

UNIVERSITE DU QUEBEC A MONTREAL

ÉVALUATION DES PARAMETRES BIOMECANIQUES QUI DIFFERENCIENT
LES MANUTENTIONNAIRES EXPERTS ET NOVICES
DURANT UN TRANSFERT DE CAISSES

MEMOIRE
PRESENTE
COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAITRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR
SOPHIE BELLEFEUILLE

DECEMBRE 2009

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

Service des bibliothèques

Avertissement

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

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail (IRSST) pour la bourse qu'ils m'ont accordée. Celle-ci m'a permis de me concentrer sur ce projet sans me préoccuper de l'aspect financier.

J'aimerais aussi remercier les membres de mon comité d'évaluation : Alain Delisle, professeur à l'Université de Sherbrooke et André Plamondon, professeur associé de l'Université du Québec à Montréal et chercheur à l'IRSST pour leurs commentaires et judicieux conseils.

Un merci particulier à Denis Marchand, directeur de ce projet de maîtrise pour sa patience, sa compréhension ainsi que ses commentaires et suggestions.

Je tiens à souligner l'aide d'Erik Peña Salazar, assistant de recherche à l'IRSST, qu'il m'a apporté tout au long de la collecte de données et le traitement de celle-ci.

J'aimerais aussi remercier ma famille et mes amis qui m'ont encouragée et soutenue tout au long de ces deux années.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	vii
LISTE DES TABLEAUX.....	ix
RÉSUMÉ.....	xi
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I	
REVUE DE LITTÉRATURE.....	3
1.1 Introduction.....	3
1.2 Paramètres biomécaniques.....	6
1.2.1 Moments nets L5-S1.....	6
1.2.2 Asymétrie.....	7
1.2.3 Travail mécanique.....	8
1.2.4 Fatigue.....	8
1.2.5 Coordination motrice.....	11
1.3 Paramètres de manutention.....	12
1.3.1 Capacités physiques.....	12
1.3.2 Caractéristiques de la caisse.....	13
1.3.3 Prise et inclinaison.....	14
1.3.4 Déplacement des pieds.....	14
1.3.5 Fréquence de manutention.....	15
1.3.6 Distance horizontale et verticale.....	16
1.3.7 Surface de travail.....	17

1.4 Techniques de manutention.....	18
1.5 Différences entre novices et experts	19
1.6 Guides déterminants la charge maximale	22
1.7 Formation.....	24
1.8 Objectifs et hypothèses de recherche	24
CHAPITRE II	
MÉTHODOLOGIE.....	26
2.1 Sujets.....	26
2.2 Déroulement général de l'étude	27
2.3 Systèmes de mesure	28
2.3.1 Électromyographie de surface.....	28
2.3.2 Capteurs de force.....	29
2.3.3 Systèmes photogrammétriques.....	29
2.4 Séance 1	31
2.4.1 Caractéristiques anthropométriques et capacités physiques	31
2.4.2 Familiarisation aux procédures expérimentales.....	34
2.5 Séance 2	35
2.5.1 Instrumentation du sujet.....	36
2.5.2 Procédures expérimentales.....	36
2.6 Séance 3	39
2.7 Traitement des données.....	39
2.7.1 Modèle biomécanique 3D	39

2.7.2 Électromyographie	39
2.7.3 Description des variables	40
2.8 Analyses statistiques	42
CHAPITRE III	
RÉSULTATS	43
3.1 Capacités physiques	43
3.2 Fatigue générale et spécifique au dos.....	44
3.2.1 Échelle de Borg et fréquence cardiaque.....	45
3.2.2 Électromyographie	46
3.3 Données biomécaniques.....	48
3.3.1 Effets principaux	51
3.3.2 Interactions doubles	60
3.3.3 Interactions triples.....	69
CHAPITRE IV	
DISCUSSION	71
4.1 Évaluation de la capacité physique	71
4.2 Influence de la fatigue.....	72
4.3 Le comportement des variables associées à la manutention	74
4.3.1 Lors de la prise.....	75
4.3.2 Pendant le transport.....	80
4.3.3 Lors du dépôt.....	82
4.4 Les limitations de l'étude.....	85

CONCLUSION	87
BIBLIOGRAPHIE	88
APPENDICE A FORMULAIRE DE CONSENTEMENT À LA RECHERCHE	100
APPENDICE B QUESTIONNAIRE SUR LE PARCOURS PROFESSIONNEL	105
APPENDICE C RÉSUMÉ DE LA SANTÉ MUSCULO-SQUELETTIQUE DES SUJETS	106
APPENDICE D LES REPÈRES ANATOMIQUES NUMÉRISÉS.....	109

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1. L'application répétée d'une charge peut, avec le temps, endommager les tissus, tirée de Chaffin et al. (1999).	5
Figure 2.1 Exemple de l'appareillage du sujet.....	30
Figure 2.2 Test général de force musculaire isométrique maximale de levage.	32
Figure 2.3 Test de force maximale du tronc.	33
Figure 2.4 Disposition de l'expérimentation lors de la séance de familiarisation (séance 1).	34
Figure 2.5 Test de contraction sous-maximal des muscles du dos.	37
Figure 2.6 Disposition de l'expérimentation lors de la séance 2.	38
Figure 2.7 Identification des caisses dans la palette.	41
Figure 3.1 Moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p<0.05$).....	62
Figure 3.2 Angle de flexion du genou gauche lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p<0.05$).....	62
Figure 3.3 Angle de flexion du genou droit lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p<0.05$).....	62
Figure 3.4 Angle de flexion du tronc lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p<0.05$).....	62

Figure 3.5 Angle de rotation lombaire lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$).....	63
Figure 3.6 Moment asymétrique maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)	63
Figure 3.7 Moment asymétrique maximal à la prise en fonction de la localisation horizontale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)	63
Figure 3.8 Déplacement vertical négatif de la caisse pendant la phase de transport en fonction de la localisation verticale de la caisse à la prise chez les experts et les novices.....	65
Figure 3.9 Déplacement vertical positif de la caisse pendant la phase de transport en fonction de la localisation verticale de la caisse à la prise chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$).....	65
Figure 3.10 Déplacement vertical positif de la caisse pendant la phase de transport en fonction de la localisation horizontale de la caisse à la prise chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$).....	65
Figure 3.11 Angle de flexion latérale lombaire lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$).....	67
Figure 3.12 Vitesse angulaire de flexion de la région lombaire lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction du groupe pour la cadence. (* $p < 0.05$)	67
Figure 3.13 Moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation verticale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)	67
Figure 3.14 Angle de flexion du tronc lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation verticale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$).....	67
Figure 3.15 Angle de flexion du genou gauche lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation horizontale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)	68

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Caractéristiques anthropométriques moyennes (et écarts-types) des 15 sujets experts et 15 sujets novices sélectionnés	27
Tableau 3.1 Capacités physiques moyennes (et écart-type) des deux groupes.....	44
Tableau 3.2 Fréquence de manutention moyenne (écart-type) et les probabilités statistiques obtenues.....	44
Tableau 3.3 Résultats des données de fatigue et d'intensité d'effort moyennes (écart-type) selon l'échelle de Borg (ψ) et de la fréquence cardiaque moyenne (écart-type) pour les experts et les novices ainsi que le niveau de différence entre les deux groupes	45
Tableau 3.4 Moyenne de l'amplitude et de la fréquence médiane et probabilités statistiques obtenues pour les variables électromyographiques	47
Tableau 3.5 Probabilités statistiques associées aux moments résultants et asymétriques maximaux (Nm) à la prise et au dépôt	49
Tableau 3.6 Probabilités statistiques obtenues pour les variables cinématiques lorsque le moment est maximal à la prise.....	49
Tableau 3.7 Probabilités statistiques obtenues pour les variables cinématiques lorsque le moment est maximal au dépôt.....	50
Tableau 3.8 Probabilités statistiques obtenues pour les durées des différentes phases de manutention	50
Tableau 3.9 Probabilités statistiques obtenues selon la distance parcourue par les caisses.....	50
Tableau 3.10 Moyenne (écart-type) des moments en L5/S1 selon les effets principaux	52

Tableau 3.11 Moyenne (écart-type) des paramètres biomécaniques lors du moment résultant maximal à la prise sur les effets principaux	54
Tableau 3.12 Moyenne (écart-type) des paramètres biomécaniques lors du moment résultant maximal au dépôt sur les effets principaux	56
Tableau 3.13 Durée moyenne (écart-type) des différentes phases de manutention sur les effets principaux	57
Tableau 3.14 Moyenne (écart-type) des déplacements de la caisse selon les différents effets principaux.....	58
Tableau 3.15 Localisation verticale de dépôt de la caisse en fonction de la localisation verticale à la prise de celle-ci	59
Tableau A1 Résumé de la santé musculo-squelettique des sujets dans les 12 derniers mois	107
Tableau A2 Résumé de la santé musculo-squelettique des sujets au cours de leur vie	108
Tableau A3 Numérisation des repères anatomiques	109

RÉSUMÉ

Selon le National Research Council (2001), 30% des blessures professionnelles seraient situées au niveau du dos. Au Québec, les travailleurs les plus touchés par ces affectations sont les manutentionnaires (Allaire *et al.* 2007). De nombreuses études ont permis d'observer différentes techniques de manutention utilisées. La comparaison entre des travailleurs expérimentés et des débutants permettrait d'établir des principes de manutention sécuritaires basés sur les techniques des travailleurs.

L'hypothèse de cette recherche est que les modes opératoires utilisés par les experts seront plus sécuritaires et plus performants que ceux des novices lors d'une tâche de palettisation.

