache, 2000).

Il n'y a pas de consensus clair sur la façon dont la vascularisation cutanée est régie en lien avec la posture debout. Selon certains chercheurs, la vasoconstriction et la vénoconstriction sympathiques sont principalement sous un contrôle thermorégulateur et la posture debout, à elle seule, aurait un effet minimal sur la capacité veineuse de la peau (Smit *et al.*, 1999). D'autres ajoutent que la vasoconstriction cutanée des membres inférieurs observée lors de la posture debout serait attribuable à un mécanisme réflexe local (Vissing, Secher et Victor, 1997). Ce réflexe, nommé réflexe veino-artériolaire, serait une constriction artériolaire en réponse à une distension des parois veineuses (Agache, 2000) provoquée par

l'arrivée massive de sang dans les membres inférieurs. Finalement, pour certains, la régulation de la circulation cutanée serait le fruit d'un jeu complémentaire entre les barorécepteurs (activité centrale) et les réflexes locaux (Bernardi *et al.*, 1996; Breit *et al.*, 1993; Jepsen et Gaetgens, 1995).

Tout de même, comme la peau a une température moins élevée que le sang qui l'irrigue, en conditions thermiques normales, la mesure de la température cutanée peut être un bon indice de la perfusion sanguine dans cet organe (Agache, 2000).

Finalement, en raison de différences dans la vascularisation cutanée selon les sites corporels, la température cutanée au repos et en condition de neutralité thermique varie. Par exemple, dans un environnement contrôlé à une température ambiante de 30°C, la température cutanée chez un sujet nu, couché sur le dos est de 31,1°C au niveau du dos du pied, de 32,7°C au niveau de la face antérieure de la jambe et de 33,4°C au niveau de la portion antérieure de la cuisse (Agache, 2000).

#### **1.4. La pompe musculaire**

Lors d'une contraction musculaire, les veines adjacentes aux muscles actifs sont momentanément comprimées, ce qui provoque une réduction de leur diamètre et oblige le sang à se diriger vers le cœur. Par la diminution de leur diamètre, la pression veineuse locale est augmentée et les valves veineuses peuvent accomplir leur rôle de barrière afin d'empêcher le sang de refluer. Cette séquence d'événements constitue le mécanisme de pompe musculaire (Widmaier *et al.*, 2004). Selon Rowell (1986), la pompe musculaire, avec les valvules veineuses, forme un «second cœur» essentiel lors du maintien de la posture debout. Cette pompe est, sans contredit, importante lorsqu'une personne marche ou court. Selon Pollack et Wood (1949), à l'intérieur des premiers pas de la marche, on peut observer une diminution rapide de la pression veineuse de 60 mmHg au niveau de la cheville. Il suffit de quatre à douze pas pour observer cette diminution et par la suite la pression devient constante. Aussi, le simple fait de faire un pas permet une diminution de la pression veineuse

au niveau de la cheville de 52 mmHg. La pompe musculaire est aussi, sinon plus, importante lors de la posture debout immobile. Dès les premiers instants de la posture debout, les muscles squelettiques des membres inférieurs commenceraient à exécuter des cycles rythmés de contractions et relaxation réflexes. C'est ce phénomène qui serait responsable du balancement corporel inconscient lors de la posture debout immobile (Smith et Porth, 1991). Il n'est nécessaire que de légères contractions des muscles des membres inférieurs, sans mouvement, pour produire un vidage intermittent des veines éliminant ainsi la colonne de sang ininterrompue (Widmaier *et al.*, 2004). Alors, lorsqu'une personne se tient debout, la pompe musculaire lui permet d'outrepasser, en partie, les effets de la gravité.

### 1.5. Les réponses du système circulatoire en fonction de l'âge

Dans la littérature, certaines études démontrent que lorsque l'on soumet des personnes à un stress orthostatique, les réponses du système cardiovasculaire peuvent varier, selon la variable observée, en fonction du sexe et de l'âge des sujets. Par exemple, une étude d'Oslen, Vernersson et Länne (2000) a démontré que lors de l'application d'une pression négative chez des sujets masculins de deux groupes d'âge (moyennes : 22 ans et 65 ans), les sujets plus âgés avaient répondu à ce stress par une moins grande augmentation de la fréquence cardiaque et de la résistance périphérique que les sujets plus jeunes. De plus, Monahan et Ray (2004) ont trouvé que lorsque leurs sujets féminins étaient au repos, la «*compliance*» des veines (qui détermine l'élasticité d'une veine et donc la capacité d'emmagasiner le sang) au niveau du mollet était 48% plus basse que chez les sujets masculins. Lors de l'application d'une pression négative au niveau des membres inférieurs (en anglais : *lower-body negative pressure* ou *LBNP*), cette «*compliance*» demeurait égale chez les femmes mais diminuait chez les hommes. Les sujets qui étaient de nombre égale par rapport au sexe (12 hommes et 12 femmes) étaient d'âge semblable ( $27 \pm 2$  ans pour les hommes;  $25 \pm 2$  ans pour les femmes).

Comme il semble y avoir des réponses du système cardiovasculaire différentes lors d'un stress orthostatique en fonction de l'âge et du sexe, le groupe d'âge des sujets est restreint à 20-35 ans dans la présente étude et des sujets des deux sexes sont inclus.

### **1.6. La variabilité du rythme cardiaque**

Le fonctionnement cardiaque d'une personne en santé est caractérisé par des intervalles entre deux battements consécutifs, de durées irrégulières. Ce phénomène est attribuable aux systèmes nerveux sympathique et parasympathique qui interagissent continuellement pour réguler les fonctions cardiaques et maintenir l'homéostasie (Task Force, 1996). Le système parasympathique diminue l'activité cardiaque tandis que le système sympathique l'augmente (Widmaier *et al.*, 2004). L'utilité de faire l'analyse de la variabilité du rythme cardiaque (VRC) est qu'elle représente une mesure non-invasive permettant d'évaluer le fonctionnement du système nerveux autonome (Sztajzel, 2004). Différentes méthodes et différents paramètres sont utilisés pour évaluer la variabilité du rythme cardiaque, mais seule l'analyse des fréquences (ou analyse spectrale) est présentée puisqu'il s'agit de la méthode utilisée dans la présente étude. L'analyse spectrale permet d'obtenir les composantes en basses fréquences (BF) et hautes fréquences (HF) du signal cardiaque enregistré. Les HF représentent l'activité du système parasympathique tandis que pour les BF, la signification n'est pas encore déterminée clairement. Elles seraient le reflet d'une activité du système nerveux sympathique ou encore d'une combinaison entre le système sympathique et le système parasympathique. De ce fait, le ratio BF/HF serait le reflet de l'équilibre sympatho-vagale ou de la modulation du système sympathique (Task Force, 1996).

Plusieurs chercheurs associent une réduction de la VRC à diverses pathologies (Task Force, 1996) tandis que d'autres étudient la VRC en lien avec différents états psychologiques (entre autres : Bacon *et al.*, 2004; Lavoie *et al.*, 2004; McCarty *et al.*, 1995; Sleight et Henderson, 1995). Quelques études ont démontré qu'un stress orthostatique peut affecter la VRC. Les basses fréquences et le ratio BF/HF augmentent tandis que les hautes fréquences

diminuent lorsqu'une personne passe de la posture allongée à la posture debout (Bloomfield *et al.*, 1997; Floras *et al.* 2001; Pomeranz *et al.*, 1985; Siebert *et al.*, 2004). Toutefois, l'effet du maintien d'une posture debout de façon prolongée sur le VRC, n'a pas été étudié.

Un point important à soulever est l'effet de la respiration sur la variabilité du rythme cardiaque. Les hautes fréquences sont principalement modulées par la respiration tandis que les basses fréquences ne sont pas affectées (Badra *et al.*, 2001; Eckberg, 2003). Il s'agit donc d'une composante importante dont il faut tenir compte lors de l'analyse de la variabilité du rythme cardiaque.

### **1.7. L'inconfort lors de la posture debout**

Fournir une définition précise et claire de l'inconfort est une tâche ardue. Plusieurs études, ayant analysé l'impact de différents types de sols ou de semelles de chaussures sur la fatigue ou l'inconfort lors de la posture debout prolongée, ne présentent pas de définition de ce qu'ils entendent par fatigue ou inconfort (Hansen, Winkel et Jorgensen, 1998; King, 2002; Madeleine, Voigt et Arendt-Nielsen, 1998; Orlando et King, 2004; Redfern, 1995; Redfern et Cham, 2000; Zander, King et Ezenwa, 2004; Zhang, Drury et Wooley, 1991). De plus, on utilise parfois le terme douleur dans les études portant sur la posture debout (Seo *et al.*, 1995, 1996). Alors, quel terme employer entre douleur, fatigue et inconfort? Selon l'Association Internationale pour l'Étude de la Douleur (IASP), la douleur est définie comme «une sensation désagréable et une expérience émotionnelle associées à une lésion tissulaire réelle ou potentielle, ou décrites en terme d'une telle lésion»<sup>1</sup>. Cependant, dans la littérature, la ou les cause(s) responsable(s) de la sensation désagréable ressentie lors de la posture debout sont toujours obscures. Le niveau d'implication des lésions tissulaires est inconnu, ce qui rend la simple utilisation du terme douleur inadéquate. La fatigue, avec ses composantes psychologiques et physiologiques, est un concept que beaucoup de chercheurs emploient en lien avec l'activité de travail ou l'exercice physique (Ahsberg, 2000; Astrand *et al.*, 2003).

---

<sup>1</sup> Citation originale: Pain: An unpleasant sensory and emotional experience associated with actual or potential tissue damage, or described in terms of such damage.

Cependant, ce n'est pas un terme privilégié dans la présente étude car aucune activité de travail ou physique n'est évaluée. De plus, selon Ahsberg (2000), la fatigue peut faire référence à différents états distincts. Par exemple, nous pouvons nous qualifier fatigué et décrire notre état par les expressions «épuisé», «tendu» ou «endormi» qui sont des états bel et bien différents. D'un autre côté, la plupart des chercheurs en physiologie de l'exercice vont utiliser de façon interchangeable fatigue et fatigue musculaire (Astrand *et al.*, 2003). Par contre, selon Basmajian (1979), la fatigue des membres inférieurs ressentie lors de la posture debout ne serait pas attribuable à une fatigue musculaire mais plutôt aux effets de la circulation artérielle et veineuse troublées et aux pressions et tensions au niveau des structures inertes. Alors, il ne semble pas y avoir de consensus quant à l'utilisation du terme fatigue et employer ce terme dans le cadre de cette étude pourrait compromettre son issu vu le trop large éventail de définitions pouvant y faire référence. Finalement, c'est le terme inconfort physique qui sera utilisé. Une étude de Cameron (1996) sur l'inconfort des régions corporelles lié au travail (en anglais *WRBPD : work-related body-part discomfort*) présente une revue de la littérature sur le sujet. Elle rapporte qu'il est très rare qu'une définition de l'inconfort soit incluse dans ces études. Elle propose (Cameron, 1996; p.396) une définition de l'inconfort pouvant être utilisé lors de la quantification de l'inconfort avec des sujets et s'appropriant bien à la présente étude :

«Une variété de termes peut être utilisée pour décrire les sensations physiques associées à l'inconfort. Alors, il est à considérer que l'inconfort physique peut inclure une ou plusieurs des sensations suivantes : douleur, engourdissement, raideur, picotement, tension, fatigue, sensibilité, chaleur, tremblement, avoir mal, sensation de brûlure, crampe, rigidité, enfllement, faiblesse»<sup>2</sup>.

Cette définition sera utilisée telle quelle dans le questionnaire administré aux sujets de l'étude (voir Annexe A).

---

<sup>2</sup> Citation originale : Work-related activities can sometimes result in physical discomfort, and a variety of terms are used to describe the physical sensations associated with this discomfort. For purposes of this survey, consider that physical discomfort may include one or more of the following sensations: pain, tenderness, numbness, tingling, tension, fatigue, soreness, heat, cold tremor, aching, burning, tiredness, cramping, stiffness, swelling, weakness, and loss of color, (Cameron 1996).

### **1.8. Mesures physiologiques et biomécaniques en lien avec l'inconfort durant la posture debout prolongée**

Des études ont évalué l'effet de différents types de revêtements de sol ou de semelle de chaussures sur différents paramètres physiologiques, biomécaniques et sur l'inconfort et la fatigue corporels (Cham et Redfern, 2001; Hansen, Winkel et Jorgensen, 1998; Madeleine, Voigt et Arendt-Nielsen, 1998; Zhang, Drury et Wooley, 1991). Les rapports de l'inconfort (ou fatigue ou douleur) ressenti à différents endroits corporels ou dans l'ensemble du corps ont été recueillis avec une échelle de Borg (Borg, 1998) ou une échelle visuelle analogique. Les mesures physiologiques ou biomécaniques utilisées incluent l'analyse du déplacement du centre de pression (COP), la température cutanée, le volume de la jambe et/ou du pied, l'enregistrement d'un électromyogramme sur les muscles des jambes et/ou du dos, la fréquence cardiaque. Cependant, la majorité de ces études ne tente pas de faire un lien entre les mesures subjectives et les mesures objectives ou s'ils le font, les résultats ne sont pas concluants. Tout de même, Cham et Redfern (2001) ont démontré qu'une augmentation de l'inconfort et de la fatigue était corrélée avec un nombre plus élevé de déplacement du poids (d'après l'analyse du COP). Selon plusieurs chercheurs, le déplacement du centre de pression est associé à une mesure objective de la présence de l'inconfort (Zhang *et al.*, 1991; Hansen *et al.*, 1998; Madeleine *et al.*, 1998; Cham et Redfern, 2001). Plus le sujet est inconfortable, plus son centre de gravité aura tendance à se déplacer. En effet, selon Basmajina (1979), Carlsöö (1961) considère que le déplacement du poids d'un pied à l'autre, lors de la posture debout est un mécanisme de soulagement: «En assumant des postures de travail asymétriques et en utilisant alternativement la jambe gauche et la jambe droite comme support principal, les muscles des jambes peuvent périodiquement relaxer.»

Des études évaluant la posture, des paramètres physiologiques et l'inconfort ont démontré certains résultats intéressants. Winkel (1981) a trouvé une corrélation entre la mesure de l'inconfort aux jambes et l'enflure. Dans une autre étude, l'inconfort a aussi été corrélé avec la température au niveau du muscle soléaire (Winkel et Jorgensen, 1986). Seo *et al.* (1995) ont démontré que pour une posture debout statique contrainte et à exercices itératifs, l'enflure des jambes était corrélée positivement avec l'inconfort. Cependant, dans

l'étude de Hansen, Winkel et Jorgensen (1998), la variation du volume du pied n'était pas corrélée avec le rapport d'inconfort. Il semblerait que la principale source de désaccord entre les résultats serait d'ordre méthodologique (Cham et Redfern, 2001). En effet, dans ces études l'exposition à la posture debout n'est pas la même. Certaines études ont été réalisées en laboratoire sans contrôle de la posture debout - mouvements permis des jambes (Cham et Redfern 2001; Hansen, Winkel et Jorgensen, 1998; Madeleine, Voigt et Arendt-Nielsen, 1998), et avec contrôle de la posture debout – sans mouvement permis (Seo *et al.*, 1995). Ceci peut être en cause dans le manque d'uniformité des résultats.

### **1.9. Justification du choix concernant la durée de l'exposition aux postures debout**

Dans la littérature, Chester, Rys et Konz (2002) ont rapporté une enflure des jambes et la présence d'inconfort au niveau des membres inférieurs chez des sujets ayant été exposés, durant 90 minutes, à la posture debout statique. Cependant, à chaque 15 minutes et ce, durant une minute, les participants pouvaient bouger les orteils et les genoux, sans déplacer les pieds du sol. Ces mouvements, bien que légers, ont probablement apporté un soulagement au niveau des membres inférieurs ce qui leur a permis de maintenir cette posture durant 90 minutes. Si les sujets sont complètement immobiles, le temps d'exposition ne peut être aussi élevé afin que la posture statique demeure dans les limites supportables. Seo *et al.* (1995) ont exposé leurs sujets à la posture debout complètement statique durant 30 minutes. Cette durée a permis de rapporter une enflure aux extrémités des membres inférieurs et une augmentation de l'inconfort. Dans cette même étude, les chercheurs ont voulu évaluer l'effet de la posture debout où le sujet était immobile durant neuf minutes et marchait, par la suite, une minute. Après 30 minutes, ils ont obtenu des changements du volume des pieds et de l'inconfort. Man *et al.* (2004) ont aussi démontré une augmentation significative du volume du pied et de la cheville suivant 30 minutes complètement immobile. Trente minutes d'exposition aux différentes postures semblent donc justifiées.

### **1.10. Justification du choix concernant les schémas de mobilité**

Les schémas de mobilité utilisés dans l'étude ont été inspirés de Seo *et al.* (1995). Dans cette étude, leurs sujets demeuraient immobiles durant neuf minutes et marchaient une minute. Il s'agissait de leur condition de posture debout «exercice itératif et posture debout immobile». Avec de telles conditions, ils ont obtenu des résultats intéressants par rapport à l'augmentation de l'inconfort et du volume de la jambe. C'est cette proportion de temps mobile/immobile qui sera utilisée dans la présente expérience. La différence entre les conditions expérimentales se fera dans la grandeur des déplacements. Pour l'étude de la posture debout statique, aucun déplacement ne sera permis, la posture avec piétinement, la personne sera confinée dans un espace de 46,5 cm x 51,0 cm, tandis que lors de l'exposition à la posture debout avec marche, le sujet pourra se déplacer dans une aire de 182,5 cm x 105,5 cm. Ces espaces constituent des délimitations réelles qui sont la plaque de force et la structure dans le plancher contenant la plaque de force.

## OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

La présente étude qui se veut une étude exploratoire s'est développée dans le but de répondre aux trois questions de recherche suivantes :

- 1- Quel est l'effet d'une posture prolongée statique sur l'inconfort ressenti et sur certains paramètres physiologiques et biomécaniques ?
- 2- Est-ce que la mobilité lors de la posture debout prolongée influence les paramètres physiologiques et biomécaniques et l'inconfort ressenti ?
- 3- S'il y a un inconfort et un effet sur les paramètres physiologiques et biomécaniques, quels paramètres sont associés à la présence d'inconfort lors de la posture debout de façon statique ou légèrement mobile pour une période prolongée ?

Afin de répondre aux questions précédentes, voici les objectifs de l'étude :

- 1- Exposer les sujets à une posture debout statique contrôlée en ce qui concerne la mobilité et l'ajustement postural pour voir l'effet de la posture debout contrainte sur des paramètres physiologiques/biomécaniques et l'inconfort.
- 2- Exposer les sujets à une posture debout contrôlée avec une certaine mobilité afin de déterminer si la grandeur des déplacements d'une personne debout de façon prolongée influence l'inconfort et les paramètres enregistrés.
- 3- Voir si des liens existent entre les différents paramètres étudiés et la présence d'inconfort.

Les hypothèses de recherche générales sont les suivantes:

- La posture debout statique et prolongée affecte les mécanismes compensatoires du système cardiovasculaire ce qui provoque des modifications physiologiques pouvant être mesurées par les paramètres enregistrés.
- Plus le niveau de mobilité est grand, moins les mécanismes cardiocirculatoires compensatoires sont altérés.
- L'inconfort est relié à l'altération des paramètres compensatoires cardiocirculatoires des membres inférieurs lors de la posture debout prolongée.

Les sous-hypothèses se rapportant à chaque paramètre mesuré sont les suivantes :

- Température cutanée :

La température cutanée étant un indice de la circulation sanguine superficielle, et par le fait même, un indicateur d'une présence d'œdème, diminuera de façon proportionnelle au temps passé immobile. Les périodes de marche devraient faire augmenter la température cutanée de chaque région corporelle d'une façon plus importante que les périodes de piétinement. Enfin, plus la personne sera inconfortable moins la température cutanée sera élevée.

- Les niveaux d'oxyhémoglobine et désoxyhémoglobine (TOI) :

La valeur du TOI est un indice de saturation en oxygène de l'hémoglobine présente dans une région spécifique. Un débit sanguin diminué et/ou une demande en oxygène accrue sont responsables d'une diminution de la valeur du TOI. Alors les personnes qui sont davantage immobiles auront une diminution du débit sanguin dans les membres inférieurs, ce qui se traduira par une diminution plus prononcée du TOI. Les périodes de marche devraient augmenter les valeurs de TOI d'une façon plus

marquée que les périodes de piétinement. Plus les personnes seront inconfortables plus leur valeur de TOI sera faible.

➤ La fréquence cardiaque et variabilité du rythme cardiaque

Lors de la posture debout en mouvement, la fréquence cardiaque en battements par minute, sera plus grande proportionnellement au niveau de mobilité en raison d'une activation de la masse musculaire plus importante. L'inconfort ne devrait pas affecter le nombre de battements cardiaques par minute mais peut être en corrélation avec celui-ci à cause de mécanismes impliquant la circulation en rapport avec la mobilité.

L'analyse de la variabilité du rythme cardiaque devrait démontrer un apport du système sympathique plus important lors de la posture statique. Les périodes de piétinement et de marche devraient avoir un effet similaire, à savoir une réduction de l'apport du système nerveux sympathique comparativement aux périodes d'immobilité. L'inconfort sera corrélé avec un apport plus important du système sympathique.

➤ Le centre de pression

L'analyse du centre de pression peut être utilisée comme une mesure objective de l'inconfort. Plus une personne est inconfortable plus elle exécutera des déplacements de poids latéral. Alors, lors de la posture statique, les sujets devraient démontrer un plus grand nombre de déplacements de poids que pour les postures mobiles. Le nombre de déplacement de poids devrait être moins élevé lors de la posture marche que lors de la posture piétinement.

➤ La pression artérielle

La pression artérielle devrait demeurer la même, ou légèrement augmenter en raison du baroréflexe durant les trois postures debout puisque l'exposition est de courte

durée. Il ne devrait pas y avoir de différence entre la posture statique et les postures mobiles. L'inconfort n'aura pas, non plus, d'effet sur la pression artérielle ce qui fait en sorte que l'inconfort ne sera pas corrélé avec la pression artérielle moyenne.