Quinze sujets experts et 15 novices ont participé à cette expérimentation. Des tests de capacité physique ont été fait lors de la première séance. Lors d'une deuxième séance, les sujets devaient faire cinq allers-retours de 24 caisses de 15 kg, deux à cadence libre et trois à cadence imposée de 9 caisses/min. Avant et immédiatement après chacune des cadences, ils devaient faire un test de contraction musculaire sous maximal des muscles du dos pour documenter l'état de fatigue de ces muscles.

Il n'y a pas eu de différences au niveau des tests de capacité physique à l'exception du VO₂max. Les moments résultants maximaux et asymétriques sont semblables pour les deux groupes. La différence majeure se situe au niveau de la posture, plus particulièrement du tronc et de la région lombaire. Les experts sont généralement plus droits que les novices, à la prise comme au dépôt. Les experts tiennent aussi la caisse plus près de L5/S1 que les novices. Les temps de manutention pré et post transport sont réduits avec une augmentation de la fréquence. L'analyse des déplacements des caisses est aussi intéressante. En effet, les experts soulèvent celle-ci en moyenne 3 cm de moins que les novices. Cet effort supplémentaire chez les novices pourrait à long terme amené à des blessures d'usure. Les résultats laissent planer des hypothèses sur la manière dont les caisses sont déposées. Les experts semblent incliner les caisses lors du dépôt ou encore les lâcher plus haut que les novices. Ces hypothèses restent par contre à être confirmées.

Mots clés : Manutention, Palettisation, Expert / Novice, Fatigue, Technique

INTRODUCTION

Dans certains milieux de travail, les blessures professionnelles, causées par un accident ou par efforts répétitifs, sont fréquentes. Selon le National Research Council (2001), 30% de ces blessures seraient situées au niveau du dos. Au Québec, les travailleurs les plus touchés par ces affectations sont les manutentionnaires (Allaire *et al.* 2007). De nombreuses études ont permis d'observer différentes techniques de manutention utilisées, d'évaluer l'impact de plusieurs variables, sans toutefois nécessairement établir des relations entre ces variables. La comparaison entre des travailleurs expérimentés et des débutants a permis d'établir que des différences existaient entre ces deux groupes. La recherche dans ce milieu doit se poursuivre afin de limiter le nombre de blessures en améliorant notre connaissance sur divers aspects de la manutention.

Cette étude portera sur l'évaluation des paramètres biomécaniques qui différencient les manutentionnaires experts et novices durant un transfert de caisses. L'idée de la comparaison entre experts et novices est que certaines personnes ont réussi au cours des années à pratiquer ce métier sans développer de blessures graves ni fréquentes alors que plusieurs travailleurs dans ce domaine se blessent régulièrement (Allaire *et al.* 2007). Certaines études ont démontrés que les experts utilisent différentes techniques et les plus récentes parlent plutôt de stratégies. Plusieurs études imposent des limitations au niveau de la technique utilisée, soit la position du corps ou encore le mouvement des pieds qui sont souvent la conséquence d'une restriction imposée par le type d'appareil de mesure utilisé (Gagnon 2003, Authier *et al.* 1995). Cette étude n'imposera aucune restriction de technique ou de stratégie, ce qui la distingue des autres. De plus, la palettisation est une tâche fréquemment utilisée dans le milieu

et peu étudiée dans le milieu de la recherche. Une des raisons qui pourrait justifier ce manque est la quantité impressionnante de données à analyser, de par le nombre de boîtes et les nombreuses variables existantes, principalement lorsque les sujets sont libres de travailler comme ils le font dans leur milieu habituel. Un autre facteur inclus dans cette étude qui n'est pas fréquemment étudié est l'impact de la fatigue sur les stratégies utilisées par les travailleurs.

Cette étude est essentielle car elle permet la comparaison des travailleurs experts et novices dans l'une des tâches les moins étudiées, la palettisation, tout en permettant une technique de manutention libre. La fatigue est incorporée dans ce projet en augmentant la fréquence de manutention, ce qui est réaliste puisque la productivité dans les entreprises est importante afin de faire des profits économiques. Les résultats de cette recherche devraient permettre d'établir des différences entre les deux groupes sur diverses variables biomécaniques et de suggérer des stratégies à utiliser afin de réduire les risques de blessures dans les tâches de palettisation.

CHAPITRE I

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Introduction

De nos jours, la santé et la sécurité au travail demeure toujours un sujet d'actualité. En effet, de 2002 à 2004, près de 300 000 cas de blessures au travail avec perte de temps ont été réclamés au Canada seulement (Wilkins *et al.* 2007). Aux États-Unis, près d'un million de personnes chaque année prennent du temps de repos pour traiter une blessure musculosquelettique acquise lors d'effort excessif ou répétitif. Ces blessures génèrent une perte économique estimée entre 45 et 54 milliards de dollars (National Research Council 2001). De ces blessures, environ 30% se situe au niveau du dos. Ce problème ne se retrouve pas uniquement en Amérique du Nord. En Australie, le coût associé aux maux de dos était de 400\$ millions en 1994 tandis qu'il en coûte 2,6\$ milliards chaque année en Angleterre (Cole *et al.* 2003). De 2003 à 2006, il y a eu au Québec une baisse de 12.6% de lésions professionnelles et de 11.7 % pour les affectations vertébrales selon la CSST. Malgré cette baisse encourageante, la situation est encore critique. En effet, en 2006, 28 604 affectations vertébrales professionnelles avec indemnisation ont été répertoriées seulement au Québec pour un total des sommes déboursées de 509 millions de dollars (Allaire *et al.* 2007). Il faut aussi prendre en considération que certains cas ne sont pas

répertoriés donc, en réalité, les pertes économiques sont souvent supérieures à ce que démontrent les statistiques de la CSST

Toujours selon les données de la CSST, la profession où l'on retrouve le plus d'affectations vertébrales est chez les manutentionnaires (3743 cas), les infirmières auxiliaires diplômées (2104 cas) ainsi que les travailleurs des transports routiers (1205 cas) (Allaire *et al.* 2007). Dans les deux dernières professions, une partie de leur emploi consiste à transporter manuellement des personnes ou des objets. On peut donc supposer qu'une partie de ces blessures surviennent lors des manutentions où l'effort physique est important. Le rapport 2003-2006 sur les affectations vertébrales de la Commission de la Santé et de la Sécurité du Travail (CSST) supporte l'idée que ce qui entraîne le plus de blessures au dos est l'effort excessif (Allaire *et al.* 2007).

L'hypothèse soutenue par plusieurs chercheurs est qu'il existe une relation entre le travail de manutention et les risques de blessures au dos. Plusieurs revues de littérature (National Research Council 2001; Cole *et al.* 2003; Hoogendoorn *et al.* 1999; Burdorf *et al.* 1997; Kuiper *et al.* 1999) et études spécifiques (Hoogendoorn *et al.* 2000 ; Liira *et al.* 1996) ont démontré une relation entre l'activité de manutention et la présence de lésions au dos. Plus spécifiquement, la flexion et la rotation du tronc ainsi que soulever des charges lourdes sont des facteurs de risques importants pour les maux de dos (Hoogendoorn *et al.* 2000). Les causes ne sont pas encore bien identifiées mais selon le National Research Council (2001), la relation entre le travail de manutention et la charge mécanique imposée est claire. La charge mécanique sera tolérée tant que la capacité des tissus pour résister aux charges internes et externes ne sera pas dépassée. Lorsque les charges mécaniques excèdent la capacité de l'individu, il y aura fatigue et/ou ruptures des tissus, ce qui causera des inconforts, des douleurs et mènera éventuellement à une incapacité fonctionnelle (National Research Council 2001). Une structure est donc endommagée lorsque la charge

imposée est supérieure à sa tolérance mécanique. La figure suivante tirée de Chaffin et al. (1999), une adaptation de celle de McGill (1997), démontre bien cette théorie.

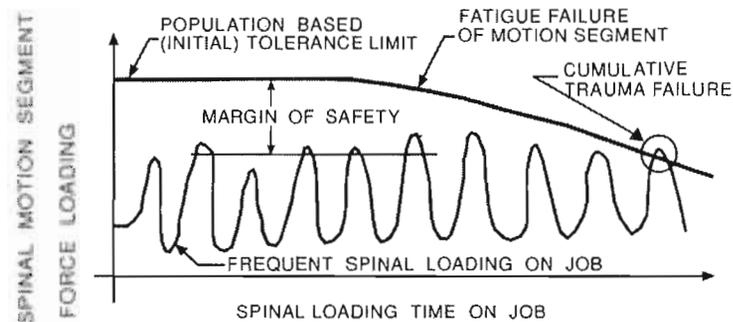


Figure 1.1. L'application répétée d'une charge peut, avec le temps, endommager les tissus, tirée de Chaffin et al. (1999).

Des études spécifiques ont été effectuées appuyant cette théorie. Un disque intervertébral peut être endommagé s'il est soumis à des charges en compression avec une flexion prononcée du tronc (Adams et Hutton 1982, Chaffin *et al.* 1984). Des hernies discales peuvent être produites lors de flexions répétées avec une force de compression modérée (Callaghan et McGill 2001). Des postures asymétriques comme une flexion du tronc combinée avec des mouvements de flexion latérale ou de rotation peuvent provoquer des hernies discales (Adams *et al.* 1985). Par contre, si aucune charge n'est imposée, les structures s'atrophieront et leur tolérance mécanique sera réduite augmentant ainsi les risques de blessures. Un exemple extrême est l'atrophie musculaire et la dégénérescence des structures osseuses lors d'un passage dans l'espace où il n'y a pas de gravité donc aucune charge est imposée sur le corps (Payne *et al.* 2007). Donc pour demeurer en santé, les travailleurs doivent bouger et c'est pourquoi il est important de déterminer les causes de la surcharge mécanique imposée à certaines structures lors des activités de manutention afin de réduire les risques de lésions.