## CONSIDÉRATIONS ERGONOMIQUES

L'inconfort est un effet souvent rapporté par les travailleurs et les travailleuses qui passent la majorité de leur quart de travail debout (Hansen, Winkel et Jorgensen, 1998; Messing et Kilbom, 2001; Messing *et al.*, 2004; Messing, Tissot et Stock, sous presse; Ryan, 1989; Vézina et Lajoie, 1996). Malgré tout, peu de changements sont mis de l'avant et peu de personnes se battent pour changer les choses. Bien que la présente étude soit une étude en laboratoire, les retombées pourraient être intéressantes quant à la problématique de l'inconfort dû à la posture debout au travail. Même si demander aux travailleurs s'ils sont confortables ou non devrait suffire pour entraîner des changements dans les milieux de travail, certaines personnes ont tendance à croire que l'inconfort n'est pas un problème réel. Cette sensation peut être vue, autant par les personnes qui la vivent que par les autres, comme un signe de faiblesse, une sensation «dans sa tête» (Messing *et al.*, 2005). Si l'étude permet de faire un (ou des) lien(s) entre l'inconfort et certains paramètres physiologiques et biomécaniques, des mesures objectives de l'inconfort pourront être établies. Préalablement testées et validées dans de vrais milieux de travail, ces mesures pourront être utilisées à diverses fins : évaluer le confort associé à différents types de revêtements de sol à un poste de travail; évaluer si l'aménagement d'un poste de travail est plus confortable qu'un autre; démontrer, avec chiffres à l'appui, que le présent aménagement d'un poste de travail n'est pas adéquat pour les travailleurs en terme de confort; etc. Bref, ces résultats pourraient aider à contribuer à l'amélioration des conditions de travail des personnes se trouvant dans des emplois où la posture debout est la posture de travail.

## CHAPITRE II

### MÉTHODOLOGIE

La présente étude s'est déroulée en laboratoire au département de kinanthropologie de l'Université du Québec à Montréal. Le comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'établissement a donné son accord pour la réalisation de ce projet.

#### 2.1. Les sujets

Les critères de sélection des sujets étaient qu'il devait s'agir de personnes travaillant la majorité de leur quart de travail debout. Pour limiter la variabilité des mesures, la participation a été restreinte à un groupe d'âge, soit les 20-35 ans. De plus, ces personnes devaient rapporter être exemptes de douleur aux membres inférieurs et ne pas souffrir de troubles de santé liés au système circulatoire ni de problèmes au niveau des articulations des membres inférieurs.

Le recrutement s'est fait auprès de la population universitaire et un total de neuf sujets a pu participer à cette étude. Suite à un calcul de puissance statique, il avait été déterminé qu'un minimum de 13 sujets était nécessaire afin d'avoir une puissance statique de 95 % pour une valeur de  $p < 0,05$ . Ce calcul de puissance statistique s'est basé sur les données d'inconfort de l'étude de Seo *et al.* (1995) afin d'avoir une différence minimale entre les groupes de 2,7 avec un écart-type de 1,7. Cependant, le recrutement des sujets s'est avéré difficile alors il a fallu se résigner à seulement neuf sujets. De plus, un sujet n'a pu maintenir la posture statique durant les 31 minutes en raison d'un trop grand inconfort. Cette personne a donc été éliminée des analyses, ce qui résulte en un échantillon de huit sujets. Cependant, des

études évaluant la fatigue et l'inconfort engendrés par différents types de matériaux de sol avaient un nombre de sujets variant entre six et quatorze (Cham et Redfern, 2001; Hansen, Winkel et Jorgensen, 1998; Madeleine, Voigt et Arendt-Nielsen, 1998; Redfern, 1995; Zander, King et Ezenwa, 2004; Zhang, Drury et Woolley, 1991). Le nombre de huit paraît tout de même acceptable, même si nous devons apporter quelques réserves à l'applicabilité générale de nos résultats.

Dans le tableau 2.1, il est possible de voir la moyenne et l'écart-type des caractéristiques personnelles des personnes participant à l'étude, selon le sexe des participants.

**Tableau 2.1 : Moyennes et écarts types des caractéristiques personnelles des sujets participant à l'étude (n=8)**

	<i>Nombre</i>	<i>Âge (années)</i>	<i>Poids (kg)</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Heures de travail/semaine à l'emploi actuel (heures)</i>	<i>Ancienneté à l'emploi actuel (années)</i>
<i>Hommes</i>	4	24,3±2,4	72,5±2,7	1,8±0,1	30,5±11,0	2,7±3,6
<i>Femmes</i>	4	27,0±5,3	58,7±5,8	1,6±0,1	33,3±13,3	1,4±2,1
<i>Tous</i>	8	25,6± 4,1	65,6± 8,5	1,7±0,1	31,9±11,4	2,0±2,8

Tous les sujets participants ont signé un formulaire de consentement avant le début de l'expérimentation.

## 2.2. Variable indépendante et schéma expérimental

Lors des journées de prise de mesures, les sujets en congé de travail étaient exposés à trois conditions expérimentales durant 31 minutes chacune, soient : A) Debout complètement statique, sans possibilité de bouger les pieds durant 31 minutes (POSTURE STATIQUE); B) Debout statique durant 9 minutes avec piétinement d'une minute dans une aire de 46,5 cm x 51,0 cm répété 3 fois (POSTURE PIÉTINEMENT); C) Debout statique durant 9 minutes avec de courts déplacements d'une minute dans une aire de 182,5 cm x 105,5 cm répété 3 fois

(POSTURE MARCHE). Les trois conditions (A, B, C) étaient séparées par une période de repos d'environ 10-15 minutes. Durant ce temps, les sujets devaient s'allonger sur un matelas au sol. L'ordre des conditions a été déterminé de façon semi-aléatoire à savoir que chaque séquence de postures a été utilisée par au moins un sujet. Ceci évite une confusion entre les résultats d'une accumulation de fatigue, lors de la même dernière posture, et les effets de cette posture.

### 2.3. Variables dépendantes

#### 2.3.1. Mesures physiologiques

##### 2.3.1.1. Niveaux d'oxy- et désoxyhémoglobine

Une accumulation de sang dans les membres inférieurs devrait mener à une diminution de l'oxygénation des tissus dans cette région. Cette condition est mesurable, d'une façon non invasive, avec un spectroscope à rayonnement dans le proche infrarouge (en anglais *NIRS : near infrared spectroscopy*). Le principe de cet appareil consiste en l'émission d'un rayon lumineux près de la longueur d'onde infrarouge (700 - 1000 nm) qui, au niveau tissulaire, sera absorbé principalement par l'hémoglobine contenue dans les petits vaisseaux sanguins. La quantité du rayon captée, suite au passage dans les tissus, est prise en compte pour la mesure (Boushel et Piantadosi, 2000). Par la suite, la proportion d'oxyhémoglobine par rapport à l'hémoglobine totale est estimée à l'aide de la loi de Beer-Lambert (Boushel *et al.*, 2001). Cette mesure a été prise au niveau du principal muscle actif lors de la posture debout statique, soit le muscle soléaire et au niveau d'un muscle peu actif, le tibial antérieur (Basmajian, 1979). L'appareil de mesure est le NIRO-300 du fabricant Hamamatsu Photonics K.K (Japon). La donnée qui nous intéresse avec cet appareil est le TOI (en anglais : *tissue oxygen index*) et consiste à un indice sur la saturation en oxygène de l'hémoglobine présente dans une région spécifique :

$$\text{TOI} = \text{O}_2\text{Hb} / \text{O}_2\text{Hb} + \text{HHb}$$

Les mesures prises avec le NIRO-300 ont été collectées à une fréquence d'une mesure à chaque 10 secondes durant toute l'exposition à la posture debout.

### *2.3.1.2. Fréquence cardiaque*

La mesure de la fréquence cardiaque a été évaluée en intervalle R-R durant toute l'exposition aux trois conditions à l'aide d'un cardiofréquencemètre (Polar 810s, Polar Electro Oy, Finlande). Pour obtenir les mesures de fréquence cardiaque, un gel conducteur a été appliqué sur le torse des sujets. Ensuite, une ceinture transmettant le signal cardiaque a été placée au niveau du torse des sujets, à la hauteur du cœur. Avant de poursuivre l'expérience, une vérification était faite afin de s'assurer que le signal de la ceinture était bien transmis à la montre Polar. Une fois l'expérience terminée, les données enregistrées sur la montre Polar étaient transférées dans un ordinateur, à l'aide du logiciel informatique Polar Precision (version 3.01). Ce logiciel a permis d'obtenir des données de fréquence cardiaque en battements par minutes et en intervalles R-R (pour l'analyse spectrale du rythme cardiaque).

La fréquence respiratoire a aussi été enregistrée avec un appareil de type Respirace afin d'ajuster la variabilité du rythme cardiaque en fonction de la respiration. Cependant, il s'est avéré que l'appareil de mesure n'était pas en bon état alors les mesures ont été éliminées. L'analyse du rythme cardiaque se fera donc sous toutes réserves.

### *2.3.1.3. Température cutanée*

La température cutanée peut être estimée à l'aide d'un Data Logger (Smart Reader Plus 8, ACR Systems Inc, Surrey, BC, Canada). Cet appareil possède huit canaux de mesure où sept thermistors (modèle Et-016-STP/OWL-ET-016-STP, General Electric via Digi-Key, Thief River Falls, Minnesota, USA) ont été connectés. Les thermistors ont été fixés avec du

ruban adhésif au niveau du droit de la cuisse et du biceps fémoral (mi-distance entre le haut de la rotule et l'épine iliaque antéro-supérieure), du creux poplité, du tibia antérieur et du mollet (mi-distance entre la malléole externe et la tête du péroné), au dessus du pied (à la jonction de la cheville et du pied) et à l'épicondyle. Cette dernière mesure sert de mesure témoin afin de s'assurer que les changements de température sont représentatifs des phénomènes physiologiques étudiés et non dus aux variations de la température ambiante (Cham et Redfern, 2001). Les mesures ont été collectées à toutes les huit secondes, durant toute la période de l'expérience. Une fois l'expérience terminée, les données enregistrées dans l'appareil ont été transférées dans un ordinateur à l'aide du logiciel informatique TrendReader 2 (ACR System Inc).

#### ***2.3.1.4. Pression artérielle***

Une mesure de la pression artérielle a été prise avec un sphygmomanomètre électronique (Pilot modèle 9200, Colin Medical Instruments Corporation, San Antonio, Texas, USA) disposé au niveau du bras gauche. Cette mesure a été prise une fois au repos, une fois au moment où le sujet se levait debout et aux temps 8, 11, 18, 21, 28 et 31 minutes, pour chaque condition.

#### ***2.3.1.5 Collectes de données***

Toutes les mesures (à l'exception de la pression artérielle) ont été prises en continu, durant toute la durée de l'exposition à la posture debout. Pour la pression artérielle, les mesures ont été notées au temps 8, 18, 28 minutes soit avant le début des périodes de mobilité et au temps 11, 21 et 31 minutes pour les périodes après la mobilité. Pour la posture statique, aucune période de mobilité n'était permise mais pour fins de comparaison entre les différentes postures, la collecte de données s'est faite aux mêmes temps que pour les postures mobiles.

## 2.3.2. Mesure de l'inconfort

### 2.3.2.1. Mesure subjective de l'inconfort

Tout d'abord, il est essentiel de fournir aux participants de l'étude, une définition de ce que l'on entend par inconfort. La définition qui leur a été fournie est la suivante :

«Une variété de termes peut être utilisée pour décrire les sensations physiques associées à l'inconfort. Alors, il est à considérer que l'inconfort physique peut inclure une ou plusieurs des sensations suivantes : douleur, engourdissement, raideur, picotement, tension, fatigue, sensibilité, chaleur, tremblement, avoir mal, sensation de brûlure, crampe, rigidité, enfllement, faiblesse» (inspirée de Cameron, 1996; p.396).

Le sujet devait rapporter l'inconfort ressenti dans l'ensemble du membre inférieur étudié sur une échelle visuelle analogique de 10 cm (0 : aucun inconfort, 10 : inconfort insupportable). En présence d'inconfort, le sujet devait indiquer sur un schéma corporel les endroits où un inconfort était ressenti en quantifiant cet inconfort avec une autre échelle visuelle analogique (voir questionnaire en Annexe A). Ces mesures ont été rapportées aux mêmes moments que pour la pression artérielle soient au repos, à 0, 8, 11, 18, 21, 28 et 31 minutes.

### 2.3.2.2. Indice «objectif» de l'inconfort

Dans la présente étude, les sujets ont été placés sur une plaque de force de marque AMTI (modèle OR6-5-1) lors de leur période d'immobilité afin d'analyser les déplacements de leur centre de pression. Pour déterminer la position du centre de pression à l'aide du programme informatique Daisy Lab, le moment de force autour de l'axe médio-latéral (My) ainsi que la composante verticale de la force (Fz) ont été enregistrés. C'est le rapport My/Fz

qui renseigne sur la position du centre de pression (dans l'axe médio-latéral seulement). Les mesures ont été prises en continu durant l'expérience à une fréquence de 100 Hz.

#### 2.4. Procédures

Pour chaque participation, le sujet s'est présenté au laboratoire, en matinée, lors d'une journée de congé. Il était préalablement informé des exigences de l'expérience et avait accepté volontairement d'y participer (signifié par la signature du formulaire de consentement). La séquence des expositions aux différents types de posture debout a été choisie aléatoirement selon: posture debout statique (A); posture debout avec piétinement (B); posture debout avec marche (C). L'expérimentatrice a «forcé» l'aléatoire en attribuant à l'avance la séquence des postures pour s'assurer que chaque possibilité a été expérimentée par au moins un sujet.

Les différents appareils de mesures étaient installés sur le sujet. Par la suite, il devait demeurer au repos durant dix minutes afin de stabiliser son état. Un premier questionnaire sur l'inconfort était administré afin de savoir l'état de base du sujet. Par après, on lui demandait de venir se positionner debout, les deux pieds sur la plaque de force pour l'une des trois expositions à la posture debout. À partir de ce moment, le sujet ne pouvait plus bouger les pieds ni les jambes, car c'était le début de l'enregistrement des variables. Les mesures physiologiques (autre que la pression artérielle), en plus de celles du centre de pression étaient enregistrées en continu tandis que celle de l'inconfort et de la pression artérielle étaient prises aux temps  $t_8$ ,  $t_{18}$ ,  $t_{28}$  et  $t_{11}$ ,  $t_{21}$  et  $t_{31}$ . Tout dépendant de la posture à l'étude, le sujet pouvait demeurer 31 minutes sans bouger (posture statique) ou bien, être mobile durant une minute à chaque 9 minutes d'immobilité (postures piétinement et marche).

Lorsqu'une posture était terminée, le sujet se recouchait sur le tapis au sol pour une période de 10 à 15 minutes et poursuivait avec une autre posture, lorsqu'il était prêt. Une télévision et un film (*Le fabuleux destin d'Amélie Poulain*) étaient à la disposition des sujets lors de leur passage au laboratoire. Tous les sujets, à l'exception d'un, ont écouté le film.

## 2.5. Traitements et analyses des données

Tout d'abord, si le nombre de sujets avait été plus élevé, une analyse selon le sexe des participants aurait été faite afin de voir la présence ou non de différences. Toutefois, comme la taille de l'échantillon est petite, tous les sujets ont été analysés ensemble. Pour les mesures de température cutanée, un ajustement des données a été fait à l'aide de la mesure de température de l'épicondyle. Pour ce faire, la formule suivante a été utilisée :

$$T^{\circ} \text{ ajustée de la région } y \text{ à } t_x = ((T^{\circ} \text{ région } y \text{ à } t_x - T^{\circ} \text{ épicondyle à } t_x) / T^{\circ} \text{ épicondyle à } t_x) \times 100$$

De cette façon, une mesure de température cutanée ajustée à l'épicondyle, à chaque temps de mesure, a pu être calculée et représente donc le pourcentage de différence de la température de la région en question par rapport à la température de l'épicondyle.

Pour les mesures du TOI, de la fréquence cardiaque et de la température cutanée ajustée de chaque sujet, une moyenne des données, durant une minute, a été calculée à  $t_0$ ,  $t_8$ ,  $t_{11}$ ,  $t_{18}$ ,  $t_{21}$ ,  $t_{28}$ ,  $t_{31}$  (30 secondes avant à 30 secondes après le temps en question sauf pour  $t_0$  où la moyenne a été calculée durant une minute à partir de 0 minute). Par exemple, pour la fréquence cardiaque, afin d'obtenir une moyenne des données à  $t_8$ , les données entre sept minutes et trente secondes et huit minutes et trente secondes ont été utilisées pour faire le calcul. De cette façon, pour chaque sujet, à chaque temps, une moyenne a été calculée.

Pour la mesure de la variabilité du rythme cardiaque, les moyennes des cinq dernières minutes avant  $t_{x9}$  (qui est le début d'une période de mobilité) ont été utilisées. De cette façon, pour chaque sujet, trois périodes ont été analysées.

Les données concernant le centre de pression ont été filtrées à 1 Hz afin d'avoir un signal plus clair. Ensuite, le signal de chaque posture a été découpé en périodes d'immobilité d'environ 8-9 minutes, pour des fins d'analyse. L'analyse s'est basée sur un article de Cham et Redfern (2001) dans lequel ils avaient défini un déplacement de poids comme un déplacement du centre de pression dans l'axe médio-latéral supérieur à 10% de la distance

totale observée pour un essai. Dans la présente étude, comme le protocole diffère de celui de Cham et Redfern, la valeur pour la distance totale maximale s'est calculée à partir de la posture piétinement pour chaque sujet. La raison est que durant cette posture les sujets devaient piétiner sur la plaque de force ce qui implique nécessairement qu'ils se sont retrouvés avec tout leur poids sur une jambe et ce, à plusieurs reprises. De façon individuelle, durant le piétinement, la distance parcourue par le centre de pression dans l'axe médio-latéral a été analysée et les trois valeurs les plus grandes ont été utilisées pour calculer une moyenne. C'est à partir de cette moyenne que la valeur du 10% a été déterminée pour chaque sujet. Finalement, les signaux coupés en périodes de 8-9 minutes ont été analysés afin de calculer le nombre de fois où le sujet effectuait un déplacement de poids. Les dix premières secondes ont été éliminées afin de laisser le temps au sujet de se mettre bien en place sur la plaque de force.

La mesure de la pression artérielle a été prise telle quelle. En ce qui concerne l'inconfort, pour chaque échelle visuelle analogique, la distance entre le début du trait imprimé (l'extrémité 0) et le trait dessiné par le sujet était mesurée avec une règle. C'est cette valeur qui a été utilisée pour les analyses.

Les résultats ont été traités avec le logiciel de statistique SPSS (version 11). Un modèle linéaire à mesures répétées (en anglais : *GLM-repeated measure*) a été utilisé afin de déterminer l'effet de l'interaction entre le temps et les postures à l'étude sur les différents paramètres étudiés. Ce test permet de déterminer l'effet d'une exposition de 31 minutes sur le paramètre étudié, en fonction de la posture à l'étude ainsi que de déterminer l'effet d'une période de mobilité (ou d'immobilité) sur le paramètre en question. Un ajustement de Bonferroni a aussi été intégré dans le modèle statistique.

Pour les corrélations, c'est le test de corrélation de rang de Kendall qui a été choisi. Ce test permet de mettre en évidence toute relation monotone croissante ou décroissante, linéaire ou non entre deux variables quantitatives ou semi-quantitatives (Scherrer, 1984). Il s'agit de voir si l'ordre des données de la variable  $X$  est le même que l'ordre des données de la variable  $Y$ . Une fois les données ordonnées, le test permet de voir s'il existe une relation

significative entre les deux variables et en plus, permet de déterminer le degré de liaison avec le coefficient de corrélation (*tau-b* dans le cas présent).

## CHAPITRE III

### RÉSULTATS

#### 3.1. Inconfort au niveau du membre inférieur droit

L'inconfort général au membre inférieur droit rapporté par tous les sujets, lors des trois postures à l'étude, est présenté dans la figure 3.1. Rappelons que les sujets sont mobiles durant une minute, à la neuvième minute entre  $t_8-t_{11}$ ,  $t_{18}-t_{21}$  et  $t_{28}-t_{31}$ , pour les postures piétinement et marche, tandis qu'il n'y a aucune mobilité à ces temps pour la posture statique.

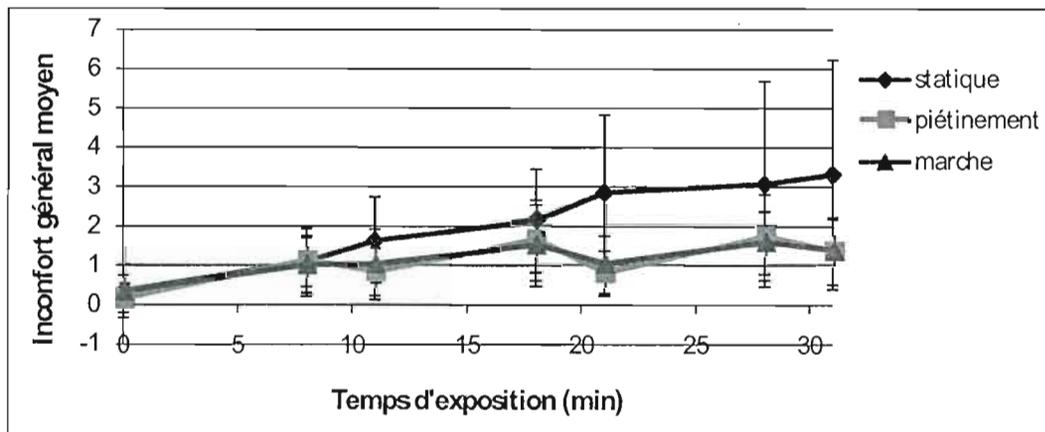


Figure 3.1: Inconfort général moyen et écarts-types rapportés sur l'échelle visuelle analogique par tous les sujets lors des trois tests (n=8).

Avec cette figure, il est possible de voir que l'inconfort augmente suivant le temps, peu importe la posture à l'étude, mais que cette augmentation est plus marquée pour la posture statique que pour les postures mobiles. Aussi, les écarts-types sont relativement

grands, ce qui montre une variabilité interindividuelle assez élevée pour ce qui est du rapport de l'inconfort.

Les figures 3.2 à 3.4 présentent les endroits, au niveau du membre inférieur droit, où les sujets ont rapporté de l'inconfort durant les trois tests.