1.2 Paramètres biomécaniques

Gagnon (2003) a défini trois variables importantes à la sécurité du manutentionnaire : (1) le chargement au dos estimé par les moments nets à L5-S1, (2) des indices d'asymétrie de posture et de chargement constitués de la résultante des moments ou de posture de flexion latérale et de rotation et (3) la difficulté globale de la tâche évaluée à partir du travail mécanique effectué sur la charge. Dans la littérature, on retrouve également la fatigue et la coordination motrice. Chacune de ces variables sont détaillée dans les paragraphes qui suivent.

1.2.1 Moments nets L5-S1

Les moments de force sont fréquemment utilisés pour étudier le niveau de stress biomécanique imposé aux structures (Straker 2002). Les moments de force nets au niveau L5/S1 sont des mesures généralement calculées par la méthode de dynamique inverse. Le moment de force net résultant à L5-S1 est déterminé par le calcul de la racine carrée de l'addition des moments au carré de chacun des trois axes. Hof (1992) introduisit une méthode de calcul des moments de chacun des axes par une approche en quatre termes. Un premier facteur est lié aux forces externes qui agissent sur le corps, un second aux masses segmentaires, un troisième aux accélérations linéaires (au niveau du centre de masse) et un dernier aux accélérations angulaires segmentaires. Cette approche a été validée dans les études de Plamondon *et al.* (1996) et Desjardins *et al.* (1998). Elle permet aussi de déterminer l'impact de chacun de ces facteurs sur le chargement au dos. Le moment au niveau de L5/S1 augmente donc si la charge externe augmente (Schipplein *et al.* 1990, Lavender *et al.* 2003, Granata et Marras 1999), si les masses segmentaires sont éloignées de L5/S1 (Schipplein *et al.* 1995, Lavender *et al.* 2003) et si les accélérations linéaires et angulaires segmentaires

sont élevées (Buseck et al. 1988, Bush-Joseph *et al.* 1988, Granata et Marras 1999). L'interaction qui existe entre les quatre termes est beaucoup moins connue. Davis *et al.* (2000) a observé qu'une réduction de la charge augmentait la vélocité sagittale de manutention. L'effet positif de la réduction de la charge était contrebalancé par un accroissement de l'accélération segmentaire. Ces interactions sont donc importantes si l'on vise une meilleure compréhension du problème.

1.2.2 Asymétrie

Il existe deux types d'asymétrie : une de posture et une de chargement. L'asymétrie de posture se produit lorsque le segment tronc/épaules n'est plus dans le même plan que le bassin alors que l'asymétrie de chargement se produit lorsque le chargement au niveau du dos (moments) ne sont plus uniquement dans l'axe de flexion/extension ; par exemple, lorsque la charge n'est pas répartie également autour de l'axe antéro-postérieur. L'asymétrie de posture est considérée comme un facteur de risque important associé aux blessures au dos (Natarajan *et al.* 2008, National Research Council 2001). Effectivement, Adams *et al.* (1985) a démontré que des postures asymétriques pouvaient produire des hernies discales. De plus, les moments nets au niveau de L5/S1 sont augmentés principalement en flexion latérale et en rotation lorsque l'asymétrie de posture augmente (Lavender *et al.* 1999, Plamondon *et al.* 1995, Granata *et al.* 1999). Marras *et al.* (1998) a démontré une élévation des moments lorsque l'asymétrie augmente avec une manutention à deux mains et à une main lorsque la charge est à l'opposé du bras utilisé. Donc, pour minimiser les risques de blessures, l'asymétrie posturale et de chargement devrait être réduites.

1.2.3 Travail mécanique

Le travail mécanique dépend de la force appliquée et de la distance. Plus le travail est grand, plus l'énergie nécessaire afin d'accomplir la tâche sera élevée (Crowell 2008). Une réduction des efforts des manutentionnaires passe par une réduction du travail mécanique, particulièrement par la distance du parcours. Les résultats de Gagnon et Smyth (1992) recommandent de limiter l'intensité de l'accélération de la charge afin de réduire le travail mécanique. Une modification du poste de travail est fréquemment utilisée afin de réduire le travail mécanique en élevant la hauteur de prise des caisses par exemple. L'inclinaison de la caisse avant de la soulever permet d'élever son centre de gravité et de réduire le trajet pendant lequel la boîte est supportée. La formation des manutentionnaires permet de diminuer le travail mécanique; Gagnon (2003) a observé une réduction allant jusqu'à 50%. La formation consistait en un cours théorique de biomécanique de base (réduction du levier de force, posture...) par la suite, les novices regardaient un vidéo démontrant des techniques d'experts et de novices et en dernier lieu, ils manipulaient des caisses et des rétroactions verbales étaient apportées. Elle attribua ces résultats à une diminution du parcours de la charge lors de l'apprentissage. Le déplacement des pieds a aussi un rôle important dans le travail mécanique puisque la distance totale du trajet parcouru peut être réduite (Delisle *et al.* 1996b, 1999). Ces faits démontrent l'importance de la distance du parcours afin de réduire le travail mécanique. Cette variable permet non seulement de diminuer la fatigue physique et les risques associés mais aussi d'augmenter la productivité du travailleur.

1.2.4 Fatigue

La fatigue peut être mesurée par plusieurs méthodes. L'état de fatigue est relatif à chacun, une personne peut percevoir une activité physique comme étant facile alors

qu'une autre personne, la percevoir comme étant épuisante. Afin de déterminer l'état de fatigue, des échelles de perception ont été conçues. Borg a établi deux échelles : RPE (Rating Perceived Exertion) et CR10 (10 point Category-Ratio) (Borg 1982). L'échelle RPE a été basée sur la corrélation entre la fréquence cardiaque et la perception de l'effort tandis que l'échelle CR10 peut être utilisée pour plusieurs objectifs, soit la perception de l'intensité tant au niveau physique, sensoriel (ouïe, touché, goût...) qu'émotif. L'échelle CR10 est divisée de 0 à 10 à laquelle des mots sont reliés à ces catégories. Le sujet doit déterminer sa perception à l'aide des mots et par la suite donner le chiffre correspondant. Dans le milieu de l'ergonomie, ces échelles sont utilisées fréquemment et Capodaglio (2002) rapporte que l'échelle CR10 peut être employée pour percevoir l'état de fatigue.

La fatigue peut aussi être mesurée plus objectivement au niveau musculaire. Pour ce faire, l'utilisation de l'électromyographie (EMG) est nécessaire. Plusieurs techniques sont disponibles pour déterminer la fatigue musculaire. La première se vérifie par le pourcentage d'utilisation maximale (PUM) des fibres musculaires. On demande au sujet de produire une contraction volontaire maximale du muscle évalué (par exemple, pour le quadriceps, le sujet produit une extension du genou). L'EMG du muscle est acquis pendant la contraction et représente l'amplitude maximale de contraction. Lors de la tâche, l'EMG est enregistrée et l'amplitude de contraction musculaire est comparée relativement à la contraction maximale. Un PUM peut ainsi être déterminé. Si le PUM augmente pour une même tâche, il y a donc fatigue musculaire puisque plus de fibres musculaires doivent être recrutées afin de réaliser cette contraction. Une autre technique est l'analyse de l'amplitude et du contenu spectral (fréquence médiane du spectre de fréquence) des signaux EMG. Ces indices sont fréquemment utilisés afin de déterminer le niveau de fatigue musculaire principalement lors des tests d'endurance musculaire (Elfing *et al.* 1999, Kankaanpaa *et al.* 1998b, Mannion et Dolan 1994, 1997, Sparto *et al.* 1997a, van Dieen *et al.* 1993). La validité de ces indices a aussi été vérifiée (Dedering *et al.* 1999,

Kankaanpaa *et al.* 1998a, Mannion et Dolan 1994). Un test de fatigue sous-maximal pré et post test spécifique au groupe musculaire étudié est administré au sujet. La différence entre l'amplitude et la fréquence médiane pré et post test permet de déterminer l'accumulation de fatigue. L'amplitude augmente avec la fatigue car le nombre d'unités motrices utilisées augmente et par la suite se synchronise afin de soutenir la contraction (Bouisset et Maton, 1995). Les causes de la baisse de la fréquence médiane sont moins connues. La fréquence médiane, qui est généralement autour de 100Hz, diminue ce qui indique une prédominance d'activité à basses fréquences (Hagg 1981). Une des causes pourrait être la diminution de vitesse de conduction de la fibre musculaire avec la fatigue due à l'ischémie résultant de la contraction isométrique (Eberstein et Beattie 1985). La diminution des fréquences sur le spectre peut aussi être expliqué par l'augmentation de la durée des potentiels d'action des unités motrices (Bouisset et Maton 1995).

Ces méthodes d'estimation du niveau de fatigue sont utilisées pour déterminer l'impact de cette fatigue sur le système musculosquelettique entre autre lors de la manutention. La fatigue aux muscles du dos et des jambes, due à un travail répétitif de manutention, induirait des changements de technique et de la cinématique (Shu *et al.* 2005). Avec la fatigue, la technique de manutention change: au début, le travailleur plie généralement plus les genoux qu'à la fin de la tâche alors que la flexion du tronc augmente (Bonato *et al.* 2003, van Dieen *et al.* 1998). Ce changement augmente le stress mis sur les structures osseuses et les ligaments de la colonne vertébrale. Si les muscles doivent répondre à une charge inattendue ou à une demande plus élevée qu'ils ne peuvent supporter, la surcharge sera transférée aux structures passives augmentant les risques de blessure (Sparto *et al.* 1998). Malgré toutes les recherches effectuées sur le sujet, l'impact de la fatigue musculaire n'est pas encore complètement compris puisque les tâches sont précises et strictes et la fatigue est localisée. Shu *et al.* (2005) suggèrent que les recherches se poursuivent sur la fatigue afin de cibler d'autres types de tâches.