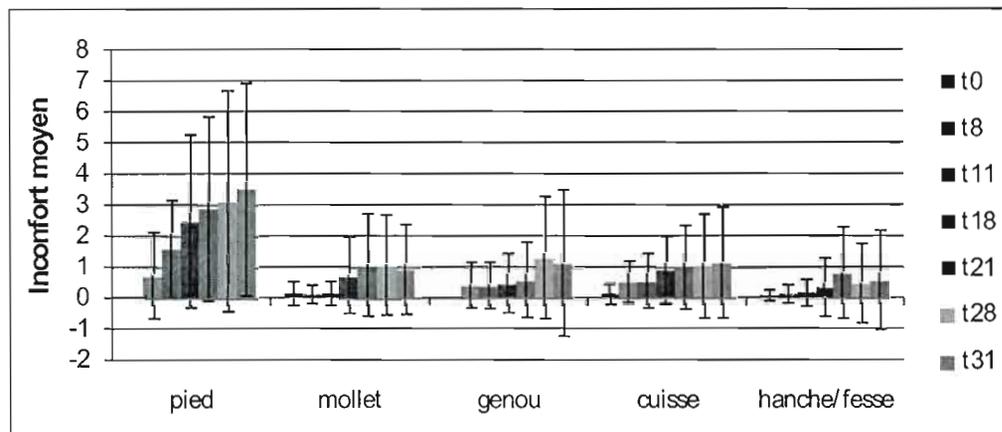


Figure 3.2: Inconfort moyen et écarts-types selon différentes parties du membre inférieur droit lors de la posture statique (n=8).

Lors de la posture statique, le pied a été la partie où il y a eu le plus d'inconfort. En observant la figure 3.2, il est possible de voir que dans l'ensemble, chaque partie du corps présente une augmentation d'inconfort entre le début et la fin de l'exposition. Toutefois, une grande variation interindividuelle est aussi présente.

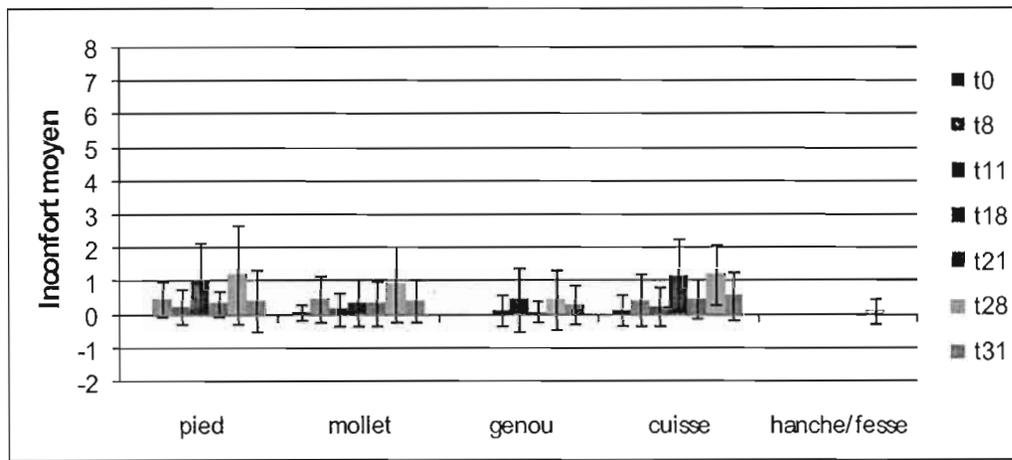


Figure 3.3: Inconfort moyen et écarts-types selon différentes parties du membre inférieur droit lors de la posture piétinement (n=8).

Lors de la posture piétinement toutes les régions corporelles ont eu sensiblement le même type de réponse face à l'inconfort, à savoir que l'inconfort augmente durant l'immobilité et qu'il diminue suite à une période de piétinement. De plus, une grande variabilité interindividuelle s'observe.

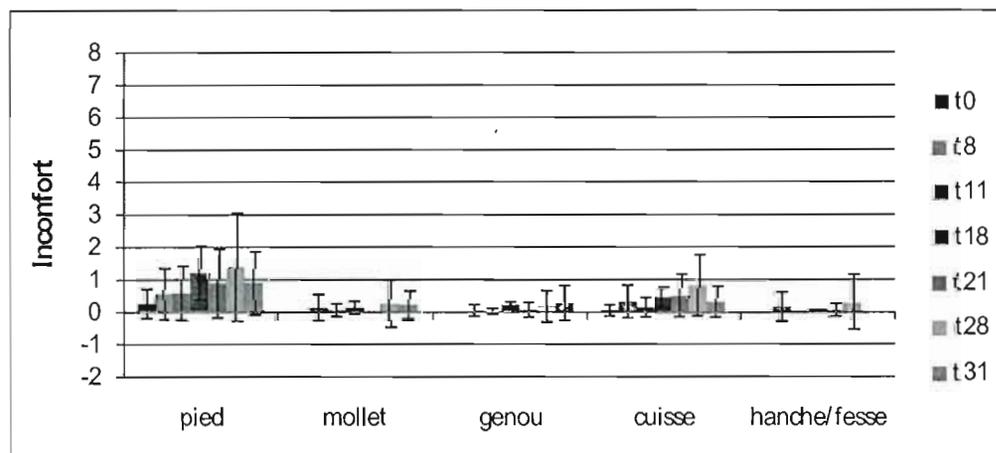


Figure 3.4: Inconfort moyen et écarts-types selon différentes parties du membre inférieur droit lors de la posture marche (n=8).

Pour la posture marche, le pied et la cuisse se démarquent légèrement des autres parties corporelles, ayant un inconfort quelque peu plus élevé. Tout de même, dans l'ensemble, il est possible de voir que lors des périodes d'immobilité, l'inconfort augmente tandis que suite à la marche, l'inconfort diminue. Toutefois, une grande variabilité interindividuelle est aussi présente.

L'ensemble des résultats rapportés dans les figures 3.2 à 3.4 présente des données peu utilisables dans le cadre de la présente étude. L'effectif pour chacune des régions corporelles est trop petit pour pouvoir faire des analyses approfondies. Le nombre de sujets ayant rapporté de l'inconfort ( $< 0$ ) aux différentes régions corporelles à un moment ou à un autre de l'exposition aux postures est montré dans le tableau 3.1.

**Tableau 3.1: Nombre de sujets ayant rapporté un inconfort pour la région corporelle spécifique tout au long de l'exposition à la posture (n=8)**

	<i>Pied</i>	<i>Mollet</i>	<i>Genou</i>	<i>Cuisse</i>	<i>Hanche/Fesse</i>	<i>Membre inférieur</i>
<i>statique</i>	7	3	3	6	2	8
<i>piétinement</i>	5	4	2	6	1	7
<i>marche</i>	6	2	2	6	2	8

Le pied et la cuisse sont les régions où il y a eu le plus de sujets ayant rapporté de l'inconfort lors des trois expositions. En raison du trop faible effectif pour les autres régions corporelles, seuls le pied et la cuisse, en plus des données d'inconfort général du membre inférieur droit, seront utilisés pour des analyses plus approfondies.

Afin de voir le lien entre l'inconfort, mesuré à l'aide de l'échelle visuelle analogique, ressenti dans l'ensemble du membre inférieur et celui ressenti dans une région spécifique du membre inférieur, soit le pied et la cuisse, une corrélation de rang de Kendall a été réalisée et les résultats sont présentés dans le tableau 3.2.

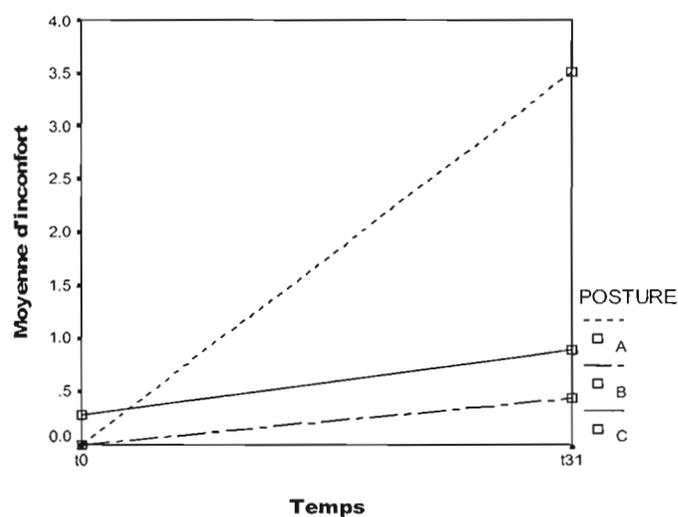
**Tableau 3.2: Coefficient de corrélation de Kendall entre les mesures d'inconfort de l'ensemble du membre inférieur et les mesures d'inconfort du pied et de la cuisse lors des trois postures à l'étude**

	<i>Inconfort du pied</i>	<i>Inconfort de la cuisse</i>
<b>Inconfort du membre inférieur</b>	0,550 <sup>a</sup>	0,363 <sup>a</sup>

<sup>a</sup>:  $p < 0,001$  d'après la corrélation de Kendall

Les résultats du test de corrélation de Kendall révèlent qu'il existe un lien entre l'inconfort de l'ensemble du membre inférieur et l'inconfort au niveau du pied et de la cuisse. Cependant, d'après les valeurs du coefficient *tau-b*, la relation est faible entre l'inconfort de la cuisse et du membre inférieur tandis qu'elle est moyenne pour celle entre le pied et le membre inférieur.

La figure 3.5 présente les moyennes d'inconfort rapporté pour le pied par tous les sujets, au début et à la fin de chacune des postures.



**Figure 3.5: Moyennes de l'inconfort rapporté par tous les sujets au niveau du pied au début et à la fin d'une posture (n=8).**

L'analyse statistique démontre que le temps et les postures à l'étude interagissent ensemble sur l'inconfort ressenti au pied ( $p=0,021$ ). L'inconfort au pied rapporté entre le début et la fin de l'exposition à la posture statique est significativement différent ( $p=0,023$ ). Une augmentation d'inconfort survient suivant le temps. Pour les postures mobiles, l'inconfort entre le début et la fin des expositions n'est pas significativement différent. C'est-à-dire que suite à 31 minutes de posture mobiles, l'inconfort au pied n'est pas significativement différent de l'inconfort rapporté au début de l'exposition.

La figure 3.6 présente les moyennes d'inconfort rapporté pour la cuisse par tous les sujets, au début et à la fin de chacune des postures.

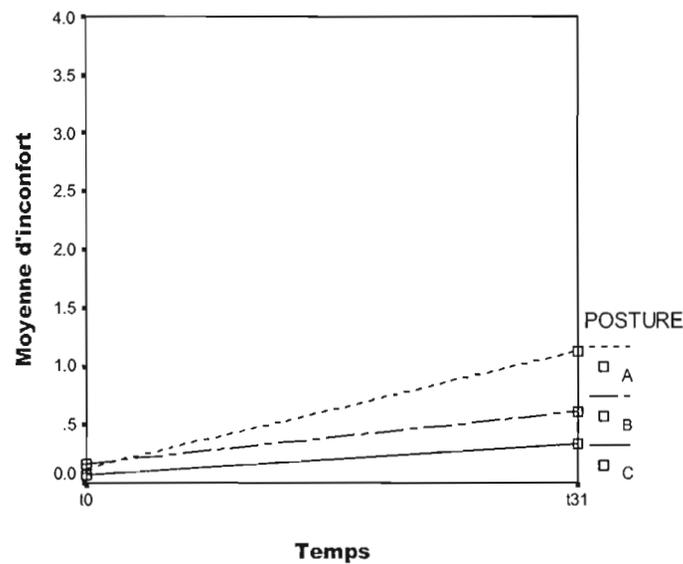


Figure 3.6: Moyennes de l'inconfort rapporté par tous les sujets au niveau de la cuisse au début et à la fin d'une posture (n=8).

Les tests statistiques démontrent que l'inconfort ressenti au niveau de la cuisse n'est pas influencé par l'interaction du temps et des postures. C'est-à-dire que peu importe la

posture à l'étude, l'effet sur l'inconfort de la cuisse sera le même suite à 31 minutes d'exposition.

La figure 3.7 présente les moyennes d'inconfort rapporté pour l'ensemble du membre inférieur par tous les sujets, au début et à la fin de chacune des postures.

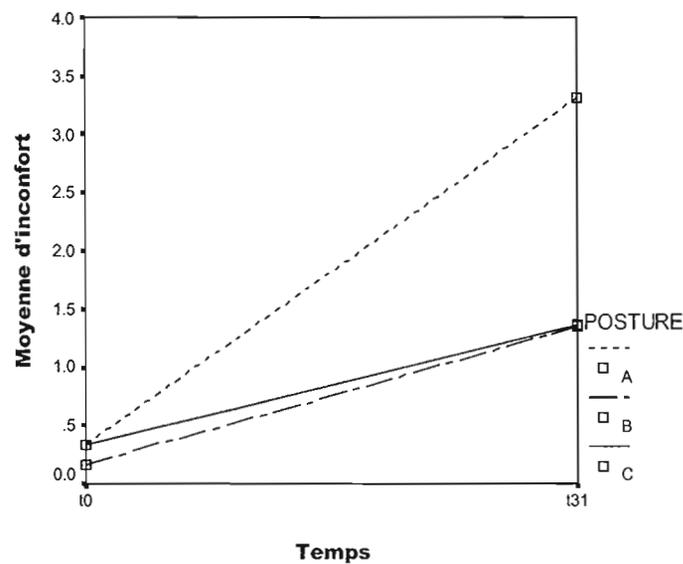


Figure 3.7: Moyennes de l'inconfort rapporté par tous les sujets au niveau du membre inférieur au début et à la fin d'une posture (n=8).

Les tests statistiques démontrent que l'inconfort ressenti au niveau du membre inférieur n'est pas influencé par l'interaction du temps et des postures. C'est-à-dire que peu importe la posture à l'étude, l'effet sur l'inconfort du membre inférieur sera le même suite à 31 minutes d'exposition.

Afin de voir l'effet du type de mobilité sur l'inconfort rapporté par les sujets au niveau du pied, l'inconfort moyen avant et après une période de mobilité a été calculé et est présenté dans la figure 3.8 pour chacune des postures.

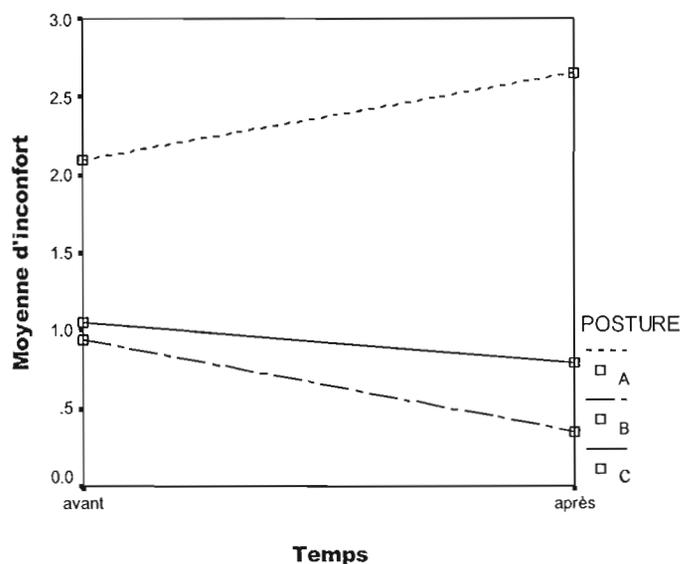


Figure 3.8: Moyennes d'inconfort rapporté au niveau du pied par tous les sujets avant et après une période de mobilité pour chaque posture (n=24).

Rappelons tout d'abord, que lors de la posture statique, les «périodes de mobilité» sont en fait des périodes d'immobilité. L'analyse statistique révèle la présence d'un effet combiné significatif entre le temps et la posture sur l'inconfort rapporté au pied ( $p=0,000$ ). L'inconfort au niveau du pied augmente suivant le temps lors d'une période d'immobilité ( $p=0,005$ ) tandis qu'il diminue suite à une période de piétinement ( $p=0,003$ ). Toutefois, suite à une période de marche, la diminution de l'inconfort n'est pas significative ( $p=0,143$ ).

Afin de voir l'effet du type de mobilité sur l'inconfort rapporté par les sujets au niveau de la cuisse, l'inconfort moyen avant et après une période de mobilité a été calculé et est présenté dans la figure 3.9 pour chacune des postures.

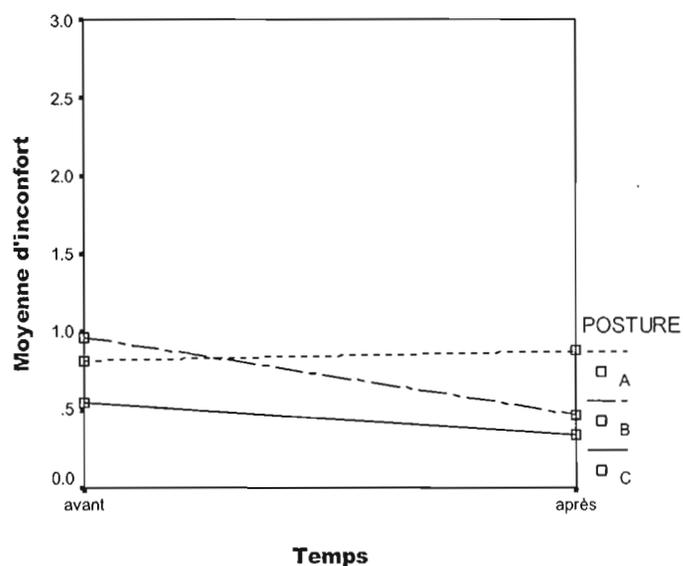


Figure 3.9: Moyennes d'inconfort rapporté au niveau de la cuisse par tous les sujets avant et après une période de mobilité pour chaque posture (n=24).

D'après l'analyse statistique, aucun effet combiné du temps et des postures sur l'inconfort de la cuisse n'est observé ( $p=0,107$ ). C'est-à-dire que suite à une période d'immobilité, de piétinement ou de marche, aucun effet sur l'inconfort n'est visible.

Afin de voir l'effet du type de mobilité sur l'inconfort rapporté par les sujets au niveau du membre inférieur, l'inconfort moyen avant et après une période de mobilité a été calculé et est présenté dans la figure 3.10 pour chacune des postures.

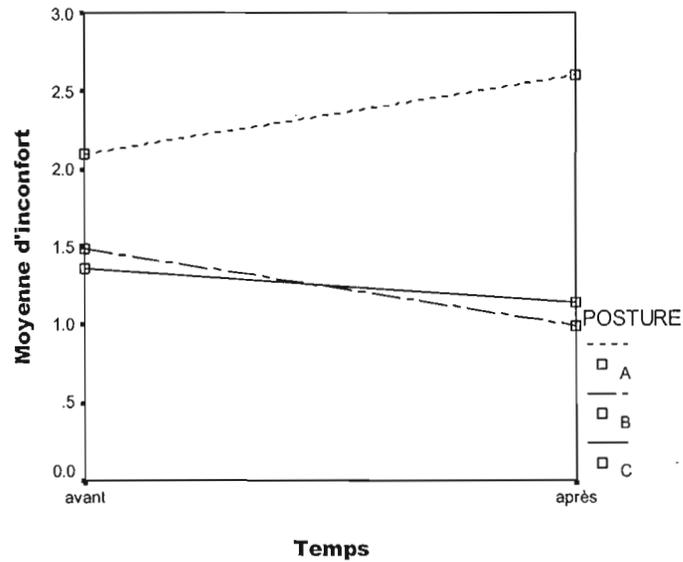


Figure 3.10: Moyennes d'inconfort rapporté au niveau du membre inférieur par tous les sujets avant et après une période de mobilité pour chaque posture (n=24).

Pour le membre inférieur, l'inconfort varie de façon significative en fonction du temps, selon le type de mobilité ( $p=0,000$ ). Suite à une période d'immobilité, l'inconfort est augmenté ( $p=0,005$ ) tandis que suite à une période de piétinement l'inconfort est diminué ( $p=0,004$ ). Pour les périodes de marche, la diminution de l'inconfort n'est pas significative ( $p=0,120$ ).

Le pied est la région corporelle la plus sensible à l'inconfort dû à la posture statique. De plus, la posture statique est la seule posture à l'étude occasionnant un inconfort significatif. Les périodes de piétinement allègent l'inconfort rapporté au niveau du pied et du membre inférieur tandis que les périodes de marche n'ont aucun effet significatif.

## 3.2. Paramètres physiologiques et biomécaniques

### 3.2.1. Température

Les températures cutanées pour chaque région corporelle mesurées aux différents temps lors des postures statique, piétinement et marche, ajustées selon la température à l'épicondyle, sont présentées dans les figures 3.11, 3.12 et 3.13, respectivement.

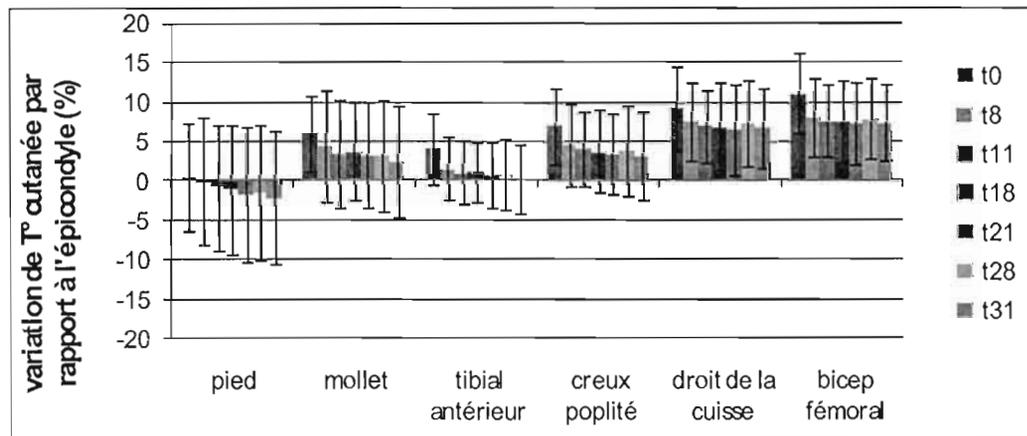


Figure 3.11: Variations moyennes et écarts-types de la température cutanée corrigée à l'épicondyle pour chaque région corporelle aux différents temps de mesures lors de la posture statique (n=8 sauf pour t21 où n=7).