1.2.5 Coordination motrice

La coordination motrice semble jouer un rôle important sur la manutention mais son rôle n'est pas encore bien défini. Les muscles bi-articulaires des jambes sont un bon exemple. Il a été observé que les ischio-jambiers contribuaient significativement à un moment extenseur au niveau de la hanche (Burgess-Limerick *et al.*, 1995; Toussaint *et al.*, 1992; de Looze *et al.*, 1993). Ainsi, lors d'une extension des genoux dans un lever de charge, les quadriceps participent à l'extension de la hanche en se servant des ischio-jambiers (muscles bi-articulaires) qui agissent comme un tendon qui tire sur le bassin par l'action de la jambe. Ce mécanisme permettrait de réduire les efforts musculaires et de retarder la fatigue (Burgess-Limerick *et al.* 1995). Le patron de mouvement entre les jambes et le tronc se modifierait selon la charge à soulever (Scholz *et al.* 1995, Granata *et al.* 2000) ou encore sous l'effet de la fatigue (Sparto *et al.* 1997b, Van Dieen *et al.* 1998, Marras *et al.* 1997). Ces patrons sont importants à observer puisque s'ils sont constants, même si la posture change, cela pourrait imposer un stress supplémentaire aux tissus et ainsi augmenter le risque de blessures. Lors de l'apprentissage d'une nouvelle tâche motrice, il y a une cocontraction des muscles antagonistes qui s'activent en même temps pour effectuer la tâche et pour stabiliser l'articulation en réduisant son amplitude de mouvement (Anderson *et al.* 1994). Plus une personne répète un mouvement, plus le système nerveux central affine ses signaux pour ne laisser agir que les muscles nécessaires au mouvement, ce qui stabilise celui-ci (Maffiuletti *et al.* 2005). Chez les novices, le travail de manutention devrait provoquer une grande activation musculaire puisque les patrons moteurs ne sont pas encore établis par rapport aux experts. De plus, il devrait avoir une plus grande dépense énergétique chez les novices puisqu'il y avait un plus haut niveau de contractions musculaires (Lay *et al.* 2002). Une plus grande fatigue, observable par l'indice de Borg et par l'EMG, devrait se produire chez les novices en manutention.

1.3 Paramètres de manutention

Tous les paramètres discutés plus haut sont influencés par le manutentionnaire et son environnement. Plusieurs études ont essayé de déterminer comment les moments de force, l'asymétrie, le travail mécanique, la coordination motrice, la fatigue et les autres variables varient afin de mieux entraîner les manutentionnaires et de réduire les risques de blessures. Les prochains paragraphes décrivent les principales études qui ont été faites sur les variables indépendantes en manutention.

1.3.1 Capacités physiques

Il existe plusieurs variables individuelles dont l'âge, le sexe, l'anthropométrie, l'état de santé, etc. Parmi celles-ci, la capacité physique est citée comme essentielle à la manutention sécuritaire. On suppose que si les manutentionnaires sont entraînés en force et en endurance, les risques de blessures seront diminués. Il a été démontré qu'un entraînement était efficace afin d'améliorer la capacité physique des manutentionnaires (Knapik et Sharp 1998). La recherche sur le sujet doit par contre se poursuivre puisque des études épidémiologiques se contredisent (Garg et Moore 1992, Hales et Bernard 1996, Kaplansky *et al.* 1998, Adams *et al.* 2002, Dempsey *et al.* 1997). Il a été mentionné qu'un faible niveau d'endurance du dos est un signe avant-coureur de douleur au dos (Biering-Sorensen 1984, Luoto *et al.* 1995). Hagen *et al.* (1995) indique que la force et l'endurance des quadriceps pourraient expliquer le style de technique utilisé («stoop»/«squat») puisque les quadriceps seraient le facteur limitatif dans le «squat». En effet, si les quadriceps sont forts, le sujet aurait plus tendance à fléchir les genoux pour soulever la charge («squat») alors qu'une personne moins forte compenserait en utilisant plus les éléments passifs du dos («stoop»). La capacité aérobie est aussi une caractéristique importante. En effet, une

relation a été établie entre une occurrence élevée de blessure, une capacité aérobie maximale faible et un pourcentage de gras élevé (Craig *et al.* 1998). De plus, comme il y a une relation curvilinéaire entre la consommation d'oxygène, la fréquence cardiaque et le niveau de travail imposé (Hake *et al.* 1977), une capacité aérobie maximale élevée permettrait de supporter une charge de travail supérieure.

1.3.2 Caractéristiques de la caisse

Le poids de la caisse est une variable qui a été étudiée à multiples reprises. Le poids de la caisse augmente le moment de force au niveau L5/S1 (Schipplein *et al.* 1990, Lavender *et al.* 2003, Granata *et al.* 1999). Donc plus le poids est important, plus les risques de blessures sont élevés. La consommation d'oxygène augmente avec la largeur et/ou longueur de la boîte (Mital et Ayoub 1981). Les diverses études psychophysiques ont démontré que la charge maximale à manutentionner diminue avec une augmentation de la largeur et/ou longueur de la boîte (Mital 1987a, 1992, Ayoub *et al.* 1979, Snook et Ciriello 1991). La boîte la plus sécuritaire à manutentionner serait donc une petite boîte la plus légère possible. Par contre, au niveau de la productivité, une plus grosse boîte aurait plus de produits à l'intérieur, ce qui réduirait le nombre de manutentions nécessaires. Le poids de la caisse serait évidemment plus élevé. Les entreprises doivent chercher un juste milieu afin de répondre à des normes de production mais aussi réduire les risques de blessures causés par la manutention. Est-il mieux de manipuler plus de caisses légères ou moins de caisses lourdes ? Il est important de poser la question car la fréquence de manutention ou les efforts répétitifs font aussi partie des facteurs de risques reconnus pour les maux de dos.

1.3.3 Prise et inclinaison

Plus de 40 combinaisons de positions des mains et d'inclinaison de la caisse ont été répertoriés chez les experts lors de la prise (Authier *et al.* 1996). Comme certaines études le démontrent, ces différentes combinaisons influencent les variables dépendantes. Gagnon *et al.* (2000) a observé que l'inclinaison de la caisse permettait une réduction de la trajectoire de la caisse ainsi que le moment au niveau du dos. De plus, les sujets pliaient moins les genoux puisque la charge était légèrement plus élevée. Le travail mécanique était par le fait même diminué par une inclinaison de la caisse. Les experts inclinent plus fréquemment la caisse durant le transfert que les novices (Authier *et al.* 1996). De plus, lors du dépôt, elle reste inclinée dans 43% des cas alors que les novices déposent généralement la caisse à plat. Dans une étude où le sujet devait soulever une caisse à une ou deux mains et la déposer asymétriquement sur le côté (0°, 30° ou 60°), Marras et Davis (1998) ont démontré que l'augmentation de l'asymétrie augmentait les moments au niveau du dos lorsque la caisse était soulevée à deux mains et lorsqu'une main devait croiser le corps afin de prendre la caisse. Étonnamment, lever la caisse avec la main du même côté de l'asymétrie n'a pas augmenté le moment au dos. L'utilisation de poignées permet de réduire les forces de cisaillement et de compression lors de la palettisation. Ces diminutions sont plus importantes sur les caisses près du sol (Davis *et al.* 1998). Les experts utilisent donc diverses techniques lors de la prise et du transport. Ces stratégies facilitent le travail et réduisent les risques de blessures.

1.3.4 Déplacement des pieds

La plupart des études biomécaniques ont restreint le déplacement des pieds afin de normaliser les postures entre les sujets. Delisle *et al.* (1996b) soulignent que l'impact des stratégies utilisées par les experts dans les milieux de travail, les transferts de

poids par exemple, n'a pas pu être étudié. L'utilisation d'un pas croisé lors du dépôt permet de diminuer l'asymétrie de posture, ce qui réduit les risques de blessure et l'utilisation d'un pas de côté minimise le trajet du centre de masse du sujet, ce qui réduit le travail. Authier *et al.* (1995) ont tenu compte de l'impact des stratégies au niveau des pieds lors de la manutention chez les experts et les novices. La hauteur de la caisse influence le nombre de pas, en effet, des travailleurs experts ou novice ont pris quatre pas ou plus lors d'un transfert lorsque la caisse était plus hautes (3 caisses de haut) et 2 ou 3 lorsque la caisse était sur l'étage du milieu ou du bas. Plus la caisse doit être déposée basse, plus les experts distribuent leur poids sur deux pieds et placent leurs pieds très près de l'endroit du dépôt alors que chez les novices, la hauteur n'influence pas leur stratégie au niveau des pieds. Authier *et al.* (1995) soutiennent que les résultats des études fixant les pieds pourraient être différents si la méthodologie permettait le choix de la stratégie de positionnement des pieds. Cette affirmation suggère donc l'importance de l'étude de cette variable mais surtout de l'importance de ne pas restreindre les pieds lors des tâches de manutention.

1.3.5 Fréquence de manutention

La fréquence de manutention influence particulièrement le niveau de fatigue. En effet, il a été démontré que la consommation d'oxygène augmente avec la fréquence (Mital et Ayoub 1981). Dans l'étude psychophysique de Snook et Ciriello (1991), les sujets devaient ajouter le poids de la caisse en fonction des différentes variables imposées, par exemple, la distance et la hauteur de la prise ou la largeur de la caisse. Ils devaient soulever le poids maximal, comme s'ils le faisaient pendant une journée de travail de 8h sans risquer de se blesser. Les résultats démontrent que la fréquence influence le poids maximal. Plus la fréquence est rapide, moins le manutentionnaire peut soulever une charge lourde. D'autres chercheurs ont trouvé des résultats similaires (Mital 1987a, 1992, Ayoub *et al.* 1979, Waters *et al.* 1993). Les résultats

de l'étude de Kim *et al.* (1995) suggèrent que les muscles deviennent fatigués plus rapidement avec une augmentation de la fréquence qu'avec une augmentation du poids de la caisse. Une réduction des deux facteurs serait l'idéal mais en milieu de travail, une réduction du poids, et donc du nombre de produits inclus dans une caisse, mène à une augmentation de la fréquence afin de ne pas réduire la production. Lors de la conception ergonomique des ratios poids/nombre de caisses, une attention particulière devrait être mise sur ces faits afin de ne pas excéder les limites physiologiques et biomécaniques du travailleur.

1.3.6 Distance horizontale et verticale

Les recherches psychophysiques étudiant l'impact de la fréquence sur la charge maximale de lever ont aussi déterminé l'impact de la distance horizontale et verticale de la caisse lors de la prise (Mital 1987a, 1992, Ayoub *et al.* 1979, Snook et Ciriello 1991). La charge maximale supportée est réduite avec une augmentation de la distance horizontale. Pour la distance verticale, la charge maximale est la plus élevée pour un lever situé entre la hauteur des mains (environ mi-cuisse) et des épaules. Cette charge maximale diminue lorsque celle-ci se trouve entre le sol et mi-cuisse et diminue encore légèrement pour un lever entre les épaules et la flexion complète de l'épaule (Snook et Ciriello 1991). Ces résultats pourraient être dus au fait que le manutentionnaire doit faire une flexion des genoux et/ou du tronc pour aller chercher la boîte donc utilise de l'énergie tandis que lorsque le bras est au dessus du niveau de l'épaule, l'espace sub-acromial est réduit ce qui augmente le risque de blessure à l'épaule mais aussi le manutentionnaire est moins stable puisque son centre de masse est élevé. Lorsque la distance de prise ou de dépôt de la caisse est éloignée, le moment de force au niveau L5/S1 est augmenté puisque le bras de levier de la charge externe est augmenté, ce qui amène un stress supplémentaire au niveau des muscles du bas du dos. De plus, le manutentionnaire doit effectuer plus de flexion du tronc

que des genoux afin de rejoindre la caisse, ce qui augmente aussi le moment. Parfois, le travailleur déplace son centre de masse au dessus d'une jambe afin de pouvoir rejoindre la caisse, ce qui réduit considérablement son équilibre.

1.3.7 Surface de travail

Peu d'études ont pris en considération la qualité de la surface de travail. En effet, plus le sol est glissant, plus il y a de chance que les travailleurs soient déséquilibrés. Des situations de stress au dos peuvent être causés par une chute ou encore un mouvement brusque que le travailleur fait afin de récupérer son équilibre. Pour ce faire, il doit contracter les muscles opposés au côté du déséquilibre. Si le travailleur manutentionne une caisse, il est possible que cette contraction soudaine apporte un stress supplémentaire aux structures. Li *et al.* (2007) ont démontré qu'avec un sol à coefficient de friction élevé entre les souliers et le sol, le poids minimal acceptable augmentait, la consommation d'oxygène et la perception de déséquilibre diminuaient. Shin *et al.* (2004) ont démontré que l'inclinaison du terrain pourrait influencer les moments à L5/S1 ainsi que la cinématique du corps lors de la manutention. Les sujets devaient soulever des caisses de 10kg sur une pente ascendante (10 et 20°), descendante (-10 et -20°) et à niveau en utilisant trois techniques de manutention («stoop», «squat» et libre). Ces techniques seront détaillées dans la prochaine section. Les résultats démontrent que l'inclinaison n'a pas d'impact sur les moments avec le «stoop» mais l'inclinaison augmente significative le moment au niveau L5/S1 avec le «squat» et la technique libre. L'augmentation de la flexion et de l'accélération angulaire du tronc en serait la cause. L'inclinaison du sol ainsi que le coefficient de friction devraient donc être pris en considération lors d'une évaluation ergonomique.

1.4 Techniques de manutention

La manutention est une activité à risques de blessures musculosquelettiques comme les diverses statistiques le démontrent. Les nombreuses études dans le domaine n'ont pas réussi à solutionner le problème car celui-ci est multifactoriel et qu'il n'existe pas une solution unique pour tous les cas (Burdorf et Sorock 1997). Si on assume que les charges excessives et répétitives sont un facteur important de risque de blessure, une bonne technique devrait minimiser le chargement au dos. Globalement, trois techniques sont fréquemment analysées dans ces études : «squat» (dos droit, genoux fléchis), «stoop» (dos fléchi, genoux en extension) et «libre» (entre «squat» et «stoop»). Straker (2003) décrit la position du «squat» comme étant une flexion du tronc de moins de 30° et des genoux autour de 135° alors que la flexion du tronc dans la technique du «stoop» se situe autour de 90° et les genoux dans un angle plus petit que 45°. Les genoux complètement en extension (soit en position debout) étant considéré ayant un angle de flexion de 0°. Les dernières revues de littérature (Straker 2003, van Dieen *et al.* 1999) ont démontré qu'il n'y a pas de consensus sur qu'elle est la meilleure technique. En utilisant un modèle biomécanique statique, les études démontrent une réduction de 10 à 35% des moments au dos en utilisant le «squat» au lieu du «stoop». Par contre, la charge était en général placée entre les pieds et la distance horizontale entre la masse et le centre de masse du corps était réduite, ce qui pourrait biaiser les résultats (van Dieen *et al.* 1999). Lorsque le moment était calculé dynamiquement, les treize études rapportées par van Dieen *et al.* (1999) ont des moments supérieurs lors du «squat» ou la différence entre les deux techniques est non-significative. Potvin *et al.* (1991) a démontré qu'en augmentant la flexion du tronc (comme dans la technique du «stoop»), les forces de cisaillement augmentaient ce qui peut amener un stress aux ligaments et possiblement causer des dommages aux facettes articulaires. Au niveau de la consommation d'oxygène, le «squat» est plus demandant puisque de plus importantes masses musculaires sont utilisées soit les

quadriceps tandis que le «stoop» utilise en partie l'élasticité des ligaments attachés le long de la colonne vertébrale (Straker 2003). Récemment, certains chercheurs s'interrogent à savoir s'il y a vraiment une technique idéale mais plutôt un ensemble de principes qui dépendraient du contexte dans lequel la manutention a lieu ainsi que du travailleur lui-même. Il faut aussi tenir compte du fait qu'un manutentionnaire n'a pas seulement comme objectif de réduire ses risques de blessures mais aussi des objectifs de performance à réaliser ; soit d'effectuer son travail rapidement tout en étant bien fait.

1.5 Différences entre novices et experts

L'expertise des travailleurs est une caractéristique individuelle importante sur le plan de la sécurité et de la performance. Authier *et al.* (1996) a démontré clairement qu'il y avait une différence entre les stratégies utilisées par les experts¹ et les novices. Cependant, très peu d'études biomécaniques ont été conduites afin de valider ces différences en comparant les experts à des novices (Gagnon 2003). La grande majorité des études faites sur la manutention font appel à des sujets novices, ayant peu ou aucune expérience dans le domaine. De plus, très souvent, ces études imposent des conditions expérimentales strictes. Lorsque des sujets experts ou des travailleurs d'expérience² sont étudiés, ces conditions sont tellement rigides qu'elles empêchent les sujets d'utiliser leurs expertises. Par exemple, on impose aux sujets d'utiliser une technique «stoop» et/ou «squat» alors qu'ils ne sont probablement pas familiers avec ces techniques, ce qui enlève leur statut d'expert. Ou encore, lorsque

1 Experts : 10 années d'expérience en manutention, reconnus compétents par leurs pairs, faible fréquence de blessures, exempt de blessures dans les 6 mois avant l'expérimentation (Authier et Lortie 1993).

2 Travailleurs d'expérience : Sélection basée uniquement sur le nombre d'année d'expérience et non pas sur la compétence comme chez les experts.

l'on fixe le positionnement des pieds et/ou des mains, la validité des résultats est diminuée puisqu'on s'éloigne de la réalité (Gagnon 2003, Authier *et al.* 1995). Donc, en contraignant les experts, on ne peut observer les stratégies acquises par ceux-ci afin de rendre leur travail plus sécuritaire et performant.

Dans les quelques études faites, certaines distinctions entre les experts et les novices ont été trouvées. Gagnon *et al.* (1996) a déterminé que les genoux étaient moins fléchis chez les experts et qu'ils exerçaient, à la prise de la charge, un moment de flexion plutôt que d'extension (chez les novices). Ce moment favoriserait l'extension de la hanche (Burgess-Limerick *et al.* 1995, Toussaint *et al.* 1992). Dans cette étude, l'augmentation de la charge n'a pas eu d'impact au niveau de la technique de manutention utilisée. Granata *et al.* (1999) ont démontré dans une autre étude que les compressions lombaires, calculées à partir d'un modèle biomécanique assisté par l'EMG, chez les expérimentés étaient plus élevées et plus variables, ce qui est étonnant. Une des causes serait que ces manutentionnaires contractent plus leurs muscles antagonistes (*rectus abdominis*), ce qui suppose une meilleure stabilisation du rachis lombaire. Ces contractions musculaires sont nécessaires afin de stabiliser la colonne vertébrale et ainsi la protéger des blessures (Panjabi 2003). Par contre, aucun détail n'est donné sur les membres inférieurs, ce qui pourrait influencer les résultats et leur analyse. Trimble *et al.* (2003) ont constaté lorsque la manutention s'effectue à une hauteur élevée, l'avantage mécanique sur le chargement lombaire est annulé par une augmentation de la vitesse. De plus, le poids et la hauteur de la prise et du dépôt influence le positionnement du corps par les experts et les novices (Authier *et al.* 1995). La simulation de modes opératoires d'experts par des novices est une autre méthode afin de déterminer l'impact de ces modes sur les risques de blessures. Cette méthode est basée sur les observations faites par Authier *et al.* (1996). Ce type d'étude a permis de valider les stratégies des experts pour réduire le risque de blessures au niveau du déplacement des pieds (Delisle *et al.* 1999), de la flexion des

genoux et de la base d'appui (Delisle *et al.* 1998), de la dynamique de levage (Delisle *et al.* 1996b) et de la prise et inclinaison des boîtes (Delisle *et al.* 1996a).