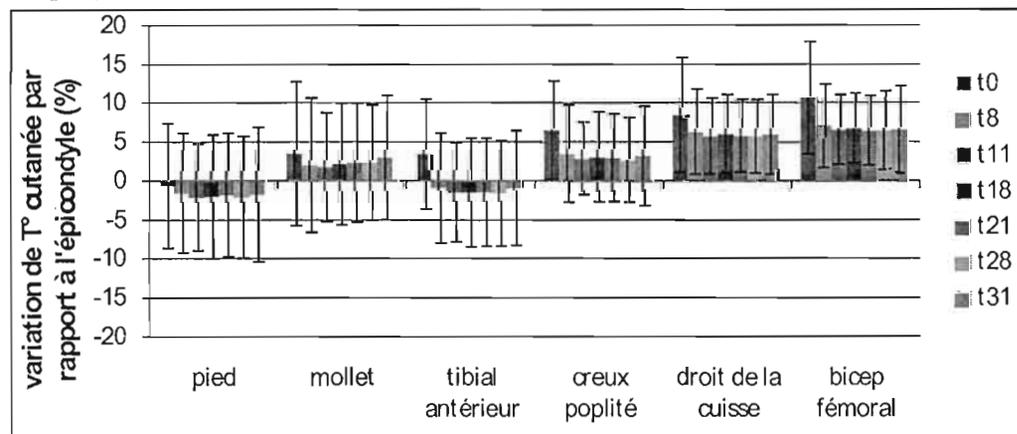


Figure 3.12: Variations moyennes et écarts-types de la température cutanée corrigée à l'épicondyle pour chaque région corporelle aux différents temps de mesures lors de la posture piétinement (n=8).

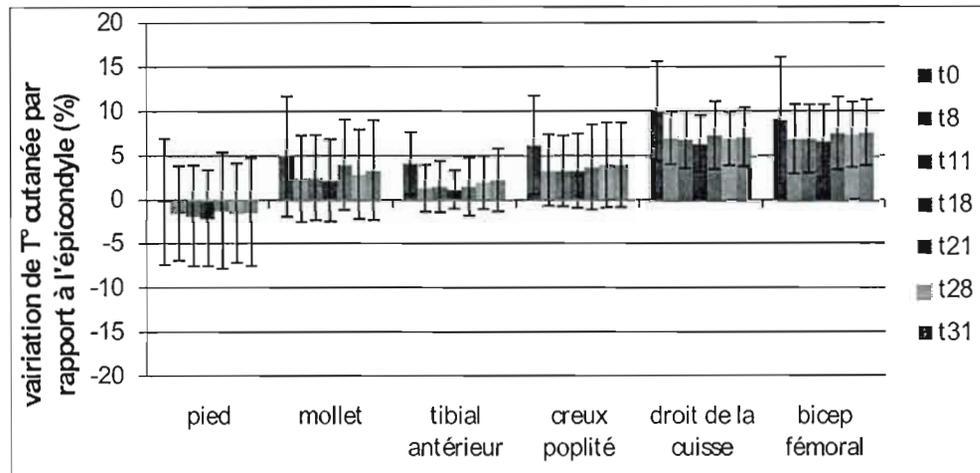
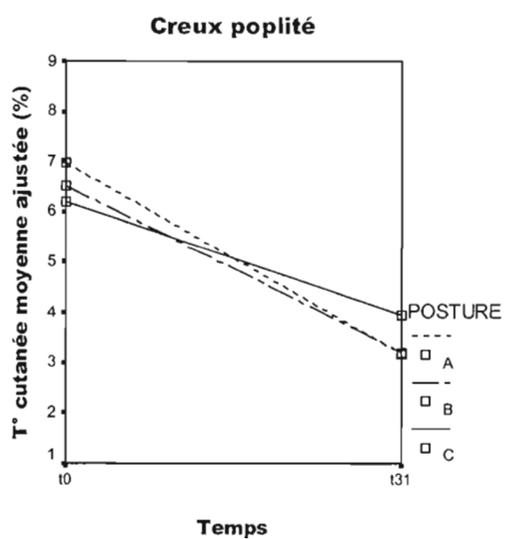
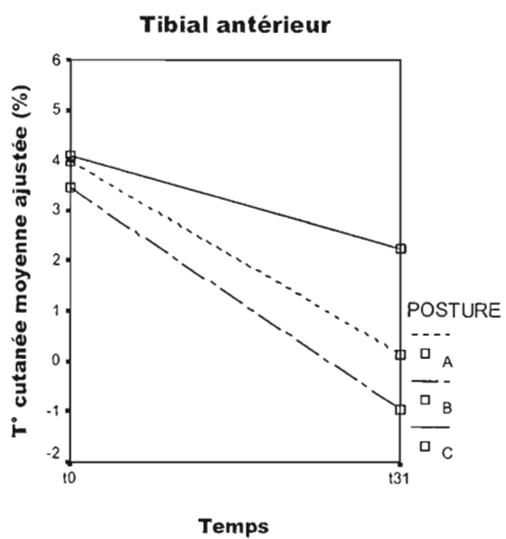
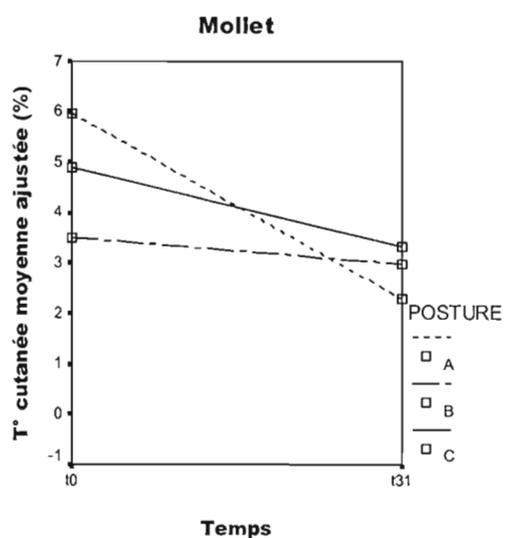
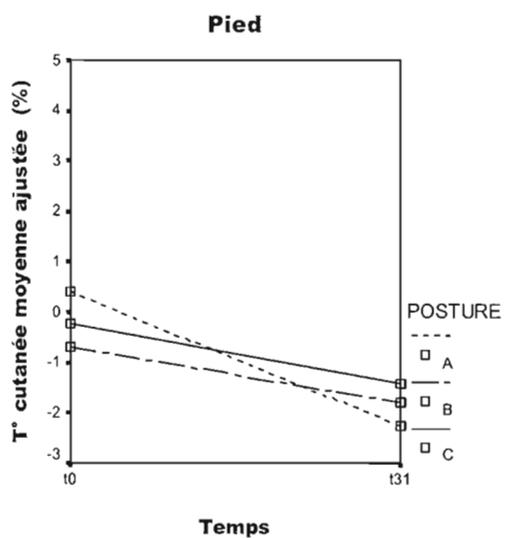


Figure 3.13: Variations moyennes et écarts-types de la température cutanée corrigée à l'épicondyle pour chaque région corporelle aux différents temps de mesures lors de la posture marche (n=8).

Tout d'abord, il est possible de constater, en regardant l'écart-type, que la variation interindividuelle est très grande pour cette mesure. Pour la posture statique (figure 3.11), il y a une diminution de la température cutanée avec le temps d'exposition, pour toutes les régions corporelles étudiées. Pour la posture piétinement et la posture marche, une diminution de la température a été observée entre  $t_0$  et  $t_8$ . Par la suite, la température cutanée varie légèrement à la baisse ou à la hausse ou demeure inchangée suivant une période de mobilité. Les variations de température cutanée tout au long de l'exposition aux trois postures sont analysées statistiquement dans les paragraphes qui suivent.

Afin de voir l'effet de 31 minutes de posture debout sur la température cutanée de chaque région à l'étude, la figure 3.14 est présentée.



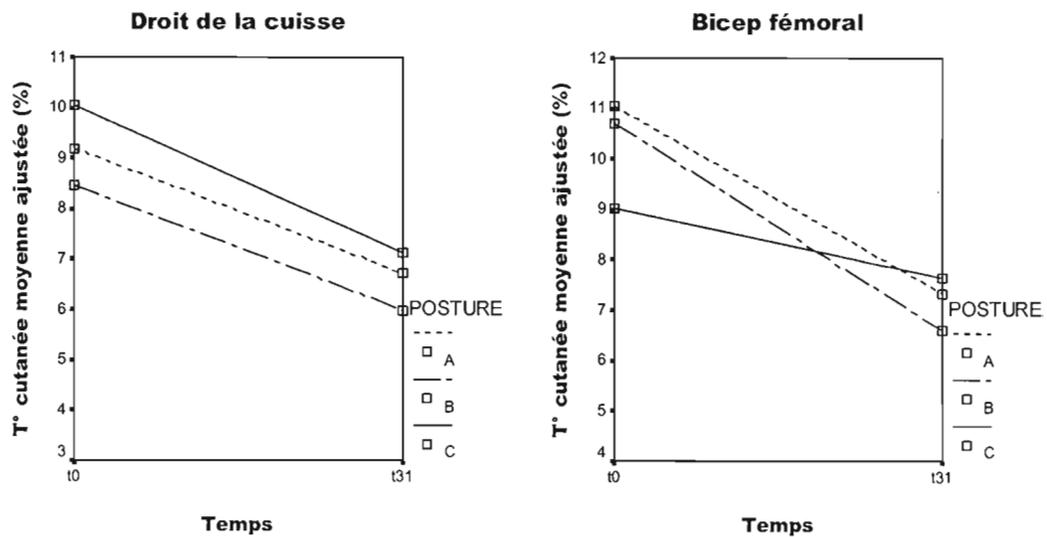
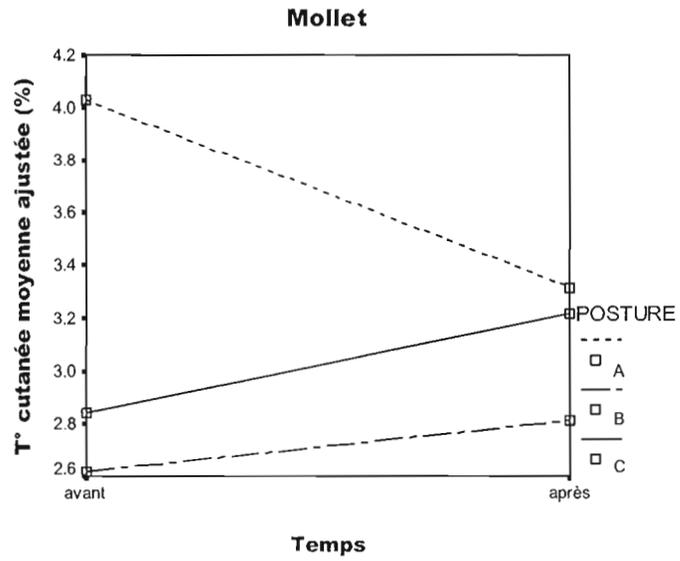
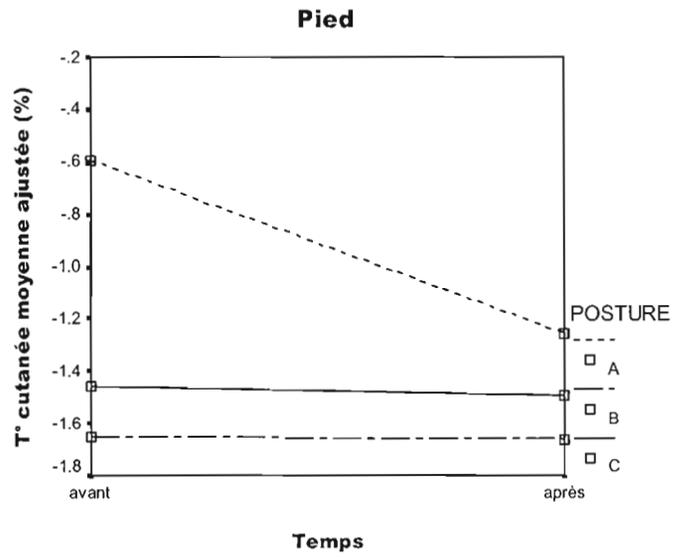
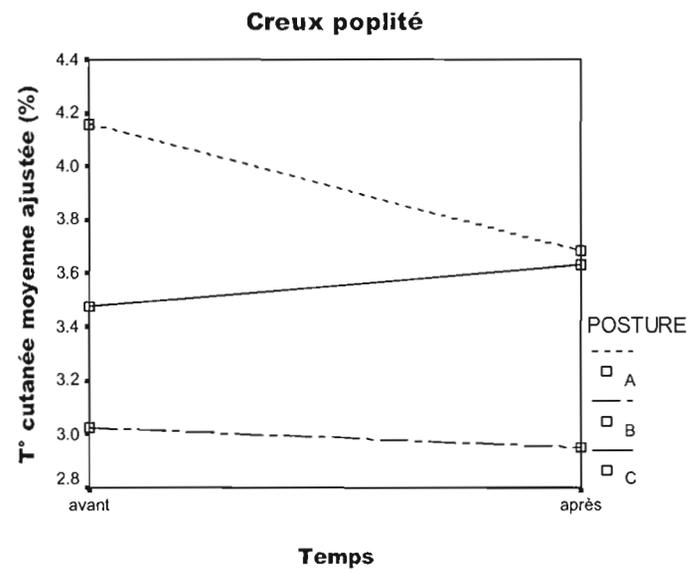
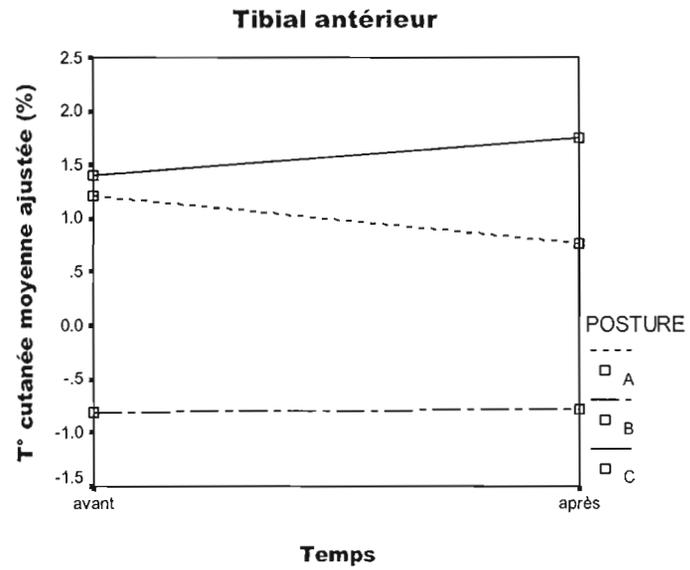


Figure 3.14: Température cutanée moyenne corrigée à l'épicondyle au début et à la fin d'une posture pour chaque région corporelle étudiée et chaque posture (n=8).

D'après l'analyse statistique, aucune interaction n'est observée entre le temps et les postures. Alors, les différentes postures n'ont pas d'effet différent, suivant le temps, sur la température cutanée.

L'effet des périodes de mobilité sur la température cutanée a été analysé pour chaque région corporelle à l'étude (figure 3.15).





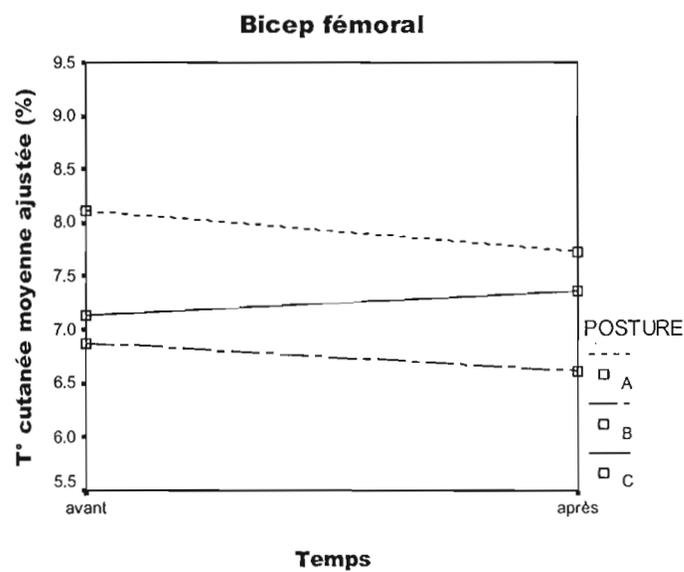
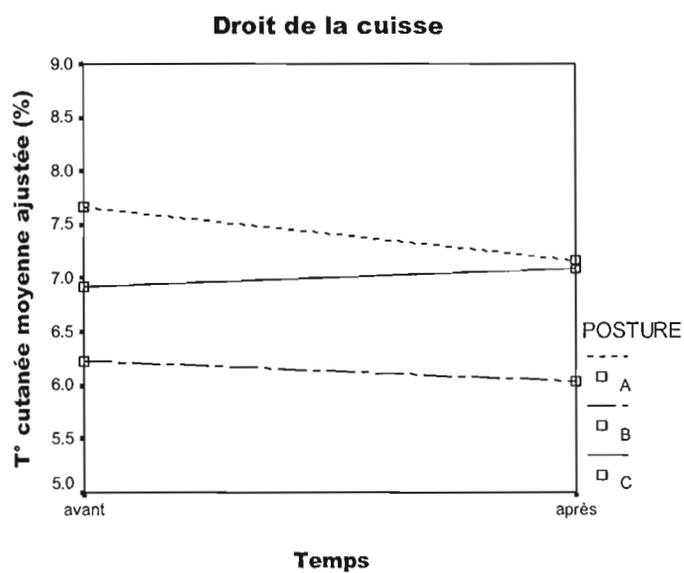


Figure 3.15: Température cutanée moyenne corrigée à l'épicondyle avant et après une période de mobilité pour chaque région corporelle étudiée et chaque posture (n=8).

La réponse de la température cutanée suivant le temps et selon la posture est significativement différente pour le mollet ( $p=0,007$ ) tandis qu'une tendance s'observe pour le pied ( $p=0,067$ ) et le tibial antérieur ( $p=0,054$ ). Lors de la posture statique, la température cutanée diminue suivant le temps ( $p=0,001$ ), tandis qu'elle augmente ou demeure stable de façon non significative suite à une période de mobilité (piétinement :  $p=0,516$ ; marche :  $p=0,197$ ). Pour les autres régions corporelles, aucune interaction entre le temps et les postures n'a été observée.

La température cutanée baisse tout au long des expositions aux postures, mais il n'y a pas d'effet significativement différent entre les postures. Une période d'immobilité fait diminuer significativement la température tandis qu'une période de mobilité n'a pas d'effet observable sur la température cutanée.

### 3.2.2. Pression artérielle

La figure 3.16 présente les moyennes et écarts-types de pression artérielle moyenne à tous les temps de collecte pour la posture statique, piétinement et marche.

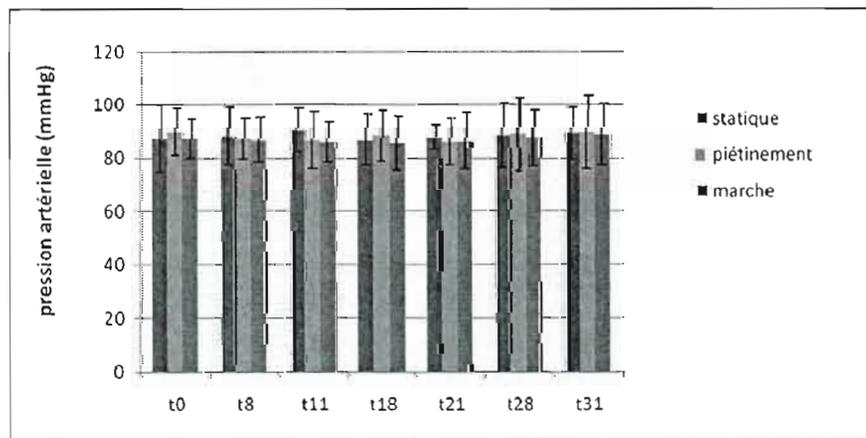


Figure 3.16: Valeurs moyennes et écarts-types de la pression artérielle de tous les sujets lors de la posture statique ( $n=8$ ).

Très peu de variation est notée durant les trois essais, au fil du temps. La figure 3.17 présente les moyennes de tous les sujets de pression systolique, diastolique et de pression artérielle moyenne mesurée au début et à la fin d'une posture, pour chaque posture.

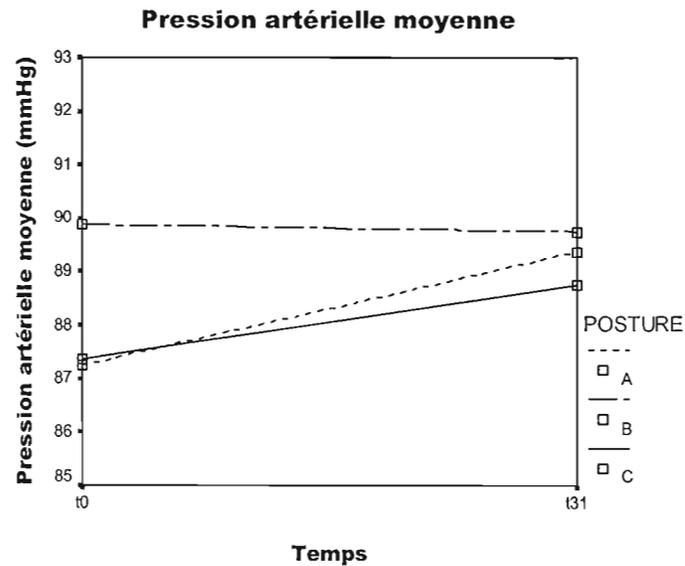


Figure 3.17: Valeurs moyennes de la pression artérielle de tous les sujets au début et à la fin d'une posture pour chaque posture (n=8).

L'analyse statistique ne rapporte aucune variation significative de la pression artérielle en lien avec l'interaction entre le temps et les postures.

La figure 3.18 présente les valeurs moyennes de pression artérielle moyenne, pour tous les sujets, mesurées avant et après une période de mobilité.

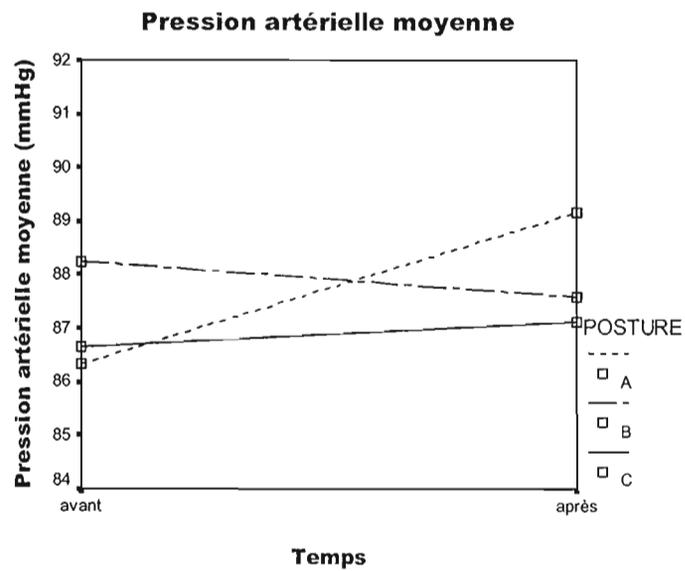


Figure 3.18: Valeurs moyennes de la pression artérielle de tous les sujets avant et après une période de mobilité pour chaque posture (n=8).