En 2002, Lortie a publié un résumé des études conduites sur la manutention. Quelques études avaient comme objectif l'observation des modes opératoires des travailleurs experts/expérimentés. Elle a présenté des principes de manutention utilisés par ces experts. Voici une liste de certains de ces principes :

- Les manutentionnaires experts prennent de l'information sur la caisse (poids, centre de masse, rigidité, etc.) avant même de la transporter ; pour ce faire, ils tirent, inclinent ou tourne la caisse pour éviter de se faire « surprendre » par la charge.
- Une prise asymétrique (particulièrement en diagonale) permet de prendre d'avantage d'information sur la caisse et de modifier sa position afin d'approcher le centre de masse vers soi et de mieux contrôler la caisse.
- L'équilibre est une variable importante. Dans certaines situations, les manutentionnaires utilisent des déséquilibres corporels pour réduire l'intensité de l'effort (ex. contrepoids avec une jambe libre, transfert de poids). Ils s'assurent en premier de pouvoir récupérer rapidement si un problème survient.
- Les travailleurs favorisent la continuité et la régularité de l'effort en évitant les mouvements brusques et les changements de direction rapide.

Une étude sur la formation des manutentionnaires démontre que le chargement au dos et le travail mécanique est diminué chez les novices après des observations des techniques de manutention (positionnement des pieds, des mains à la prise de la caisse et de la position du corps) (Gagnon 2005). Cette étude confirme l'importance d'utiliser l'expertise des travailleurs experts afin de bâtir des programmes de formation pour réduire les blessures. C'est pourquoi il faut continuer à comprendre

les différences entre les experts et les novices afin de déterminer quels sont les points à améliorer chez les débutants.

1.6 Guides déterminants la charge maximale

Avec toutes ces différentes informations, plusieurs guides permettant de déterminer la charge maximale à soulever ont été écrits (Mital 1987a, Batish et Singh 2008, Shoaf *et al.* 1997) parmi lesquels deux sont régulièrement cités par des pairs et utilisés en milieu de travail ; celui du National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) (Waters *et al.* 1994) et celui de Snook et Ciriello (1991). Le NIOSH a fait des recommandations sur les leviers de charge maximale. L'équation, qui a été révisée en 1993, tient compte de six variables pour déterminer la charge maximale : la distance, la torsion, la hauteur, la fréquence, la durée et la qualité de la prise. Pour déterminer la valeur de ces variables, le NIOSH a tenu compte de trois méthodes. Au niveau biomécanique, la charge devait produire une force de compression à L5-S1 inférieure à 3400N. Au niveau physiologique, la charge devait induire une dépense énergétique inférieure à 9.5kcal/min et être inférieure à un pourcentage de la capacité aérobie variant selon le type de tâche. Au niveau psychophysique, la tâche devait être considérée acceptable pour 99% des hommes et 75% des femmes. Si la charge maximale différait selon la méthode, la masse la plus conservatrice était retenue (Waters *et al.* 1993). En 1994, Waters et son équipe ont démontré un lien entre l'index de levage de NIOSH et les maux de dos. L'index de levage est le poids réel de la charge soulevée divisé par le poids maximal recommandé par l'équation de NIOSH. Plus l'index était élevé au dessus de 2, plus les chances de souffrir d'un mal de dos durant plus d'une semaine augmentaient (Waters *et al.* 1994). Ces auteurs suggèrent de conserver l'index de levage en dessous de 1 pour minimiser les risques de blessures pour chacune des tâches.

Snook et Ciriello ont créé en 1991 une base de données sous forme de tableau qui contient les masses maximales à manipuler en manutention. Ils ont utilisé seulement la méthode psychophysique pour étudier l'impact des variables comme la hauteur, le poids, le format et la fréquence. Leurs tables indiquent le pourcentage de la population qui peut effectuer cette tâche et différencient aussi les hommes des femmes. Des tableaux pour chaque action de manutention sont disponibles : soulever, déposer, pousser, tirer et transporter. Cette présentation permet l'interprétation rapide des résultats et est facile à utiliser pour les milieux de travail. Par contre, elle est basée principalement sur l'auto-évaluation des sujets. Ceux-ci pourraient percevoir une tâche comme étant acceptable alors qu'elle dépasserait les limites physiologique ou biomécanique (Waters *et al.* 1993).

Un comité d'expert a été mis en place à l'organisation internationale de normalisation (ISO) afin d'établir une norme concernant la charge maximale à manutentionner. En regardant les différentes études sur le sujet, ils ont établis la norme définissant la masse maximale acceptable en manutention ; ISO 11228-1. Elle est basée sur le modèle du NIOSH soit une charge de base et des facteurs multiplicatifs selon les différentes variables.

Pour permettre l'accessibilité aux résultats des études, les organismes en santé et sécurité au travail ont mis en place des stratégies de transfert des informations. Certains publient des livres ou des brochures résumant les résultats et donnent des exemples concrets pouvant être appliqués. D'autres organisations ont créé leur guide sur la manutention. Par exemple, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail (IRSST) ont développé *Le guide de prévention : Le travail de manutention et le service à la clientèle dans les magasins-entrepôts* (St-Vincent *et al.* 2007). Ce guide simple permet aux entreprises de connaître les différents risques de la manutention et expose des pistes de solution adaptable à chaque entreprise. L'outil

moderne permettant la diffusion rapide de l'information est sans aucun doute Internet. Certains organismes comme l'IRSST ont développé un site Internet ou un volet est consacré à la manutention.

1.7 Formation

Gagnon (2003) souligne l'importance de mettre l'emphase dans un programme de formation sur les stratégies de manutention et non uniquement sur la « bonne » technique. En éduquant les sujets sur les principes de base de biomécanique, en leur montrant des vidéos comparatifs entre des novices et des experts et en leur donnant des commentaires sur leurs premiers essais de manutention, le travail mécanique ainsi que l'effort au niveau du dos sont réduit. Une autre étude a démontré une réduction du temps de travail perdu chez les concierges pour cause de blessures suite à une intervention ergonomique où on expliquait les risques de manutention ainsi que les stratégies à utiliser (Carrivick *et al.* 2005). Ce type de formation a eu les mêmes types de résultats chez les infirmières qui effectuent des transferts de patients (Nelson 2006).

1.8 Objectifs et hypothèses de recherche

L'objectif principal de cette recherche est de poursuivre les recherches pour comprendre les différences entre les stratégies de manutentions entre experts et novices. Puisqu'il existe une multitude de situations de manutention, cette recherche visera principalement la palettisation et l'état de fatigue accompagnant cette tâche. On suppose que les modes opératoires utilisés par les experts seront plus sécuritaires et plus performants que ceux des novices. Un mode opératoire sécuritaire vise

l'intégrité du dos tandis qu'un mode performant vise l'amélioration de la productivité. Le mode sécuritaire sera évalué par les variables définissant le chargement au dos, la réduction des efforts et de la fatigue musculaire. Le mode performant sera défini par le temps d'exécution. Les experts effectueront la tâche de manutention en étant plus sécuritaire. Ceci peut s'observer par une réduction du chargement au dos et du travail musculaire, par des postures moins contraignantes et par une diminution de la fatigue tout en étant plus performant, soit plus rapide et précis que les novices.

CHAPITRE II

MÉTHODOLOGIE

2.1 Sujets

Quinze manutentionnaires experts et 15 manutentionnaires novices ont été étudiés en laboratoire. Tous les participants sont de sexe masculin. Les participants experts choisis devaient être familiarisés avec le type de tâches de manutention qui était proposé dans la présente étude. Les participants novices réalisaient les mêmes tâches. Le recrutement des experts a été fait par l'intermédiaire des organismes qui ont soutenu le projet (industries alimentaires) et aussi par contacts personnels. Les sujets sélectionnés ont été interviewés pour s'assurer de leur niveau d'expertise dans les tâches qui étaient étudiées. Les critères d'inclusion des experts étaient les suivants : minimum de 10 années d'expérience, reconnus compétents par leurs pairs (les sujets ont été recommandés par leurs superviseurs), faible fréquence de blessures (incidence de blessures inférieure à la moyenne) et exempt de blessures dans les douze derniers mois. Les critères d'inclusions des novices étaient réduits au minimum, c'est-à-dire exempt de blessures dans les douze derniers mois et ayant moins d'une année d'expérience de manutention. Le détail sur l'état de santé musculo-squelettique des sujets est présenté dans l'appendice C. Les caractéristiques des sujets sélectionnés sont présentées dans le tableau suivant.