L'analyse statistique ne rapporte aucune variation significative de la pression artérielle en lien avec l'interaction entre le temps et les postures.

Il semble que la pression artérielle soit peu affectée par l'exposition à la posture debout, que ce soit statique ou non.

### 3.2.3. Indice de saturation d'oxygène (TOI)

Les figures 3.19 à 3.21 présentent les moyennes et écarts-types de TOI à tous les temps de collecte pour la posture statique, piétinement et marche, respectivement.

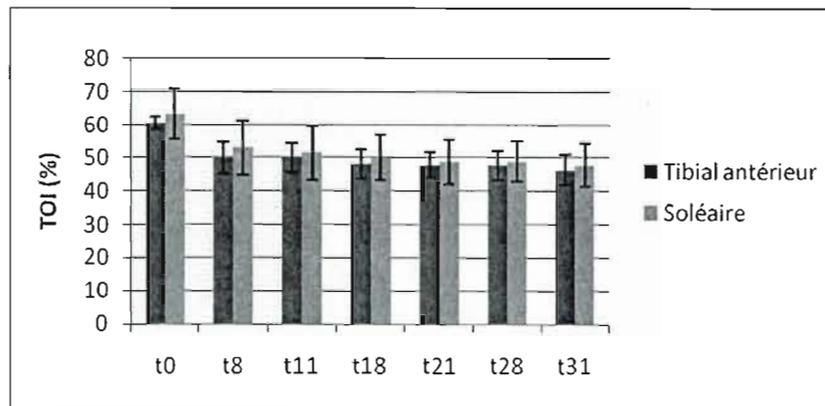


Figure 3.19: Valeurs moyennes et écarts-types de TOI au niveau du tibial antérieur et du soléaire de tous les sujets lors de la posture statique (n=8).

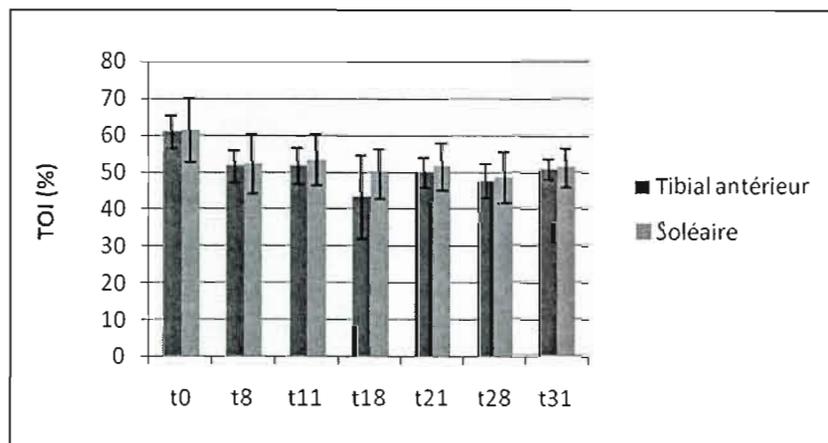


Figure 3.20: Valeurs moyennes et écarts-types de TOI au niveau du tibial antérieur et du soléaire de tous les sujets lors de la posture piétinement (n=8).

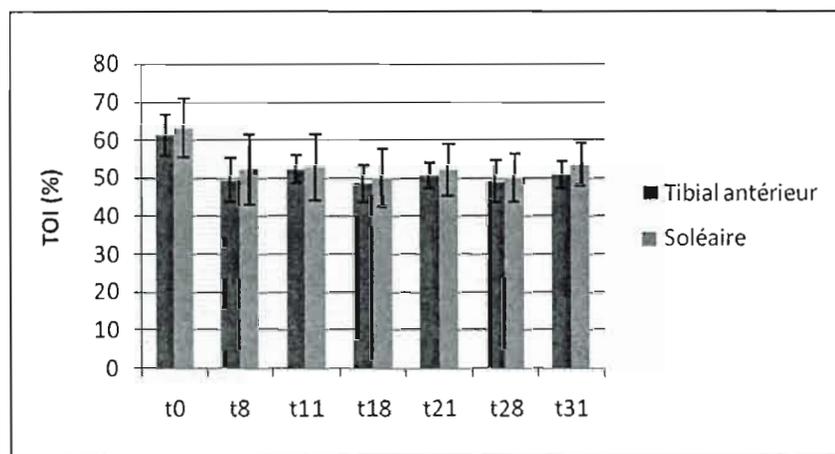


Figure 3.21: Valeurs moyennes et écarts-types de TOI au niveau du tibial antérieur et du soléaire de tous les sujets lors de la posture marche (n=8).

D'après les graphiques ci-haut, il semble que le TOI soit une mesure relativement stable entre les sujets, en raison des écarts-types relativement petits. Aussi, il est possible de voir que la posture statique occasionne une diminution du TOI suivant le temps pour les deux régions corporelles à l'étude. Pour les postures mobiles, les périodes de mobilité créent une augmentation du TOI mais il y a tout de même une diminution suivant la durée complète de l'exposition.

Les valeurs moyennes de TOI mesurées au niveau du tibial antérieur et du soléaire au début et à la fin d'une posture sont présentées dans la figure 3.22.

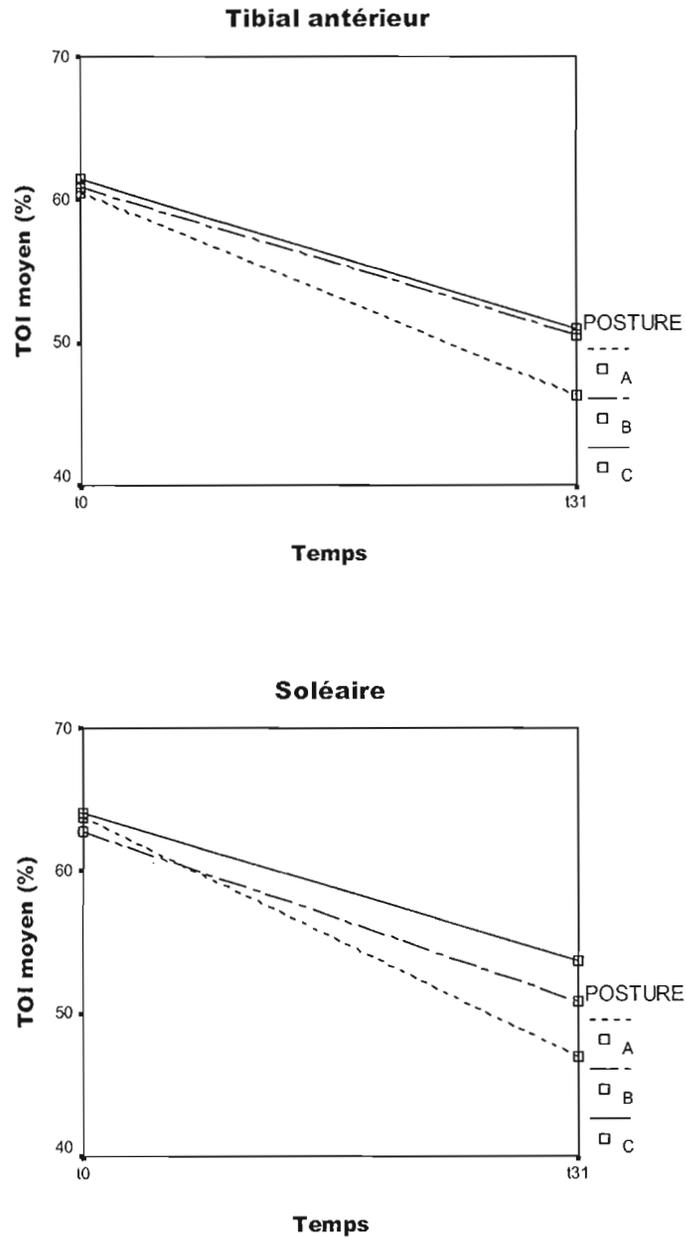
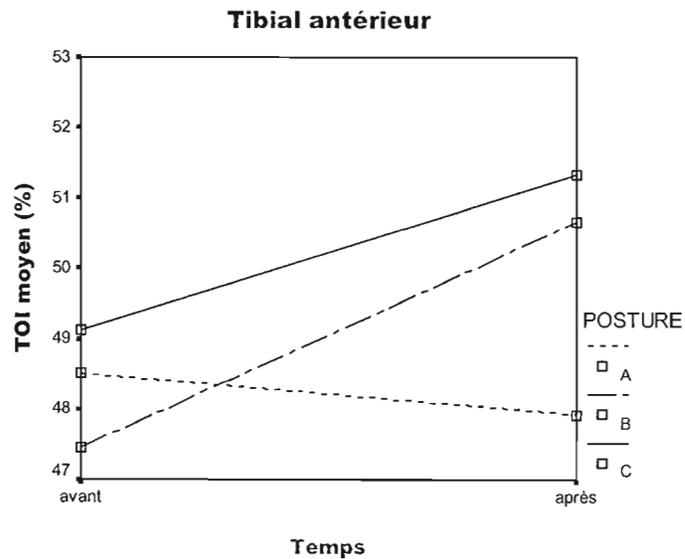


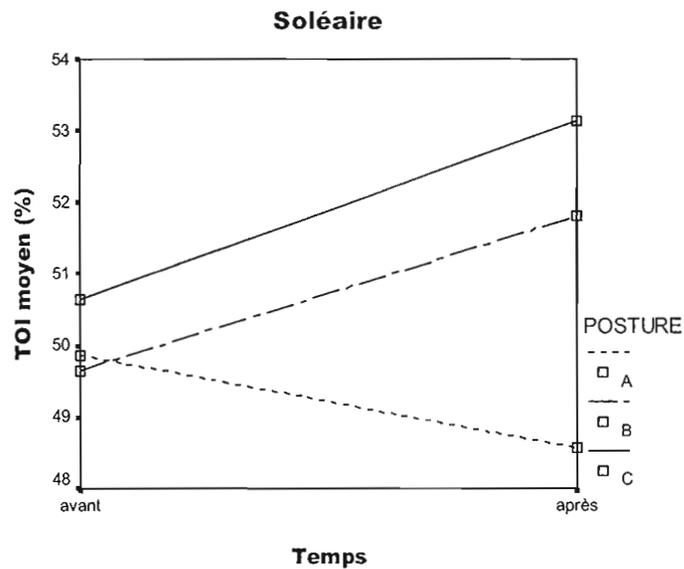
Figure 3.22: TOI moyen au début et à la fin d'une posture (n=8).

En regardant, l'effet du temps combiné à l'effet des postures sur le TOI mesuré au niveau du tibial antérieur, il est possible de voir qu'une tendance s'observe ( $p=0,087$ ). L'effet

est significatif pour le soléaire ( $p=0,012$ ). Les trois postures occasionnent une diminution du TOI suite à une exposition de 31 minutes (statique :  $p=0,002$ ; piétinement :  $p=0,005$ ; marche :  $p=0,001$ ). Le TOI mesuré au niveau du soléaire est significativement différent entre la posture statique et la posture marche ( $p=0,016$ ) tandis qu'une tendance s'observe entre les postures statique et piétinement ( $p=0,069$ ). L'analyse statistique ne révèle aucune différence significative entre les postures mobiles.

La figure présente 3.23 les valeurs moyennes de TOI mesurées avant et après une période de mobilité.





**Figure 3.23: TOI moyen mesuré avant et après une période de mobilité, pour chaque posture (n=8).**

L'analyse statistique révèle que le TOI est affecté par le temps et les postures (tibial antérieur :  $p=0,033$ ; soléaire :  $p=0,000$ ). Lors de la posture statique, le TOI diminue significativement, suivant le temps, pour le tibial antérieur ( $p=0,000$ ) et le soléaire ( $p=0,002$ ). Suite à une période de piétinement, le TOI augmente (tibial antérieur :  $p=0,002$ ; soléaire :  $p=0,002$ ) de même que suite à une période de marche (tibial antérieur :  $p=0,002$ ; soléaire :  $p=0,002$ ). Il n'y a pas de différence significative entre le piétinement et la marche.

Le TOI est affecté par les trois tests réalisés. Une diminution en fonction du temps a été enregistrée pour chacune des postures mais l'effet est plus marqué pour la posture statique que les postures mobiles. Ces dernières ne sont pas différentes entre elles pour ce qui est de la mesure du TOI. Les périodes de mobilité créent une augmentation de courte durée du TOI, sans différence entre les modes de mobilité.

### 3.2.4. Fréquence cardiaque et variabilité du rythme cardiaque

La figure 3.24 présente la fréquence cardiaque moyenne et l'écart-type de tous les sujets lors des différents temps de mesure durant chacune des postures à l'étude.

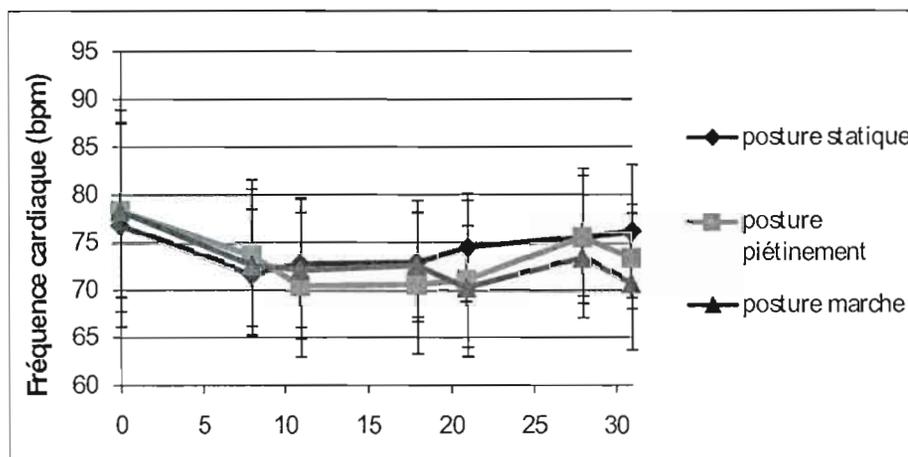


Figure 3.24: Fréquences cardiaques moyennes et écarts-types obtenus pour chaque temps de mesure lors des trois postures (n=6).

À partir de la huitième minute, pour la posture statique, la fréquence cardiaque augmente progressivement jusqu'à la fin du test. À l'exception de la posture piétinement, suite à la deuxième période de mobilité, les périodes de mobilité ont occasionné une diminution de la fréquence cardiaque ( $t_{11}$ ,  $t_{21}$ ,  $t_{31}$ ) et les moments d'immobilité entre ces périodes ont créé une augmentation de la fréquence cardiaque ( $t_{18}$  et  $t_{28}$ ).

Une analyse statistique a été réalisée entre  $t_{31}$  et  $t_8$  puisque les valeurs à  $t_0$  représentent un effet physiologique différent de ce qui est étudié (le passage de la posture allongée à la posture debout).

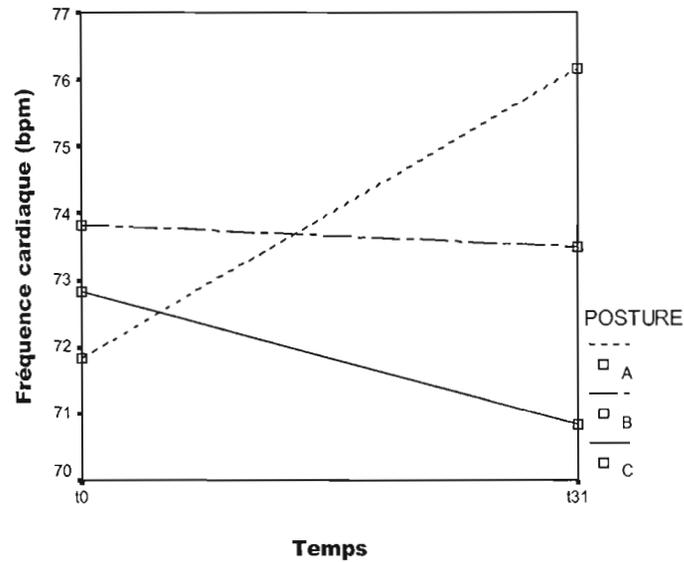
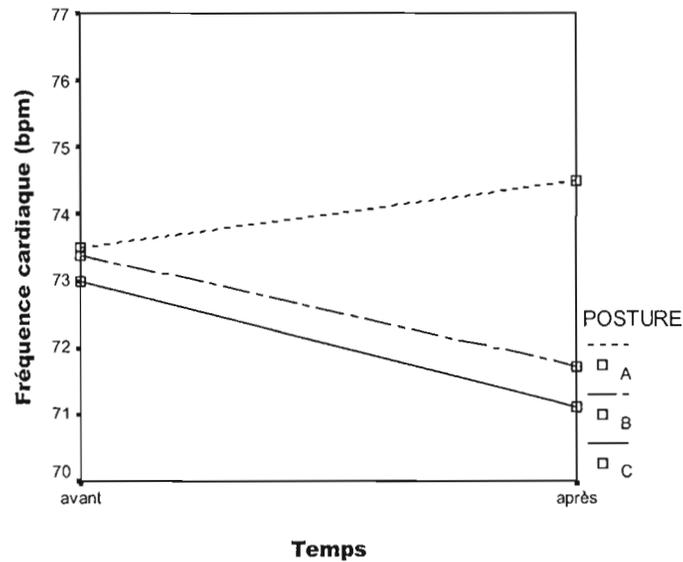


Figure 3.25: Fréquences cardiaques moyennes obtenues au début et à la fin de l'exposition à chaque période (n=6).

La fréquence cardiaque n'est pas influencée par la combinaison du temps et des postures ( $p=0,572$ ). C'est-à-dire que peu importe la posture à l'étude, l'effet sur la fréquence cardiaque sera le même suite à 31 minutes d'exposition.

Pour voir l'effet de la mobilité sur la fréquence cardiaque, une analyse statistique a été effectuée avec les valeurs obtenues avant et après une période de mobilité.



**Figure 3.26: Fréquences cardiaques moyennes obtenues avant et après une période de mobilité, lors des trois postures à l'étude (n=6).**

L'analyse statistique révèle qu'il existe un effet combiné du temps et des postures sur la fréquence cardiaque ( $p=0,013$ ). Suite à une période d'immobilité, lors de l'exposition à la posture statique, la fréquence cardiaque augmente ( $p=0,026$ ) tandis qu'aucun effet significatif n'est observé suite à une période de piétinement ( $p=0,883$ ) ou de marche ( $p=0,348$ ).

Pour l'analyse spectrale de la variabilité du rythme cardiaque, les valeurs de basses fréquences (BF), de hautes fréquences (HF) et du ratio basses fréquences/hautes fréquences (BF/HF) ont été calculées pour les trois périodes de chaque posture et sont présentées dans le tableau 3.3.

**Tableau 3.3 : Analyse spectrale de la variabilité du rythme cardiaque lors des trois postures à l'étude (n=6)**

<i>périodes</i>	<i>Posture statique</i>			<i>Posture piétinement</i>			<i>Posture marche</i>		
	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>
<b><i>BF</i></b> <b><i>(ms<sup>2</sup>)</i></b>	1927,2	2073,0	2445,7	1967,7	2522,2	2120,7	2428,0	2243,7	1999,5
<b><i>HF</i></b> <b><i>(ms<sup>2</sup>)</i></b>	318,0	382,5	350,2	412,8	618,3	443,0	483,5	438,2	413,3
<b><i>BF/HF</i></b> <b><i>(%)</i></b>	615,1	522,6	692,6	538,4	495,1	596,9	578,7	548,4	615,1

D'après l'analyse statistique, il n'y pas d'effet combiné du temps et des postures sur les paramètres étudiés de l'analyse spectrale ( $p=0,197$ ).

La fréquence cardiaque et le rythme cardiaque ne sont pas affectés par les différentes postures à l'étude quoique le maintien d'une période d'immobilité crée une augmentation significative de la fréquence cardiaque.

### 3.2.5. Analyse du centre de pression (COP)

La figure 3.27 représente le nombre de déplacements de poids moyen, chez tous les sujets, enregistrés à l'aide de la plaque de force pour chacune des postures à l'étude.

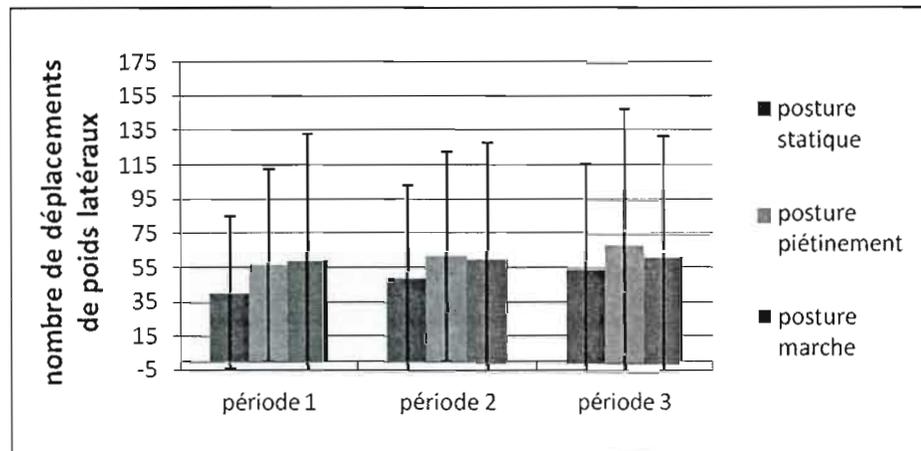


Figure 3.27: Nombre de déplacements de poids latéral moyen et écarts-types chez tous les sujets pour les trois postures à l'étude (n=7).

Tout d'abord, on peut remarquer que les écarts-types sont grands ce qui démontre une grande variabilité entre les sujets. Aussi, la posture statique représente la posture où il y a eu le moins de déplacements de poids enregistrés au cours des périodes d'immobilité. Aussi, au fur et à mesure que les périodes passent, plus il y a de déplacements de poids latéral pour les postures statique et piétinement. Pour la posture marche, le nombre de déplacements de poids latéral reste sensiblement constant tout au long de l'exposition.

L'analyse statistique ne révèle aucun effet significatif du temps et des postures sur le nombre de changement de poids, quoiqu'une tendance s'observe ( $p=0,072$ ). Les postures statique et piétinement semblent augmenter le nombre de déplacement de poids, selon le temps, tandis que la posture marche ne présente aucune variation avec le temps.