Tableau 2.1 Caractéristiques anthropométriques moyennes (et écarts-types) des 15 sujets experts et 15 sujets novices sélectionnés

Caractéristiques	Expert	Novice
Âge (année)	38 (9,8)	25 (5,9)
Expérience (année)	15,4 (9,3)	0,5 (0,4)
Taille (m)	1,71 (0,07)	1,75 (0,09)
Poids (kg)	75,9 (12,2)	74,2 (11,4)

2.2 Déroulement général de l'étude

Un manutentionnaire peut effectuer plusieurs tâches dans le cadre de son travail. Une de celle-ci est la palettisation, soit de transporter des boîtes d'une palette à une autre, de défaire une palette pour déposer les boîtes sur un étalage ou encore de faire une palette avec des boîtes libres. L'étude de cette tâche a été observée à quelques reprises. (Drury *et al.* 1989, Marras *et al.* 1999, Faber *et al.* 2007, Authier *et al.* 1995)

L'étude a été divisée en trois séances expérimentales séparées d'au moins 2 jours (pour éliminer les courbatures) mais pas plus d'une semaine (pour retenir les effets d'apprentissage de la première séance) :

1. la première était une séance de mesure des capacités physiques des sujets et de familiarisation dans laquelle les participants étaient initiés aux différentes procédures expérimentales;
2. la seconde examinait spécifiquement l'effet de la fatigue musculaire sur la tâche de manutention;
3. la troisième permettait d'étudier l'effet spécifique d'une variable indépendante à la fois, par exemple l'effet du poids de la caisse, tout en

minimisant l'effet de la fatigue musculaire. De plus certains tests de capacité physique étaient repris.

Comme cette étude est de grande envergure, ce projet de maîtrise se concentre principalement sur l'analyse de la manutention de la deuxième séance. Les données anthropométriques et les résultats des tests de capacités physiques obtenus dans la première et la dernière séance ont toutefois été utilisés.

2.3 Systèmes de mesure

Plusieurs systèmes de mesure ont été utilisés dans les trois séances expérimentales : un système d'électromyographie de surface, des capteurs de force ainsi que deux systèmes de mesures photogrammétriques (caméras vidéo et optoélectronique).

2.3.1 Électromyographie de surface

Des électrodes de surface (Delsys, Boston, MA) ont été positionnées sur différents muscles du tronc et des jambes. Les électrodes différentielles pré-amplifiées à la source (gain: 1000) ont été utilisées. Les signaux étaient enregistrés à une fréquence de 1024 Hz et numérisé par une carte d'acquisition analogue-numérique 12-bit (National Instrument, DAQ-E).

2.3.2 Capteurs de force

Les capteurs de force servaient à mesurer la capacité physique des sujets ainsi que les forces exercées au sol par le sujet durant les tâches de manutention. La capacité physique des muscles du tronc était évaluée sur un appareil dans lequel le sujet prenait place en position assis-debout et sur lequel trois capteurs de force de marque Advanced Mechanical Technology, Inc (AMTI) (modèle MC3A-6-500, Watertown, Massachusetts) enregistraient les forces maximales en extension, flexion, flexion latérale ainsi qu'en rotation exercées par les sujets. Les signaux étaient amplifiés par des amplificateurs de marque «AMTI» (MiniAmp MSA-6, Watertown, Massachusetts). Les forces externes appliquées au sol ont été obtenues par l'intermédiaire d'une plate-forme de force élargie (190 cm x 140 cm) montée sur 6 mini-plateformes AMTI (modèle MC3A-6-1000, Watertown Massachusetts).

2.3.3 Systèmes photogrammétriques

Deux systèmes de mesure photogrammétriques enregistraient les coordonnées tridimensionnelles de marqueurs fixés sur la peau des principaux segments du corps. Le premier système était composé de diodes électroluminescentes (DEL) infrarouge fixées sur le corps et dont les signaux ont été captés par quatre colonnes « Optotrak » (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario). Ce système de mesure photogrammétrique permettait l'analyse de la tâche par un modèle biomécanique segmentaire. L'objectif de ce modèle était d'estimer principalement le chargement lombaire au dos lors des tâches de manutention. Ce modèle a été développé sur plusieurs années de recherche et a fait l'objet d'une validation exhaustive (Desjardins *et al.* 1998, Gagnon et Gagnon 1992, Plamondon *et al.* 1996). Il nécessitait la pose de 14 blocs de marqueurs, comprenant 3 ou 4 diodes électroluminescentes (DEL) pour un total de 54 DEL. Ces blocs étaient posés sur la tête, le dos à la hauteur de

C7, T12 et S1, les deux bras, les deux avant-bras, les deux cuisses et deux sur chaque pied (figure 2.1). Généralement, chaque segment requiert un minimum de trois repères visuels qui étaient fixés sur les parties rigides du segment (Chaffin *et al.* 1999).



Figure 2.1 Exemple de l'appareillage du sujet.

Une fois les blocs rigides fixés, 48 repères anatomiques étaient numérisés et liés aux blocs de marqueurs afin de localiser les centres articulaires. La liste des repères anatomiques et des marqueurs est mise dans l'appendice D. La fréquence d'échantillonnage a été fixée à 30 Hz. L'erreur de reconstruction 3D des repères anatomiques à partir du système Optotrak était inférieure à 1 mm. Les données ont été par la suite intégrées dans le modèle segmentaire qui se chargeait de calculer les paramètres cinématiques et cinétiques nécessaires au calcul des moments nets à L5/S1 (moments de flexion-extension, de flexion latérale et de torsion) à partir des équations de Hof (1992). L'erreur sur l'estimation de ces moments a été estimée à moins de 10 Nm (Plamondon *et al.* 1996). L'avantage de ce système est qu'il ne nécessite aucune numérisation manuelle mais a toutefois le désavantage d'être plus encombrant à cause du filage qui relie chaque DEL.

Le système vidéo, composé de 3 caméras vidéo (Panasonic, WV-CP474, Osaka, Japon) a servi à l'analyse ergonomique des tâches de manutention et à compléter le système Optotrak. Un système de synchronisation (Horita, FP-50, Mission Viejo, CA) permettait aux vidéos, à l'électromyographie et au système Optotrak de débiter l'acquisition au même moment.

2.4 Séance 1

La première séance avait deux objectifs : 1) la mesure des caractéristiques anthropométriques et des capacités physiques des participants et 2) la familiarisation aux différentes procédures expérimentales. En premier lieu, un document leur expliquait le déroulement de l'expérience et ce qu'ils devaient réaliser, pour des fins de consentement écrit (appendice A). Le questionnaire d'aptitude à l'activité physique (Q-AAP) leur était administré de manière à éviter tout problème de santé relié à la pratique d'activité physique. Le participant devait aussi remplir des questionnaires sur leur expérience professionnelle (appendice B) et leur santé musculosquettique (Forcier *et al.* 2001).

2.4.1 Caractéristiques anthropométriques et capacités physiques

Les participants étaient initialement mesurés, pesés et photographiés de façon à pouvoir estimer leurs caractéristiques anthropométriques au moyen de la technique de Jensen (1978). Ces données anthropométriques étaient nécessaires pour le modèle dynamique inverse utilisé pour estimer les charges externes (séances 2 et 3).

Estimation de la consommation d'oxygène maximale

La méthode de Siconolfi *et al.* (1985) adapté de Gall et Parkhouse (2004), un test sous maximal, a été utilisé pour estimer la consommation d'oxygène maximale (VO₂ max) des participants. Le sujet débutait par une période de repos de 5 minutes. À chaque palier, le sujet devait monter et descendre une marche d'une hauteur de 28cm à un tempo de 72 pas par minute (ppm) pendant trois minutes. Le tempo du deuxième palier était à 96ppm alors que le troisième est de 120ppm, il y avait entre les paliers, une minute de repos assis. La FC était prise dans les quinze dernières secondes de chaque palier. Le sujet pouvait continuer au prochain palier seulement si sa FC est inférieure à 125 battements par minute (bpm). En tout temps, si la FC dépassait 170bpm, le test était arrêté.

Test général de force musculaire isométrique maximale de levage.

Le sujet était debout, le tronc et les jambes fléchis de manière à tenir une poignée à la hauteur des genoux (angle des genoux à 120° et dos droit; figure 2.2). Ce test consistait à exercer une force maximale isométrique en extension contre une cellule de force fixée au sol (Chaffin *et al.* 1978; Chaffin *et al.* 1999). Un essai à 50% et un autre à 80% servaient d'échauffement et de familiarisation, suivi de trois essais maximaux.

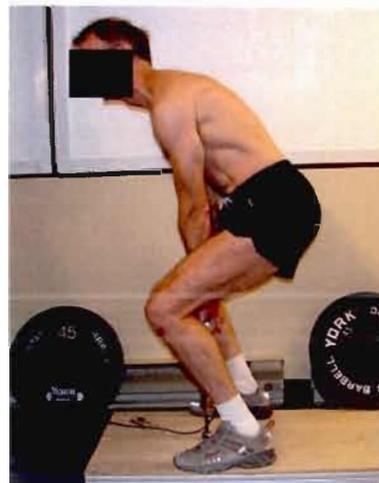


Figure 2.2 Test général de force musculaire isométrique maximale de levage.

Tests de force maximale du tronc

Le sujet était placé dans un dynamomètre en position assis-debout (figure 2.3), le bassin, les jambes et les épaules fixées. Les signaux étaient transformés de manière à obtenir les moments de forces à L5-S1 générées par le sujet en extension/flexion, flexion latérale et rotation. Le sujet exerçait un effort maximal en extension sur une période de 7 secondes. Les trois essais étaient entrecoupés d'efforts maximaux en flexion. Ces tests étaient suivis d'efforts maximaux graduels en flexion latérale de 7 secondes et par la suite, en rotation.

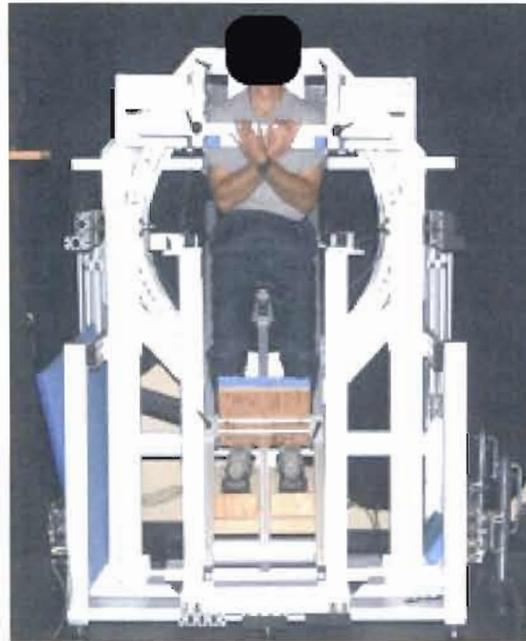


Figure 2.3 Test de force maximale du tronc.