Dans le tableau 3.4, les résultats de déplacements de poids, pour chaque sujet et pour chaque posture, sont présentés.

**Tableau 3.4 : Nombre de déplacements de poids latéraux pour chaque sujet lors des trois différentes postures à l'étude de 31 minutes chacune (n=7)**

<i>Sujet</i>	<i>Posture statique (A)</i>	<i>Posture piétinement (B)</i>	<i>Posture marche (C)</i>	<i>Ordre des postures</i>
1	329	438	397	A-B-C
2	28	30	40	B-A-C
3	16	34	11	C-A-B
5	43	98	59	A-C-B
6	366	478	536	A-B-C
8	16	34	22	B-A-C
9	201	185	195	B-C-A
<b>Total</b>	<b>999</b>	<b>1297</b>	<b>1260</b>	

D'après ces résultats, il est possible de constater que la posture statique n'engendre pas davantage de déplacements de poids que les postures mobiles. Cinq sujets sur sept ont fait un plus grand nombre de déplacements de poids lors de leur dernière posture à l'étude, peu importe la posture en question (sujets 2-3-5-6-9). Cependant, lors d'un test des signes aucune différence significative n'a été observée entre la première, la deuxième et la dernière posture.

### **3.3. Inconfort vs paramètres physiologiques**

La présente section rapporte les résultats obtenus suite aux tests de corrélation de Kendall entre les différents paramètres étudiés et l'inconfort rapporté pour le membre inférieur et le pied.

Le tableau 3.5 présente les résultats du test de corrélation de rang de Kendall où les différences entre t0 et t31 de température cutanée et d'inconfort ont été corrélées afin de voir ou non la présence d'un lien.

**Tableau 3.5 : Coefficient de corrélation de Kendall vérifiant l'association entre la différence d'inconfort et la différence de température cutanée mesurées entre t0 et t31 lors des trois postures (n=24)**

	<i>Pied</i>	<i>Mollet</i>	<i>Tibial antérieur</i>	<i>Creux poplité</i>	<i>Droit de la cuisse</i>	<i>Bicep fémoral</i>
<b>Inconfort membre inférieur</b>	0,10	0,03	0,09	0,11	0,03	0,17
<i>p</i>	0,25	0,43	0,27	0,22	0,41	0,13
<b>Inconfort pied</b>	0,004	-	-	-	-	-
<i>p</i>	0,49	-	-	-	-	-

D'après ce test, la différence de température cutanée mesurée entre t0 et t31 n'est pas liée à la différence d'inconfort mesurée lors de cette même période, aucune différence significative n'a été observée.

Pour la corrélation entre les mesures de TOI et l'inconfort, le test de Kendall est présenté dans le tableau 3.6.

**Tableau 3.6 : Coefficient de corrélation de Kendall vérifiant l'association entre la différence d'inconfort et la différence de TOI mesurées entre t0 et t31 lors des trois postures (n=21 pour le tibial antérieur et n=24 pour le soléaire)**

	<i>Tibial antérieur</i>	<i>Soléaire</i>
<b>Inconfort membre inférieur</b>	0,02	0,04
<i>p</i>	0,45	0,39
<b>Inconfort pied</b>	-0,19	0,04
<i>p</i>	0,12	0,41

Le tableau 3.6 montre que l'expérience n'a pu démontrer de relation entre l'inconfort et les mesures de TOI, car aucune différence significative n'a été calculée.

Pour la corrélation entre les mesures de fréquence cardiaque et l'inconfort, le test de Kendall est réalisé entre les différences des mesures aux temps 8 et 31, puisqu'il semble se produire une forte réponse cardiaque due au changement de position (position allongée à la posture debout - figure 3.26).

**Tableau 3.7 : Coefficient de corrélation de Kendall vérifiant l'association entre la différence d'inconfort et la différence de fréquence cardiaque mesurée entre t8 et t31 (n=18)**

	<i>Fréquence cardiaque</i>
<b>Inconfort du membre inférieur</b>	0,23
<i>p</i>	0,10
<b>Inconfort du pied</b>	0,18
<i>p</i>	0,10

Le test de corrélation de Kendall ne révèle aucun lien entre la mesure de la fréquence cardiaque et la mesure d'inconfort.

Le tableau 3.5 présente les résultats du test de corrélation de rang de Kendall où les différences entre t0 et t31 de pression artérielle et d'inconfort ont été corrélées afin de voir ou non la présence d'un lien.

**Tableau 3.8 : Coefficient de corrélation de Kendall vérifiant l'association entre la différence d'inconfort et la différence de pression artérielle (n=24)**

	<i>Pression moyenne</i>
<b>Inconfort membre inférieur</b>	0,14
<i>p</i>	0,17
<b>Inconfort pied</b>	0,08
<i>p</i>	0,30

Le test de corrélation de Kendall ne révèle aucune corrélation significative entre les mesures d'inconfort et la pression artérielle.

Pour la corrélation entre les mesures de BF et HF et l'inconfort, le test de Kendall est présenté dans le tableau 3.9.

**Tableau 3.9 : Coefficient de corrélation de Kendall vérifiant l'association entre la différence d'inconfort et la différence BF/HF (n=18)**

	<i>BF/HF</i>
<b>Inconfort membre inférieur</b>	0,26
<i>p</i>	0,07
<b>Inconfort pied</b>	0,76
<i>p</i>	0,34

L'analyse statistique démontre une corrélation significative entre l'inconfort du membre inférieur et les BF ainsi qu'une corrélation significative entre l'inconfort au pied et

les BF et les HF. Dans tous les cas, lorsque l'inconfort augmente les BF ou HF augmente aussi.

Le tableau 3.10 présente les résultats du test de corrélation de rang de Kendall où les différences entre la période 1 et la période 3 des déplacements de poids et la différence d'inconfort mesurée entre t0 et t31 ont été corrélées afin de voir ou non la présence d'un lien.

**Tableau 3.10 : Coefficient de corrélation de Kendall vérifiant l'association entre la différence d'inconfort et la différence de déplacements de poids (n=21)**

	<i>COP</i>
<b>Inconfort du membre inférieur</b>	0,02
<i>p</i>	0,44
<b>Inconfort du pied</b>	0,09
<i>p</i>	0,30

D'après l'analyse statistique, aucune corrélation significative n'est observée entre l'inconfort et les déplacements de poids.

## **CHAPITRE IV**

### **DISCUSSION**

Rappelons que les questions de recherche qui ont suscité la présente étude concernaient d'abord l'effet d'une posture prolongée statique sur l'inconfort ressenti et sur certains paramètres physiologiques et biomécaniques. Par la suite, il s'agissait de déterminer si la mobilité avait une influence sur les paramètres physiologiques et biomécaniques et l'inconfort ressenti. Finalement, dans le cas où des effets auraient été observés au niveau de l'inconfort et des paramètres physiologiques et biomécaniques, y a-t-il des associations possibles entre les uns et les autres?

Cette étude doit être considérée comme exploratoire et avait pour but davantage de générer des hypothèses que d'en confirmer. À cause de difficultés dans le recrutement des sujets, nous n'avons pas pu tester plus que huit sujets. De plus, en raison de problèmes techniques, certaines mesures n'ont pu être analysées qu'avec sept ou même six sujets. Peu de nos résultats ont atteint la significativité statistique. En attendant de pouvoir trouver davantage de sujets, nous allons discuter des résultats même là où ils ne sont pas significatifs. À la fin, nous allons suggérer des hypothèses qui pourraient être explorées par d'autres.

#### **4.1. Effets de la posture debout sur l'inconfort au niveau des membres inférieurs**

Les résultats démontrent que suite à 31 minutes de posture debout statique, il y a une augmentation significative de l'inconfort du pied (figures 3.5). Bien que les résultats ne

soient pas significatifs pour le membre inférieur, en observant la figure 3.7, il est possible de croire à un effet probable de la posture statique sur l'inconfort du membre inférieur. Dans l'étude de Seo *et al.* (1995), les 10 sujets, d'âge, de poids et de taille comparables à la présente étude, ont rapporté davantage d'inconfort dans le segment du genou jusqu'au pied, suite à 30 minutes de posture debout immobile et suite à 30 minutes de posture debout avec exercice (une minute de marche sur place chaque neuf minutes de posture immobile). Les conditions expérimentales s'apparentent aux postures statique et piétinement de la présente étude. Contrairement à ces résultats, la présente étude n'a pu démontrer un effet d'une posture mobile sur l'inconfort du pied ou de membre inférieur. Ceci peut être attribuable à la présence d'une grande variation interindividuelle dans le rapport de l'inconfort par les sujets ainsi que d'une durée d'exposition insuffisante. Bien que les conditions expérimentales n'aient pas été exactement les mêmes pour la présente étude et celle de Chester, Rys et Konz (2002), cette dernière a tout de même aussi démontré une diminution du confort moyen dans les membres inférieurs suite à 30, 60 et 90 minutes de posture debout immobile (15 minutes d'immobilité suivies d'une minute de mouvements des orteils et des genoux sans soulever les pieds et ainsi de suite).

D'après Seo *et al.* (1995), lorsque les sujets marchaient sur place durant une minute suite à neuf minutes d'immobilité, l'inconfort mesuré juste après l'exercice diminuait mais l'effet était petit et de courte durée. Ceci a été observé dans notre étude (voir figure 3.1). La diminution moyenne d'inconfort rapporté pour le membre inférieur par les sujets a été de 30%, 84% ou 21% respectivement suite aux trois périodes de piétinement, mais, sept minutes plus tard, l'inconfort avait augmenté à nouveau.

En analysant l'inconfort rapporté avant et après une période de mobilité ( $t_8-t_{11}$ ,  $t_{18}-t_{21}$ ,  $t_{28}-t_{31}$ ), une réduction de l'inconfort du pied et du membre inférieur est observable suite aux périodes de piétinement (figures 3.8 et 3.10). Selon la littérature, la mobilité diminue l'inconfort aux membres inférieurs. Par exemple, une étude de couturières effectuée par Vézina *et al.* (2003), rapporte qu'après un réaménagement de poste, qui avait pour effet d'augmenter leur mobilité, une diminution marquée de l'inconfort aux membres inférieurs a été observée chez les travailleuses. Les résultats n'ont pas démontré d'effet significatif des

périodes de marche sur l'inconfort, mais il est possible qu'une différence significative apparaisse avec plus de sujets.

Le fait que les périodes de piétinement occasionnent une diminution de l'inconfort tandis que les périodes de marche, non, va à l'encontre des hypothèses de recherche qui supposaient une diminution de l'inconfort plus marquée pour la posture marche que pour la posture piétinement. La mobilité lors de la posture piétinement, qui ne devait être que quelques pas sur place, a possiblement comporté plus de pas que la posture marche. En effet, il a été observé que les sujets soulevaient leurs pieds de façon rapide lors de ces périodes de mobilité. Aussi, lors de la marche, les sujets ne pouvaient pas effectuer une marche normale en raison de l'espace restreint ce qui peut avoir modifié les résultats.

Les résultats présentés dans cette section démontrent que la posture debout statique occasionne de l'inconfort au niveau des membres inférieurs et des pieds. La posture "statique" crée un inconfort plus important que lorsqu'il y a présence de périodes de mobilité. De plus, la mobilité (le piétinement) semble soulager l'inconfort des membres inférieurs. De ces résultats émergent certaines hypothèses pouvant expliquer la présence d'inconfort en lien avec la posture debout. L'hypothèse initiale était que l'inconfort ressenti durant la posture debout est associé à des modifications du système circulatoire qui sont plus importantes lors d'une posture debout immobile que lors d'une posture debout avec mobilité. Ceci serait attribuable à une circulation sanguine troublée dans les membres inférieurs lors de l'immobilité. La mobilité, par l'activation de la pompe musculaire, faciliterait la circulation sanguine ce qui expliquerait l'inconfort moins grand. Toutefois, d'après les résultats obtenus, il semblerait que des mécanismes autres que ceux impliqués dans le système circulatoire, joueraient aussi un rôle dans la présence d'inconfort dans les membres inférieurs lors de la posture debout prolongée puisque suite à une période de mobilité, l'inconfort peut diminuer (lors d'une période de piétinement) ou non (lors d'une période de marche). La prochaine section discute des modifications physiologiques enregistrées dans le cadre de la présente étude pour ensuite voir leur lien possible avec l'inconfort.

## **4.2. Effets de la posture debout sur les paramètres physiologiques et biomécaniques**

Lors de la présente expérience, des mesures physiologiques (température cutanée, pression artérielle, TOI, fréquence cardiaque) et une mesure biomécanique (analyse du centre de pression) ont été prises sur les participants de l'étude. Rappelons que ces paramètres ont été choisis parce qu'ils pourraient être des indicateurs de la circulation sanguine et/ou de l'activité musculaire.

### **4.2.1. Température cutanée**

Lorsqu'une personne passe de la position couchée à la position debout, une vasoconstriction cutanée se produit dans les membres inférieurs réduisant ainsi le débit sanguin dans la peau. Cette vasoconstriction, associée à une réduction de circulation sanguine au niveau de la peau, peut diminuer la température cutanée. Dans une étude de Vissing, Secher et Victor (1997), il a été démontré une diminution de la circulation cutanée du mollet de 63%, lors du passage de la posture couchée à la posture debout, correspondant à une augmentation de la résistance vasculaire de 237%. Ces changements se sont produits quelques secondes suite au changement de posture et se sont maintenus durant les six minutes d'enregistrement suivantes. Cette réduction de la circulation sanguine au niveau de la peau, diminue l'échange de chaleur entre l'intérieur du corps et le milieu environnant (Rowell, 1977), puisqu'une plus petite quantité de sang passe plus rapidement au niveau de la peau.

Selon Rys et Konz (1994), la température de la peau des pieds et des jambes, durant la posture debout, est un indicateur du flux sanguin. Une diminution de la température de la peau serait attribuable à une réduction du flux sanguin (Winkel et Jorgensen, 1986). La plupart des études où la température cutanée a été évaluée en lien avec la posture debout, sont celles où l'effet de différents types de recouvrements de sol ou de semelles de chaussures a été étudié durant une posture debout prolongée. Par exemple, Hansen, Winkel et Jorgensen (1998) ont enregistré une hausse de la température cutanée suite à deux heures d'exposition à une posture debout limitée à un espace restreint ainsi qu'à une posture debout de 20 secondes

suivie d'une période de 10 secondes de marche répété durant deux heures. Ce résultat n'a pas été observé dans la présente étude. Aucune des régions corporelles étudiées n'a présenté de variation significative de la température cutanée suite à 31 minutes de posture debout (figure 3.14). De plus, les graphiques semblent démontrer plutôt une diminution de la température cutanée suite à 31 minutes d'exposition à la posture debout. La différence entre la présente étude et l'étude de Hansen, Winkel et Jorgensen (1998), provient probablement du fait que les postures de nos sujets étaient plus contraintes. De plus, dans l'étude de Hansen, Winkel et Jorgensen (1998), même si les personnes devaient se tenir debout dans un espace restreint, elles pouvaient bouger les pieds et les jambes à leur guise, ce qui a probablement provoqué une activité musculaire beaucoup plus grande et une circulation sanguine moins contrainte que dans la présente étude.

La température cutanée ne varie pas de façon significative suite à une période de piétinement ou de marche. En réponse à un exercice, le débit sanguin cutané est augmenté car les nerfs sympathiques innervant les vaisseaux cutanés sont inhibés par voie réflexe par l'élévation de la température corporelle (Widmaier *et al.* 2004). Il est possible que les périodes de mobilité aient été suffisantes pour inhiber la vasoconstriction cutanée provoquée par la posture debout et produire une quantité de chaleur, en raison de l'activité musculaire, qui a été dissipée au niveau de la peau. Ceci expliquerait la raison pour laquelle aucune variation de température cutanée n'a été observée entre le début et la fin d'une période de mobilité.

#### 4.2.2. Pression artérielle

Une étude de Lundvall *et al.* (1996) n'a rapporté aucune différence significative de pression artérielle en réponse à un stress orthostatique («*tilting*» de 85°), même lorsque ce dernier était de longue durée (jusqu'à 35 minutes d'exposition). Ces résultats sont en accord avec ceux de la présente étude où les mesures de pression artérielle n'ont pas été affectées par les différentes expositions à la posture debout (figure 3.19).

Pour les postures piétinement et marche, comportant chacune une portion d'exercice, aucune variation significative, même suite à une période de mobilité, n'a été observée (figure 3.20). D'après Widmaier *et al.* (2004), l'exercice crée une élévation de la pression artérielle moyenne et une élévation de la pression systolique. La pression diastolique reste constante. Cette élévation est le fruit d'une augmentation du débit cardiaque (par l'accroissement de la fréquence cardiaque et du volume d'éjection) et de la diminution de la résistance périphérique pour les muscles impliqués (la résistance augmente dans les régions non actives telles que les organes abdominaux et les reins). De plus, le retour veineux est stimulé ce qui favorise aussi un débit cardiaque plus grand. Cependant, dans cette étude, aucune élévation significative de la fréquence cardiaque n'a été enregistrée suite aux périodes de mobilité (voir paragraphe sur la fréquence cardiaque). Ceci permet de croire que le niveau d'exercice n'était pas assez élevé pour occasionner une réelle augmentation de la fréquence cardiaque. De ce fait, le débit cardiaque n'ayant pas augmenté, la pression artérielle est demeurée inchangée durant toute l'exposition aux postures mobiles.

Il est aussi possible que la durée des expositions n'ait pas été assez longue pour montrer un effet sur la pression artérielle. En effet, deux études portant sur l'analyse de la pression artérielle au début et à la fin d'un quart de travail complet (Laperrière *et al.*, 2006; Ngomo *et al.*, soumis) démontrent une diminution de la pression artérielle entre le début et la fin du quart, plus accentuée chez les personnes peu mobiles. Une distinction importante à souligner est que les participants à la présente étude étaient de jeunes personnes n'ayant pas une très grande ancienneté de travail en posture debout ( $2,0 \pm 2,8$  années). Mais surtout, la période examinée par Laperrière *et al.* (2006) et Ngomo *et al.* (soumis) était d'un quart de travail complet et le nombre de sujets beaucoup plus élevé. Tout de même, dans l'étude de Ngomo *et al.* (soumis), un possible lien a été suggéré entre ancienneté à un poste de travail debout et baisse de pression artérielle plus marquée suite à une journée de travail. Il est possible que lors d'une exposition prolongée (un quart de travail complet) à la posture debout plutôt immobile, le baroréflexe se désensibilise au fil du temps. Cette désensibilisation ferait en sorte qu'une baisse plus importante de la pression artérielle serait nécessaire avant le déclenchement du baroréflexe permettant de maintenir la pression artérielle à sa valeur normale. Donc, si une pression artérielle plus basse que la normale est nécessaire pour

déclencher le réflexe, c'est donc dire que des modifications physiologiques peuvent s'installer (accumulation de sang dans les membres inférieurs, perte de volume plasmatique) avant que la baisse soit suffisante pour être recensée. D'ailleurs, plusieurs personnes à la fin d'une journée de travail passée debout ont les pieds et les chevilles enflés, enflures visibles par les marques laissées par les bas et les souliers, même s'ils ont bougé durant leur travail.

#### 4.2.3. Fréquence cardiaque et variabilité du rythme cardiaque

Les valeurs de fréquence cardiaque à  $t_0$  représentent les valeurs au moment où les sujets passaient de la position couchée à la position debout (figure 3.26). Puisque le fait de se lever occasionne une activité de plusieurs muscles, il est normal que la fréquence cardiaque prise à ce moment soit élevée. De plus, les sujets devaient se déplacer de quelques pas puisque l'endroit où ils étaient allongés se trouvait à environ deux mètres de la plaque de force où ils devaient se rendre pour débiter l'exposition à la posture debout. Une activité musculaire supplémentaire s'est alors produite durant cette période. En plus de la réponse musculaire, l'augmentation rapide de la fréquence cardiaque suite au passage de la posture allongée à la posture debout serait aussi attribuable à l'effet gravitationnel rapidement recensé par les barorécepteurs (Smith, Porth et Erickson, 1994). Une fois que la période de réponse hémodynamique immédiate est écoulée, s'installe la période de stabilisation du système cardiovasculaire durant 30 minutes d'exposition à la posture debout. Cette période est caractérisée par un accroissement constant de la fréquence cardiaque lorsqu'il n'y a aucun mouvement (Smith, Porth et Erickson, 1994). C'est ce qui a été observé dans la présente étude lors du maintien de la posture statique à partir de la huitième minute (figure 3.26). Ceci s'accorde avec l'étude de Lundvall *et al.* (1996), où les sujets étaient exposés à un *tilt* de 85°; une augmentation de la fréquence cardiaque moyenne de 10 battements par minute a été enregistrée, augmentation se produisant rapidement et se maintenant à un niveau plus faible jusqu'à 35 minutes d'exposition. Cette augmentation constante de la fréquence cardiaque provient probablement du fait qu'aucune contraction musculaire (ou très peu) ne se produit durant la posture statique, ce qui maintient une pression veineuse élevée et un retour veineux

inadéquat. Le cœur doit donc pomper plus vite et plus fort pour maintenir une pression artérielle constante.

Bien que les résultats ne soient pas significatifs, la mobilité semble occasionner une diminution de la fréquence cardiaque lorsque les valeurs avant et après une période sont comparées (figure 3.28). L'étude de van Lieshout *et al.* (2001) a démontré que lorsque les sujets contractaient leurs muscles de jambes en les croisant l'une sur l'autre, la fréquence cardiaque diminuait. Leur explication est qu'il y aurait une diminution de l'activité du système nerveux sympathique au niveau du cœur lors de cette manœuvre puisque le débit cardiaque et le volume d'éjection ont tout de même augmenté durant l'exercice. Cependant, l'effet serait de courte durée, soit moins de deux minutes.

En ce qui a trait à la variabilité du rythme cardiaque (VRC), les données obtenues n'ont pas démontré d'effet en lien avec les trois conditions expérimentales (tableau 3.3). Tout d'abord, en raison d'un problème technique, la fréquence respiratoire n'a pu être évaluée durant les expositions aux trois conditions. Selon Eckberg (2003), la respiration affecte les hautes fréquences tandis qu'elle ne semble avoir aucun effet sur les basses fréquences. Il s'agit donc d'une composante importante dont il faudrait tenir compte lors de l'analyse de la variabilité du rythme cardiaque. Tout de même, selon la littérature, la respiration ne semblerait pas avoir d'impact sur la VRC lorsque la stimulation des barorécepteurs est intense (Eckberg et Orshan, 1977). D'ailleurs, selon une étude de Cooke *et al.* (1999), durant un stress orthostatique reproduit par un «*tilt*», l'effet de la respiration sur la VRC est presque nul puisque l'activation du système sympathique est trop intense tandis que le système nerveux parasympathique se retrouve à un niveau de stimulation trop bas pour être influencé.

Certaines études ont démontré qu'un stress orthostatique peut affecter la VRC. Les basses fréquences et le ratio BF/HF augmentent tandis que les hautes fréquences diminuent lorsqu'une personne passe de la posture allongée à la posture debout (Bloomfield *et al.*, 1997; Floras *et al.*, 2001; Pomeranz *et al.*, 1985). Une activation du système sympathique serait alors présente. Toutefois, selon Strauss (2003), la VRC ne serait pas une bonne mesure afin d'évaluer la réponse sympathique due à un stress orthostatique puisqu'il n'y aurait pas

d'association entre le ratio BF/HF et la mesure de l'activité nerveuse sympathique musculaire. Les résultats obtenus dans la présente étude peuvent appuyer ce constat puisque lors de la posture debout statique, une augmentation de la fréquence cardiaque a été observée. Dans ce cas, une activation du système nerveux sympathique s'est produite, activation qui n'a pas été recensée par l'analyse spectrale.

#### 4.2.4. Indice d'oxygénation tissulaire (TOI)

D'après Boushel *et al.* (2001), le TOI représente les changements de disponibilité et d'utilisation de l'oxygène dans une région donnée, par rapport à des valeurs de base telles que la valeur au repos dans le cas présent. Une valeur diminuée signifie qu'il y a augmentation de l'extraction d'oxygène de l'hémoglobine dans une région spécifique. À lui seul, le TOI ne peut cependant donner un indice de la circulation sanguine dans la région étudiée. Pour y arriver, des traceurs spécifiques doivent être utilisés (Boushel *et al.*, 2001) ce qui n'a pas été fait dans la présente étude. L'exposition de 31 minutes aux trois postures a occasionné une diminution du TOI (figure 3.24). Puisque la posture debout statique occasionne une accumulation de sang dans les membres inférieurs (Rowell, 1986), il est possible de penser que dans les trois conditions, la principale raison de la baisse du TOI est que la quantité d'oxygène nécessaire pour subvenir aux besoins métaboliques du soléaire et du tibia antérieur a été puisée dans le sang accumulé. Lors de la posture statique, aucun mouvement des membres inférieurs n'était permis, alors la pompe musculaire n'était pas active, ce qui a empêché l'arrivée de sang oxygéné aux muscles étudiés. Cependant, en comparant la différence de TOI entre t0 et t31 pour les postures mobiles avec la posture statique, on peut voir que la mobilité occasionne une diminution du TOI moins importante que la posture statique (figure 3.24).

L'augmentation du TOI lors des périodes de mobilité (figure 3.25) serait attribuable, non pas à une diminution de la consommation d'oxygène mais plutôt à l'arrivée massive de «nouveau sang» oxygéné. Alors, l'augmentation de la consommation d'oxygène en raison de l'activité musculaire est balancée ou surpassée par l'augmentation du débit sanguin (Boushel

*et al.*, 2000). L'étude de Shiotani *et al.* (2002) propose deux explications possible pour une augmentation du débit sanguin local au niveau des jambes, sans augmentation de la fréquence cardiaque ni de la pression artérielle, lors d'un exercice musculaire léger des membres inférieurs : 1) une augmentation de la pression de perfusion due à la baisse de la pression veineuse dépendante de la pompe musculaire et/ou 2) vasodilatation locale et réflexe entraînée par la baisse de la pression veineuse (réflexe veno-artériolaire). Alors, une certaine quantité de sang transige dans les membres inférieurs lors d'un exercice musculaire de faible intensité, sans apport accru d'activité centrale sympathique, tel qu'observé dans la présente expérience par les résultats de fréquence cardiaque et de pression artérielle.

L'étude de van Lieshout *et al.* (2001) a démontré que l'effet au niveau du système circulatoire était rapide. Après deux minutes suivant l'arrêt de la contraction musculaire, les mesures de fréquence cardiaque, de débit sanguin, de pression veineuse centrale, etc. retournaient aux mêmes valeurs qu'avant les contractions musculaires, soit suite à cinq minutes de maintien d'une posture debout. De façon similaire, dans la présente étude, les mesures de TOI n'ont pas rejoint celles de  $t_0$  lors des périodes de mobilité possiblement en raison de l'effet trop court provoqué par une minute de mobilité et du maintien d'une posture debout (figures 3.22 et 3.23).

En comparant les postures piétinement et marche, l'hypothèse de départ était que la posture marche aurait occasionné une plus grande augmentation du TOI que la posture piétinement. Cependant, les résultats ne confirment pas cette hypothèse. En effet, le TOI lors des deux postures mobiles a répondu similairement. Même qu'il semble y avoir une augmentation plus prononcée du TOI suite à une période de piétinement que suite à une période de marche, pour le tibial antérieur (figure 3.25). Tel que mentionné précédemment, il est possible que lors de la posture piétinement, les sujets aient exécuté un plus grand nombre de pas durant la minute de mobilité que lors de la posture marche. Il en aurait résulté une vitesse de mouvement plus grande pour la posture piétinement. Or, d'après Kügler, Strunk et Rudofsky (2001), une vitesse de marche plus rapide occasionne une activité musculaire plus élevée ce qui provoque un vidage veineux plus important et réduit la pression veineuse dans

la jambe (pompe musculaire plus efficace). Alors, une plus grande quantité de «nouveau sang» peut arriver et ainsi augmenter le TOI.

De plus, puisque le piétinement se fait majoritairement en soulevant et baissant les pieds de façon répétitive, sans réellement faire de pas avant, on peut penser que le tibial antérieur ait été davantage sollicité durant la posture piétinement puisqu'il s'agit d'un muscle responsable de la flexion dorsale du pied (Platzer, 2001). C'est pourquoi le TOI aurait davantage augmenté suite à une période de piétinement que suite à une période de marche au niveau du tibial antérieur.

La mesure du TOI s'est avérée une mesure intéressante dans la présente étude. D'ailleurs, cette mesure pourrait être utilisée dans d'autres contextes d'études en lien avec la posture debout et pourrait permettre d'élucider certains phénomènes. Par exemple, un point qui n'a pas été abordé dans la présente étude mais qui n'en demeure pas moins important est l'adaptation que les personnes travaillant debout développent face à cette posture de travail. En effet, une personne qui travaille majoritairement assis et qui doit être debout durant plusieurs heures ressentira davantage de malaises durant le maintien de cette posture, qu'une personne passant la majorité de son temps de travail debout. Il doit donc y avoir des phénomènes physiologiques supplémentaires qui se développent chez les personnes «habituées» mais aucune étude à ce sujet n'a été faite jusqu'à présent. Un moyen pour élucider ce phénomène serait d'utiliser la mesure du TOI afin de voir l'évolution de la réponse avec le temps. Peut-être qu'une moins grande accumulation de sang dans les membres inférieurs se produit chez les personnes adaptées à la posture debout comparativement aux autres. Il s'agit d'une problématique qui serait intéressante à élucider.

#### **4.2.5. Analyse du centre de pression (COP)**

D'après les résultats obtenus, l'analyse du déplacement de poids ne révèle aucune différence significative entre les trois conditions (figure 3.29). De plus, la posture statique semble avoir occasionné le moins de déplacements de poids latéraux. Ceci va à l'encontre de

l'hypothèse de départ voulant que la posture statique provoque davantage de balancement que les postures mobiles. Une raison possible est que les sujets ont été exposés à la posture statique 3 fois sur 7, lors de la première posture et 3 fois sur 7, lors de la deuxième posture. Une seule fois, cette posture a été expérimentée en dernier. Un accroissement du balancement avec le temps peut expliquer en partie ce résultat. D'ailleurs, d'après le tableau 3.4, pour la majorité des sujets, le plus grand nombre de déplacements de poids latéraux se fait lors de la dernière posture exposée.

À l'intérieur de 31 minutes, les déplacements de poids ne sont pas plus fréquents pour une même posture (figure 3.29). Une étude de Zhang, Drury et Wooley (1991) a pourtant démontré un effet du temps sur les déplacements de poids analysés par une plaque de force. Les balancements latéraux augmentaient durant la première heure d'exposition à une posture debout. Encore, une fois, en se fiant au tableau 3.4, c'est plutôt l'ordre des postures que les postures elles-mêmes qui influence le balancement latéral. Si le temps d'exposition avait été plus long, peut-être que les déplacements de poids auraient augmenté avec le temps.

La méthode de calcul des changements de poids peut aussi être la cause de la différence des résultats avec la littérature. La méthode n'a permis de calculer que les changements de poids représentant 10% de la distance maximale enregistrée lors du piétinement. Or, il est possible qu'un grand nombre de changement de poids n'ait pas été comptabilisé, ce qui aurait pu modifier les résultats obtenus.

#### **4.3. Inconfort vs paramètres physiologiques**

Dans la littérature, quelques études ont tenté de faire des liens entre mesures physiologiques (et biomécaniques) et mesures d'inconfort (Cham et Redfern, 2001; Hansen, Winkel et Jorgensen, 1998; Seo *et al.*, 1995; Winkel, 1981) sans parvenir à des résultats uniformes. Le désaccord provient probablement des conditions d'exposition qui ne sont pas les mêmes d'une étude à l'autre. Seo *et al.* (1995), sont les seuls à avoir exposé leurs sujets à

une posture debout contrôlée sans mouvement permis. Il en découle alors des expositions bien différentes pouvant avoir des incidences bien différentes au niveau physiologique. Par exemple, le simple fait qu'un sujet puisse se déplacer à sa guise dans un espace restreint active la pompe musculaire ce qui réduit l'accumulation de sang dans les membres inférieurs (Widmaier *et al.*, 2004). De là possiblement, le désaccord des résultats obtenus entre Seo *et al.* (1995) et Hansen, Winkel et Jorgensen (1998) quant à l'association entre l'enflure des membres inférieurs et l'inconfort. Hansen, Winkel et Jorgensen (1998) n'ont pas réussi à démontrer une corrélation entre l'enflure des membres inférieurs et l'inconfort tandis que Seo *et al.* (1995) oui. Néanmoins, l'enflure des jambes semble être corrélée avec l'inconfort puisque Seo *et al.* (1995), Winkel (1981), Winkel et Jorgensen (1986) ont trouvé cette association dans leur étude. D'ailleurs, la littérature sur l'effet d'une posture debout prolongée au niveau de la circulation sanguine des membres inférieurs coïncide avec ces résultats. Il est clairement établi que lors du maintien d'une posture debout, l'augmentation du sang dans les veines des membres inférieurs et l'augmentation de la pression veineuse mènent à une accumulation de liquide extracellulaire (Widmaier *et al.*, 2004). Dans la présente étude, l'enflure n'a pas été mesurée. Dans le protocole initial, une mesure de la circonférence du mollet avait été élaborée. Suite à une étude pilote, cette mesure a été éliminée en raison de sa faible fiabilité. Tout de même, la mesure du TOI peut être considérée comme une mesure indirecte de l'accumulation de sang dans les membres inférieurs. Bien que cette mesure ait donné des résultats concluants lors de l'analyse de l'effet des postures, elle ne s'est pas avérée être en corrélation avec l'inconfort. Si l'échantillon de sujets avait été plus grand, peut-être que les résultats auraient été différents. Aussi, il est possible que le TOI doit atteindre un certain plateau avant qu'il ne soit perçu comme inconfortable par les sujets. Ceci demanderait davantage d'investigations. Tout de même, une mesure plus précise d'œdème telle que l'impédance serait une mesure intéressante à effectuer dans de futures études portant sur le sujet.

Une autre mesure physiologique ayant été corrélée avec l'inconfort est la température cutanée. Cham et Redfern (2001) ont trouvé une corrélation entre les mesures d'inconfort et la température cutanée mais sans fournir d'explications sur les raisons possibles de cette association. Leurs résultats démontrent qu'une augmentation d'inconfort est associée avec

une augmentation de la température cutanée. Dans la présente étude aucune corrélation n'a pu être établie entre ces deux mesures. Si l'échantillon de sujets avait été plus grand et/ou que le temps d'exposition avait été plus long, peut-être que les résultats auraient été différents. De plus, il est possible que l'outil de mesure utilisé dans la présente étude soit en cause dans le désaccord entre les résultats. Cham et Redfern (2001) ont utilisé un thermomètre à infrarouge permettant une mesure sans contact. Ils mentionnent que les thermomètres de contact, tel que ceux utilisés dans la présente étude, peuvent modifier les mesures de température cutanée en raison de l'échange de chaleur se produisant entre la peau et les thermistors. Par contre, une étude récente par Roy, Boucher et Comtois (2006) a démontré qu'il n'y a pas de différence entre les mesures de température cutanée prises avec des thermistors ou des caméras infrarouges. De plus, l'échange de chaleur avec le thermistor causerait une erreur constante ayant tendance à sous-estimer la température à tous les endroits mesurés. Étant donné que dans la présente étude nous avons effectué un calcul de ratio par rapport à la température du coude nous éliminons cette erreur.

Néanmoins, la relation trouvée par Cham et Redfern (2001) entre température cutanée et inconfort ne s'accorde pas avec les hypothèses de recherche présentées ici. Lors d'une posture debout immobile, une diminution de la circulation sanguine se produit dans les membres inférieurs (Vissing, Secher et Victor, 1997). De ce fait, la température cutanée diminue puisque moins de sang circule au niveau de la peau et la perte de chaleur vers le milieu extérieur est alors réduite (Rowell, 1977). Une augmentation de la température cutanée est donc associée à une augmentation de la circulation sanguine et à une activité musculaire accrue. Or si cela est vrai, l'inconfort devrait diminuer, contrairement à ce que présentent Cham et Redfern (2001), puisque la pompe musculaire est plus efficace et moins de sang s'accumule dans les membres inférieurs. De plus, l'étude de Vézina *et al.* (2003) rapporte que les couturières étaient moins inconfortables au niveau des membres inférieurs avec un aménagement de poste permettant une plus grande mobilité. Ce constat sur l'étude de Cham et Redfern (2001) mène à un questionnaire supplémentaire sur les mécanismes impliqués dans l'inconfort ressenti lors de la posture debout prolongée. Il en est de même pour l'étude de Seo *et al.* (1995). Cette étude rapporte que lorsque les sujets marchaient continuellement durant deux heures, l'inconfort au niveau des membres inférieurs augmentait

durant l'exposition tandis que l'enflure diminuait, relation inverse de celle observée lors des expositions à la posture statique ou à exercice itératif. Il semble donc y avoir d'autres mécanismes en jeu, que ceux impliquant le système circulatoire. Ces auteurs proposent la fatigue musculaire, la compression articulaire et le stress mental comme étant des facteurs pouvant affecter l'inconfort. Ngomo *et al.* (sous presse) et Messing *et al.* (sous presse), constatent la même relation entre inconfort et posture et proposent que l'inconfort aux membres inférieurs lors de la posture debout soit aussi attribuable à d'autres mécanismes tel que la pression mécanique sur les tissus ou des blessures du tissu musculaire. Dans la présente étude, seuls des paramètres du système circulatoire ont été évalués.

Les mesures de fréquence cardiaque ne sont pas corrélées avec l'inconfort, mais l'analyse spectrale de la variabilité du rythme cardiaque aurait pu être corrélée avec l'inconfort. En effet, cette analyse spectrale peut donner un indice sur l'état de stress d'une personne (Hjortskov *et al.*, 2004). Par exemple, une étude de Karita *et al.* (2006) a démontré que des symptômes subjectifs rapportés par les participants étaient corrélés avec une diminution des HF. L'étude de Sleight et Henderson (1995) a aussi démontré une association entre le niveau d'anxiété et la baisse des HF. Cependant, ces derniers n'ont pas pu démontrer d'association entre la fréquence cardiaque et le niveau d'anxiété. La mesure de la VRC semble donc plus sensible aux variations d'états psychologiques que la fréquence cardiaque. Toutefois, nous ne savons pas si l'inconfort présent durant l'expérience a été un stimulus assez puissant pour occasionner un stress mental et donc influencer la VRC. Les résultats ne démontrent aucun effet des trois conditions expérimentales sur la VRC mais la grandeur de l'échantillon ne permet pas de conclure à une absence de lien entre la VRC et l'inconfort. D'autres investigations sont nécessaires.

À la lumière des résultats obtenus dans la présente étude et la littérature scientifique, il est évident que la posture debout prolongée occasionne de l'inconfort dans les membres inférieurs (entre autres Chester *et al.*, 2002; Messing *et al.*, 2004, sous presse; Messing et Kilbom 2001; Ryan *et al.*, 1989, Seo *et al.*, 1995). Cette posture occasionne des effets physiologiques qui ont pu être observés ici. Mais, les effets physiologiques dus à la posture debout prolongée varient énormément d'un individu à l'autre, d'une condition expérimentale

à l'autre et d'un outil de mesure à l'autre. De plus, il faut aussi penser qu'un effet physiologique peut contribuer à l'inconfort ressenti lors d'un maintien d'une posture debout et être reflété par un indicateur mesuré mais que cet indicateur ne soit pas associé directement à l'inconfort. Tout ceci fait en sorte que dans la connaissance actuelle de grands vides persistent quant à la physiologie de l'inconfort associée à la posture debout. Aussi, les études se sont concentrées davantage au niveau du système circulatoire mais certaines études portent à croire que des mécanismes d'autres natures, sont impliqués. Les mécanismes possibles devraient être testés en mesurant différents paramètres tels que des mesures de pressions mécaniques sur les tissus, tendons et cartilages des membres inférieurs, des analyses biochimiques du sang à différents endroits des membres inférieurs afin d'en voir la composition, des mesures de fatigue musculaire, etc. Il est fort probable que l'inconfort soit le fruit d'une combinaison de facteurs qui, pris un à un, n'ont pas d'effets visibles mais que, pris ensemble, gagnent toute leur signification. De plus, il est possible que différents types de postures debout occasionnent différents effets physiologiques qui soient impliqués de façon variable dans l'inconfort aux membres inférieurs. Par exemple, une posture debout statique sera inconfortable en raison de la pression mécanique exercée par tout le poids du corps sur les pieds. Une posture debout où une proportion importante de marche est présente pourrait être davantage inconfortable en raison d'une fatigue musculaire. Ceci doit aussi être pris en considération dans les études futures.

#### **4.4. Limites de l'étude**

Le peu de sujets ayant participé à l'étude est une des grandes faiblesses de ce projet. L'objectif initial était de recruter 15 personnes car d'après un calcul de puissance statistique, c'est ce nombre qui aurait été nécessaire. Cependant, suite à maintes tentatives pour tenter de recruter le plus de gens possible, l'objectif n'a pas été atteint.

Une autre limite provient de la méthode d'évaluation de l'inconfort. Il s'est avéré que de grandes variations intersujets ont été obtenues puisqu'aucune normalisation des données n'a pu être faite. Il aurait été préférable d'obtenir initialement des valeurs d'inconfort pour un

stimulus donné afin de normaliser, par la suite, les données lors de l'exposition aux postures. L'inconfort est une perception très personnelle et ceci doit être tenu en compte dans le type d'étude tentant de l'évaluer.

Certains résultats, tels que l'analyse du centre de pression, tendent à démontrer que la dernière posture exercée par les sujets avait plus d'influence que les postures elles-mêmes. Il aurait donc été préférable que les périodes de repos entre les postures aient été plus longues, voir que l'expérience s'étende sur différentes journées. Cependant, en ayant allongé le temps de visite au laboratoire ou en ayant séparé l'expérience sur plusieurs jours, il est probable qu'encore moins de sujets auraient voulu participer.

D'après les résultats, les deux types de postures mobiles ont donné des résultats semblables, possiblement en raison d'un manque de contrôle dans celles-ci. Tel que mentionné précédemment, la posture piétinement a compté possiblement plus de pas par période de mobilité que la marche. Il aurait été avantageux d'utiliser un podomètre afin d'obtenir le nombre exact de pas faits lors des périodes de mobilité. De cette façon, les expositions auraient été mieux définies. Aussi, il s'est avéré que la durée d'exposition aux trois postures à l'étude n'était probablement pas assez longue pour provoquer un inconfort suffisant. De là, peut-être, l'absence de corrélation entre les mesures physiologiques et l'inconfort observée dans la présente étude.

Les mesures utilisées dans la présente expérience ciblent davantage le système circulatoire. Les prochaines études sur le sujet devraient donc tenir compte des différents mécanismes possibles et non seulement le système circulatoire, afin de pouvoir dresser un portrait le plus complet possible.

## CONCLUSION

Le but de l'étude était d'évaluer l'effet d'une posture debout immobile et légèrement mobile en lien avec l'inconfort et par rapport à des paramètres physiologiques/biomécaniques au niveau des membres inférieurs. L'exposition des sujets aux trois conditions expérimentales durant 31 minutes (posture statique; posture statique durant 9 minutes et piétinement durant une minute, répété 3 fois; posture statique durant 9 minutes et marche durant une minute, répété 3 fois) a permis d'engendrer un inconfort dans les membres inférieurs. La posture statique s'est avérée la plus inconfortable tandis qu'aucune différence n'a été observée entre les deux postures mobiles. Parmi les mesures physiologiques et biomécaniques étudiées, seul le TOI a été influencé par les trois conditions expérimentales. Les mesures de température cutanée et de fréquence cardiaque ont, quant à elles, été modifiées par la posture statique. Aucun lien n'a pu être établi entre les mesures physiologiques et l'inconfort. Toutefois, il est difficile de tirer des conclusions à partir des résultats obtenus puisque la taille de l'échantillon était petite.

Cette étude a permis de formuler l'hypothèse que la présence d'inconfort lors de la posture debout prolongée met en jeu différents mécanismes physiologiques. Les futures études portant sur le sujet devraient intégrer diverses mesures permettant d'éclaircir l'implication des différents mécanismes en jeu. La mesure du TOI semble être une mesure intéressante puisqu'il s'agit de la seule qui ait répondu aux trois conditions expérimentales. Aussi, l'œdème sous-cutané n'a pas été étudié alors qu'il s'agit d'une mesure ayant été corrélée avec l'inconfort dans certaines études. L'œdème pourrait être évalué par impédance. Aux mesures de TOI et d'impédance, devraient être ajoutés différents paramètres tels que des mesures de pressions mécaniques sur les tissus, tendons et cartilages des membres inférieurs, des analyses biochimiques du sang à différents endroits des membres inférieurs afin d'en voir la composition (pour voir la présence d'indicateurs d'une réaction inflammatoire par

exemple, ou la présence de substances impliquées dans la réponse nociceptive), des mesures de fatigue musculaire, etc. Une étude future sur le même sujet devrait aussi exposer les sujets à des postures davantage différentes entre elles. Par exemple, les sujets pourraient être exposés à une posture statique, comme dans la présente étude, mais en revanche, être exposés à une posture debout avec marche continue. De cette façon, les sujets seraient exposés à deux conditions expérimentales.

Beaucoup de travaux sont encore nécessaires afin de trouver les causes physiologiques de l'inconfort lors de la posture debout prolongée. Une fois que certaines réponses auront été obtenues, il serait intéressant de valider les connaissances dans de vrais milieux de travail. C'est à ce niveau que doivent être élucidées les causes de l'inconfort afin de pouvoir améliorer les conditions de travail des personnes se trouvant dans des emplois où la posture debout prolongée est requise.

## ANNEXE A

### QUESTIONNAIRE

#### Quantification de l'inconfort au niveau des membres inférieurs

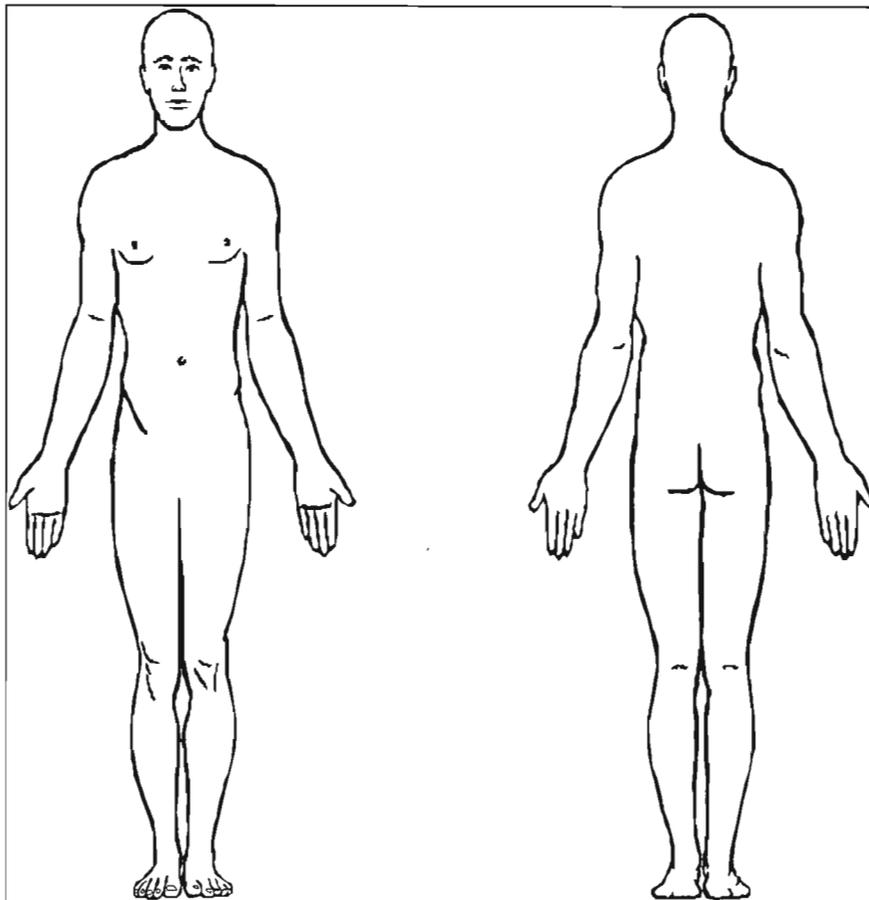
Une variété de termes peut être utilisée pour décrire les sensations physiques associées à l'inconfort. Alors, il est à considérer que l'inconfort physique peut inclure une ou plusieurs des sensations suivantes : douleur, engourdissement, raideur, picotement, tension, fatigue, sensibilité, chaleur, tremblement, avoir mal, sensation de brûlure, crampe, rigidité, enfllement (œdème), faiblesse.

Veillez, s'il vous plaît, répondre aux trois questions suivantes :

1. Quel est votre niveau d'inconfort physique **dans l'ensemble** du membre inférieur ? (0 = aucun inconfort ; 10 = inconfort insupportable)



2. Si vous ressentez un inconfort ( $>0$ ), veuillez indiquer à quel(s) endroits du membre, vous le ressentez (**numérotez les endroits si plus d'un**)



**3. Indiquez le niveau d'inconfort physique pour chaque endroit du corps où vous ressentez de l'inconfort :**

# : _____	_____	_____
	0	10
# : _____	_____	_____
	0	10
# : _____	_____	_____
	0	10
# : _____	_____	_____
	0	10
# : _____	_____	_____
	0	10
# : _____	_____	_____
	0	10
# : _____	_____	_____
	0	10
	aucun inconfort	inconfort insupportable

## RÉFÉRENCES

- Agache, P. 2000. *Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanées*. Cachan : Éditions Médicales Internationales. 706 p.
- Allaert, F.A., Cazaubon, M., Causse, C., Lecomte, Y., Urbinelli, R. 2005. «Venous disease and ergonomics of female employment». *Int Angiol* 24: 265-271.
- Ashberg, E. 2000. «Dimension of fatigue in different working populations». *Scandinavian Journal of Psychology* 41: 231-241.
- Astrand, P.-O., Rodahl, H., Dahl, H.A., Stomme, S.B. 2003. *Textbook of work physiology: Physiological bases of exercise*, 4<sup>th</sup> ed. Windsor: Human Kinetics. 649 p.
- Bacon, S.L., Watkins, L.L., Babyak, M., Sherwood, A., Hayano, J., Hinderliter, A.L., Waugh, R., Blumenthal, J.A. 2004. «Effects of daily stress on autonomic cardiac control in patients with coronary artery disease». *Am J Cardiol* 93(10): 1292-1294.
- Badra, L.J., Cooke, W.H., Hoag, J.B., Crossman, A.A., Kuusela, T., Tahvanainen, K.U.O., Eckberg, D.L. 2001. «Respiratory modulation of human autonomic rhythms». *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 280: H2674-H2688.
- Basmajian, J.V. 1977. *Anatomie*, 7<sup>e</sup> éd. Trad. de l'anglais par F. et R.H. Polge-d'Autheville. Paris : Maloine S.A. 461 p.
- Basmajian, J.V. 1979. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*, 4<sup>th</sup> ed. Baltimore: The William & Wilkins Company. 495 p.
- Basmajian, J.V., DeLucas C.J. 1985. *Muscles Alive*, 5<sup>th</sup> ed. Baltimore: The Williams & Wilkins Company.

- Bernardi, L., Radaelli, A., Solda, P.L., Coats, A.J.S., Reeder, M., Calciati, A., Garrard, C.S., Sleight, P. 1996. «Autonomic control of skin microvessels: assessment by power spectrum of photoplethysmographic waves». *Clinical Science* 90: 345-355.
- Bloomfield, D.M., Kaufman, E.S., Bigger, J.T., Fleiss, J., Rolnitzky, L., Steinman, R. 1997. «Passive head-up tilt and actively standing up produce similar overall changes in autonomic balance». *Am Heart J* 134: 316-320.
- Borg, G. 1998. *Borg's perceived exertion and pain scale*. New York: Human Kinetics. 120 p.
- Boushel, R., Piantadosi, C.S. 2000. «Near-infrared spectroscopy for monitoring muscle oxygenation». *Acta Physiol Scand* 168: 615-622.
- Boushel, R., Langberg, H., Olesen, J., Gonzales-Alanzo, J., Bülow, J., Kjaer, M. 2001. «Monitoring tissue oxygen availability with near infrared spectroscopy (NIRS) in health and disease». *Scand J Med Sci Sports* 11: 213-222.
- Breit, G.A., Watenpaugh, D.E., Ballard, R.E., Hargens, A.R. 1993. «Acute cutaneous microvascular flow responses to whole-body tilting in humans». *Microvascular research* 46: 351-358.
- Buckle, P.W., Stubbs, D.A., Baty, D. 1986. «Musculoskeletal disorders (and discomfort) and associated work factors». In: Crolett N, Wilson J, Manenica I (Eds). *The Ergonomics of Working Posture: Models, Methods and Cases*. London : Taylor & Francis. pp 19-30.
- Cameron, J.A. 1996. «Assessing work-related body-part discomfort: Current strategies and behaviourally oriented assessment tool». *International Journal of Industrial Ergonomics* 18: 389-398.
- Cham, R., Redfern, M.S. 2001. «Effect of flooring on standing comfort and fatigue». *Human Factors* 43(3): 381-391.
- Chester MR, Rys MJ, Konz SA. 2002. «Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing and sit/standing». *Int J Ind Ergon* 29: 289-296.

- Cooke, W.H., Hoag, J.B., Crossman, A.A., Kuusela, T.A., Tahvanainen, K.U.O., Eckberg, D.L. 1999. «Human responses to upright tilt: a window on central autonomic integration». *J Physiol* 517: 617-628.
- Croteau, A., Marcoux, S., Brisson, C. 2006. «Work activity in pregnancy, preventive measures and the risk of delivering a small-for-gestational-age infant». *Am J Public Health* 96(5) :846-855.
- Eckberg, D.L. 2003. «The human respiratory gate». *J Physiol* 548(2): 339-352.
- Eckberg, D.L., Orshan, C.R. 1977. «Respiratory and baroreceptor reflex interactions in man». *The Journal of Clinical Investigation* 59: 780-785.
- Eckert, R., Randall, D., Burggren, W., French, K. 1999. *Physiologie animale: Mécanismes et adaptations*. Traduction de la 4<sup>e</sup> édition américaine. Paris, Bruxelles : De Boeck Université. 822 p.
- Edwards, R.H.T. 1988. «Hypotheses of peripheral and central mechanisms underlying occupational muscle pain and injury». *Eur J Appl Physiol* 57: 275-281.
- Floras, J.S., Butler, G.C., Ando, S.I., Brooks, S.C., Pollard, M.J., Picton, P. 2001. «Differential sympathetic nerve and heart rate spectral effects of nonhypotensive lower body negative pressure». *Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol* 281: R468-R475.
- Fortier, I., Marcoux, S., Brisson, J. 1995. «Maternal work during pregnancy and the risks of delivering a small-for-gestational-age or preterm infant». *Scandinavian Journal of Work and Environmental Health* 21: 412-418.
- Hansen, L., Winkel, J., Jorgensen, K. 1998. «Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions». *Appl Ergon* 29(3): 217-224.
- Hellebrandt, F.A. 1940. «Physiology and the physical educator». *Research Quarterly* 11: 12-29.

- Hjortskov, N., Rissén, D., Blangsted, A.K., Fallentin, N., Lundberg, U., Sogaard, K. 2004. «The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work». *Eur J Appl Physiol* 92: 84-89.
- Hoogendoorn, W., van Poppel, M.N.M., Bongers, P.M., Koes, B.W., Bouter, L.M. 1999. «Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain». *Scand J Work Environ Health* 25: 387-403.
- Jacob, G., Ertl, A.C., Shannon, J.R., Furlan, R., Robertson, R.M., Robertson, D. 1998. «Effect of standing on neurohumoral responses and plasma volume in healthy subjects». *Journal of Applied Physiology* 84(3):914-921.
- Jepsen, H., Gaetgens, P. 1995. «Postural vascular response vs. sympathetic vasoconstriction in human skin during orthostasis». *Am J Physiol* 269 (1 Pt 2): H53-61.
- Karita, K., Nakao, M., Nishikitani, M., Nomura, K., Yano, E. 2006. «Autonomic nervous activity changes in relation to the reporting of subjective symptoms among male workers in an information service company». *Int Arch Occup Environ Health* 79: 441-444.
- Krause, N., Lynch, J.W., Kaplan, G.A., Cohen, R.D., Salonen, R., Salonen, J.T. 2000. «Standing at work and progression of carotid atherosclerosis». *Scand J Work Environ Health*. 26:227-236.
- Krijnen, R.M., de Boer, E.M., Ader, H.J., Bruynzeel, D.P. 1997. «Venous insufficiency in male workers with a standing profession». Part 1: epidemiology. *Dermatology*194:111-120.
- Krijnen, R.M.A. 1997. «Epidemiology of venous disorders in the general and occupational populations». *Epidemiol Rev* 19 (2): 294-309.
- Kügler, C., Strunk, M., Rudofsky, G. 2000. «Venous pressure dynamics of the healthy human leg: role of muscle activity, joint mobility and anthropometric factors». *Journal of vascular research* 38: 20-29.

- Laperrière, E., Ngomo, S., Thibault, M.C., Messing, K. 2006. «Indicators for choosing an optimal mix of major working postures». *Applied Ergonomics* 37: 349-357.
- Lavoie, K.L., Fleet, R.P., Laurin, C., Arsenault, A., Miller, S.B., Bacon, S.L. 2004. «Heart rate variability in coronary artery disease patients with and without panic disorder». *Psychiatry Research* 128: 289-299.
- Ludvall, J., Bjerkhoel, P., Quittenbaum, S., Lindgren, P. 1996. «Rapid plasma volume decline upon quiet standing reflects large filtration capacity in dependent limb». *Acta Physiol Scand* 158: 161-167.
- Luttgens, K., Deutsch, H., Hamilton, N. 1992. *Kinesiology: Scientific basis of human motion*, 8<sup>th</sup> ed. Dubuque: Wm. C. Brown Communication. 686 p.
- Madeleine, P., Voigt, M., Arendt-Nielsen, L. 1998. «Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces». *Eur J Appl Physiol* 77: 1-9.
- Man, I.O.W., Gliver, K., Nixon, P., Poyon, R., Terre, R., Morrissey, M.C. 2004. «Effect of body position on foot and ankle volume in healthy subjects». *Clin Physiol Funct Imaging* 24: 323-326.
- Matzen, S., Perko, G., Groth, S., Friedman, D.B., Secher, N.H. 1991. «Blood volume distribution during head-up tilt induced central hypovolemia in man». *Clinical Physiology* 11: 411-422.
- McCarty, R., Atkinson, M., Tiller, W.A., Rein, G., Watkins, A.D. 1995. «The effects of emotion on short-term power spectrum analysis of heart rate variability». *Am J Cardiol* 76:1089-1093.
- Messing, K., Kilbom, A. 2001. «Standing and very slow walking: foot pain-pressure threshold, subjective pain experience and work activity». *Applied Ergonomics* 32: 81-90.
- Messing, K., Randoin, M., Tissot, F., Rail, G., Fortin, S. 2004. «La souffrance inutile: la posture debout statique dans les emplois de service». *Travail, Genre et Sociétés* 12 : 77-104.

- Messing, K., Fortin, S., Rail, G., Randoin, M. 2005. «Standing still: Why North American workers are not insisting on seats despite known health benefits». *International Journal of Health Services* 35 (4): 745-763.
- Messing, K., Tissot, F., Stock, S. sous presse. «Distal lower-extremity pain and work postures in the Quebec population». *American Journal of Public Health*.
- Ngomo, S., Messing, K., Perreault, H., Comtois, A. sous presse. «Orthostatic symptoms, blood pressure and working postures of factory and service workers over an observed work day». *Applied Ergonomics*.
- Olsen, H., Vernersson, E., Länne, T. 2000. «Cardiovascular response to acute hypovolemia in relation to age. Implications for orthostasis and haemorrhage». *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 278: 222-232.
- Orlando, A.R., King, P.M. 2004. «Relationship of demographic variables on perception of fatigue and discomfort following prolonged standing under various flooring conditions». *Journal of Occupational Rehabilitation* 14(1): 63-76.
- Platzer, W. 2001. *Atlas de poche d'anatomie. 1-Appareil locomoteur*, 3e édition. Paris : Medecine-Sciences Flammarion. 461 p.
- Pollack, A.A., Wood, E.H. 1949. «Venous pressure in the saphenous vein at the ankle in man during exercise and change in posture». *J Appl Physiol* 1: 649-662.
- Pomeranz, B., Macaulay, R.J.B., Caudill, M.A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., Kilborn, K.M., Barger, A.C., Shannon, D.C., Cohen, R.J., Benson, H. 1985. «Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis». *Am J Physiol* 248: H151-H153.
- Redfern, M.S. 1995. «Influence of flooring on standing fatigue». *Human Factor* 37 (3): 570-581.
- Redfern, M.S., Cham R. 2000. «The influence of flooring on standing comfort and fatigue». *AIHAJ* 61: 700-708.

- Rowell, L.B. 1986. *Human circulation: Regulation during physical stress*. New York: Oxford University Press.
- Rowell, L.B. 1977. «Reflex control of the cutaneous vasculature». *The Journal of Investigative dermatology* 69:154-166.
- Roy, R., Boucher, J.P., Comtois, A.S. 2006. «Validity of infrared thermal measurements of segmental paraspinal skin surface temperature». *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 29(2): 150-155.
- Ryan, G.A. 1989. «The prevalence of musculoskeletal symptoms in supermarket workers». *Ergonomics* 32 (4): 359-371.
- Rys, M., Konz, S. 1994. «Standing». *Ergonomics* 37(4): 677-687.
- Scherrer, B. 1984. *Biostatistique*. Montréal: Gaëtan Morin Éditeur. 850 p.
- Sejersted, O.M., Westgaard, R.H. 1988. «Occupational muscle pain and injury: scientific challenge». *Eur J Appl Physiol* 57: 271-274.
- Self, D.D., White, C.D., Shaffstall, R.M., Mtinangi, B.L., Jennifer, M., Croft, B., Hainsworth, R. 1996. «Differences between syncope resulting from rapid onset acceleration and orthostatic stress». *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 67: 547-554.
- Seo, A., Kakehashi, M., Uda, S., Tsuru, S., Yoshinaga, F. 1995. «Bioelectrical impedance measuring method for standing load evaluation». *J Occup Health* 37: 83-87.
- Seo, A., Kakehashi, M., Tsuru, S., Yoshinaga, F. 1996. «Leg swelling during continuous standing and sitting work without restricting leg movement». *J Occup Health* 38: 186-189.
- Shiotani, I., Sato, H., Sato, H., Yokomaya, H., Ohnishi, Y., Hishida, E., Kinjo, K., Nakatani, D., Kuzuya, T., Hori, M. 2002. «Muscle pump-dependant self-perfusion mechanism in legs in normal subjects and patients with heart failure». *J Appl Physiol* 92:1647-1654.

- Siebert, J., Drabik, P., Lango, R., Szyndler, K. 2004. «Stroke volume variability and heart rate power spectrum in relation to posture changes in healthy subjects». *Med Sci Monit* 10(2): MT31-37.
- Sleigh, J.W., Henderson, J.D. 1995. «Heart-variability and preoperative anxiety». *Acta Anaesthesiol Scand* 39: 1059-1061.
- Smit, A.A.J., Halliwill, J.R., Low, P.A., Wieling, W. 1999. «Pathophysiological basis of orthostatic hypotension in autonomic failure». *Journal of Physiology* 519 (1): 1-10.
- Smith, J.J., Bush, J.E., Wiedmeir, V.T., Tristani, F.E. 1970. «Application of impedance cardiography to the study of postural stress in the human». *J Appl Physiol* 29: 133-137.
- Smith, J.J., Porth C.J.M. 1991. «Posture and the circulation: the age effect». *Experimental Gerontology* 26: 141-162.
- Smith, J.J., Porth, C.M., Erickson, M. 1994. «Hemodynamic response to upright posture». *Journal of clinical pharmacology* 34:375-386.
- Strauss, H.M. 2003. «Heart rate variability». *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 285: R927-R931.
- Sztajzel, J. 2004. «Heart rate variability: a non-invasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system». *Swiss Med Weekly* 134: 514-522.
- Task force of the European Society of Cardiology, North American Society of Pacing and Electrophysiology. 1996. «Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use». *Circulation* 93: 1043-1065.
- Tissot, F., Messing, K., Stock, S. 2005. «Standing, sitting and associated working conditions in the Quebec population in 1998». *Ergonomics* 48(3): 249-269.
- Tomei, F., Baccolo, T.P., Tomao, E., Palmi, S., Rosati, M.V. 1999. «Chronic venous disorders and occupation». *Am J Ind Med* 36: 653-665.

- Tüchsen, F., Krause, N., Hannerz, H., Burr, H., Kristensen, T.S. 2000. «Standing at work and varicose veins». *Scand J Work Environ Health* 26(5): 414-420.
- Tüchsen, F., Hannerz, H., Burr, H., Krause, N. 2005. «Prolonged standing at work and hospitalization due to varicose veins: A 12-year prospective study of the Danish population». *Occup Environ Med* 62:847-850.
- Van Lieshout, J.J., Pott, F., Madsen, P.L., van Goudoever, J., Secher, N.H. 2001. «Muscle tensing during standing: effect on cerebral tissue oxygenation and cerebral artery blood velocity». *Stroke* 32:1546-1551.
- Vézina, N., Lajoie, A. 1996. «Le siège assis-debout : une solution de rechange à la posture debout statique». *Objectif Prévention* 19(4): 38-41.
- Vézina, N., Stock, S.R., Simard, M. et al. 2003. «Problèmes musculo-squelettiques et organisation modulaire du travail dans une usine de fabrication de bottes – phase 2: Étude de l'implantation des recommandations». Institut Robert-Sauvé de recherche en santé et en sécurité du travail. Série Études et recherches, R-345. 125p.
- Vissing, S.F., Secher, N.H., Victor, R.G. 1997. «Mechanisms of cutaneous vasoconstriction during upright posture». *Acta Physiol Scand* 159: 131-138.
- Whitstand, R.S., Adams, L.P., van Geems, B.A., Bridger, R.S. 1995. «Postural adaptations to workbench modifications in standing workers». *Ergonomics* 38(12): 2485-2503.
- Widmaier, E.P., Raff, H., Strang, K.T. 2004. Vander, Sherman, *Luciano's Human physiology: the mechanisms of body function*, 9<sup>th</sup> ed. New York: McGraw-Hill. 825p.
- Winkel, J. 1981. «Swelling of the lower leg in sedentary work – a pilot study». *J Human Ergol* 10: 139-149.
- Winkel, J., Jorgensen, K. 1986. «Evaluation of foot swelling and lower-limb temperature in relation to leg activity during long-term seated office work». *Ergonomics* 29(2): 313-328.

Wood, J.E. 1965. *The veins, normal and abnormal function*. Boston: Little Brown.

Zander, J.E., King, P.M., Ezenwa, B.N. 2004. «Influence of flooring conditions on lower leg volume following prolonged standing». *Int J Ind Ergon* 34: 279-288.

Zhang, L., Drury, C.G., Woolley, S.M. 1991. «Constrained standing: evaluating the foot/floor interface». *Ergonomics* 34(2): 175-192.