Test d'endurance isométrique

Le sujet était placé de manière identique au test de force. Ce test consistait à exercer jusqu'à épuisement un moment isométrique en extension à 150Nm (Jorgensen et Nicolaisen 1986, Jorgensen 1997). La durée totale du test servait d'indice d'endurance. Pour éviter que les tests de forces soient influencés par la fatigue, ces

derniers étaient toujours effectués avant les tests d'endurance et des périodes de repos étaient prévues afin de permettre aux sujets de récupérer entre les tests. Des périodes de 3 minutes de repos étaient accordées après chaque essai. Tous les tests étaient précédés d'une période d'échauffement. Ces tests de force étaient administrés durant la première et la dernière séance. Les données maximales obtenues lors de la séance 1 ou 3 ont été utilisées.

2.4.2 Familiarisation aux procédures expérimentales

Afin de se familiariser avec les séances subséquentes, le sujet a été positionné sur une plate-forme de force et filmé en tout temps par trois caméras vidéo. Un convoyeur et un diable étaient disposés de chaque côté de la plate-forme de force à la hauteur de 11,5cm pour le convoyeur et de 2,5cm pour le diable.



Figure 2.4 Disposition de l'expérimentation lors de la séance de familiarisation (séance 1).

Le sujet avait à déplacer 4 caisses de 15kg du convoyeur au diable et du diable au convoyeur. Il a fait cet aller-retour quatre fois. Les seules directives étaient les suivantes :

- Les pieds doivent rester sur la plate-forme de force
- Faire abstraction de toute idéologie de manutention, c'est-à-dire faire comme il le fait dans son milieu de travail
- Les caisses doivent être prises et déposées une à la fois et stables de façon à être capable de les déplacer avec le diable.
- Ne pas effectuer de tour complet sur eux-mêmes à cause des fils attachés sur lui.

Entre chaque aller-retour, deux minutes de repos ont été allouées pour éliminer les effets de la fatigue.

2.5 Séance 2

La deuxième séance était divisée en deux parties. La première partie de l'expérimentation était un transfert de palette à vitesse libre. Ceci a permis d'observer la différence de rythme, de postures et des autres variables entre les novices et les experts lors d'une exécution libre. Comme la consigne était d'exécuter la tâche comme s'ils avaient à la faire à leur travail pendant 8h, la technique utilisée était la plus près possible de celle en milieu de travail. De plus, ces transferts ont servi d'échauffement pour la seconde partie.

La deuxième moitié était un transfert de palette à un rythme imposé de 9 caisses à la minute. Selon la charge à soulever (15kg), ce rythme pouvait être toléré chez 75% des hommes (Snook et Ciriello 1991). Le but principal de la séance était d'instaurer une fatigue chez les manutentionnaires, c'est pourquoi il n'y avait pas de pause entre les

deux parties de l'expérimentation. L'objectif était de déterminer comment la fatigue affectait la technique, les moments de force et les autres variables chez les experts et les novices. La fatigue a été mesurée à l'aide de l'EMG, de la fréquence cardiaque et de l'indice de Borg.

2.5.1 Instrumentation du sujet

Des électrodes étaient placées bilatéralement sur le tronc (longissimus, grand droit de l'abdomen) afin de quantifier la fatigue musculaire avec l'EMG. Des électrodes étaient également fixées sur les extenseurs de la hanche (ischios-jambiers) de façon à suivre qualitativement les changements de patron musculaire durant la tâche. Les mêmes marqueurs anatomiques de la séance 1 ont été fixés sur les sujets afin d'utiliser le système Optotrak. Le sujet portait un cardiofréquencemètre pour s'assurer que la FC ne soit pas trop élevée ainsi que pour vérifier son état de fatigue.

2.5.2 Procédures expérimentales

Avant de débiter la tâche de manutention, un test de contraction musculaire sous-maximal des muscles du dos a été effectué afin d'établir un comparatif pour la fatigue des muscles du dos, car ce test était repris après la première et deuxième tâche de manutention. Le test consistait à maintenir le tronc en position horizontale pendant 5 secondes.

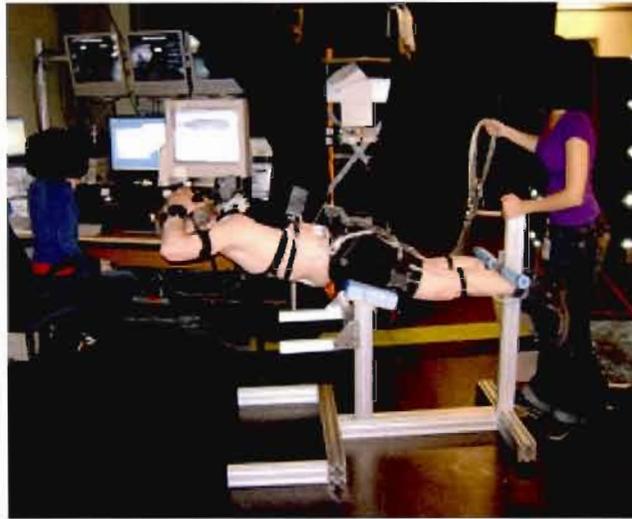


Figure 2.5 Test de contraction sous-maximal des muscles du dos.

Dans cette deuxième séance, le sujet devait effectuer le transfert aller-retour de cinq palettes de 24 caisses de 15 kg (total 240 caisses) vers une autre palette sur une période de temps d'environ 30 minutes. La palette était surélevée de 16 cm. La dimension de chaque caisse était la suivante : 26 cm x 32 cm x 34,4 cm. Les directives étaient réduites au minimum soit :

- Les pieds doivent rester sur la plate-forme de force
- Faire abstraction de toute idéologie de manutention, c'est-à-dire faire comme il le fait dans son milieu de travail
- Les caisses doivent être prises et déposées une à la fois et stables de façon à être capable de déplacer la palette
- Ne pas effectuer de tour complet sur eux-mêmes à cause des fils attachés sur lui.
- La disposition devait être de 6 caisses par étage, 4 étages de haut.



Figure 2.6 Disposition de l'expérimentation lors de la séance 2.

Les deux premiers transferts des palettes (96 caisses) étaient à cadence libre, la même qu'en milieu de travail. Cet essai était immédiatement suivi du test sous-maximal du dos afin d'estimer l'état de fatigue des muscles du dos. Par la suite, les trois derniers transferts (144 caisses) devaient s'effectuer à une cadence imposée, soit de 9 caisses à la minute afin d'augmenter l'effet de la fatigue musculaire (Garg et Saxena 1979). Les participants étaient régulièrement informés de l'avance ou du retard qu'ils prenaient. Finalement, les participants devaient effectuer un troisième test sous-maximal du dos pour évaluer leur fatigue musculaire. En tout temps, si la FC du sujet dépassait une limite pré-établie ($220 - \text{âge} - 10$), le test était arrêté pour réduire les risques de problèmes cardiaques. Avant le début du premier transfert et immédiatement après les tests sous-maximaux, le sujet devait indiquer sa perception de fatigue générale sur l'échelle de Borg.

2.6 Séance 3

Cette séance est incluse dans un projet de grande envergure ; cette séance n'a pas été étudiée pour ce mémoire. Par contre, les données des tests de force avec le dynamomètre, les mêmes tests que dans la séance 1, ont été utilisées.

2.7 Traitement des données

2.7.1 Modèle biomécanique 3D

Le modèle biomécanique 3D permet de déterminer, ayant les données de la plateforme de force et les coordonnées tridimensionnelles des DEL Optotrak, toutes les mesures cinématiques et cinétiques lors de la tâche de manutention. Lorsque les DEL se retrouvent hors du cadre référentiel ou lorsqu'elles sont cachées par les boîtes à manutentionner, le signal infrarouge des DEL ne peut être capté par les caméras Optotrak. Par superposition des vidéos et des informations de positionnements des DEL, ces coordonnées manquantes ont été remplacées manuellement. Chaque tâche de chacun des sujets a été inspectée visuellement afin de réduire la possibilité d'erreurs cinématiques et cinétiques. Le logiciel calcule ensuite les variables qui seront étudiées. Les moments de force à L5-S1 sont calculés par dynamique inverse en réunissant les données de force et de positionnement du centre de force recueillies par la plateforme de force.

2.7.2 Électromyographie

Un traitement du signal brut de l'EMG est nécessaire afin de l'analyser. Un filtre numérique passe-bande entre 30 et 450 Hz était d'abord appliqué aux signaux

(Redfern *et al.* 1993), notamment pour exclure le signal électrocardiographique et pour réduire l'influence possible du mouvement relatif à l'interface électrode-peau au niveau des basses fréquences du signal (Hansson *et al.* 2000). L'étape suivante a consisté à inspecter visuellement le signal pour y enlever tout autre artefact à l'aide de splines cubiques.

Les différences pré-post fatigue en ce qui a trait à l'amplitude et le contenu spectral (fréquence médiane du spectre de fréquences) des signaux EMG des muscles du dos et des ischios-jambiers servaient d'indices de fatigue. La valeur RMS (« Root Mean square »), soit l'amplitude du signal, ainsi que la fréquence médiane du spectre de fréquence du signal EMG ont été estimées sur une période de temps de 3s. La fréquence médiane a été extraite à partir de la trousse d'outil « Signal processing » de Matlab (The Mathworks, Natick, MA). L'amplitude et la fréquence médiane sont fréquemment utilisés pour évaluer l'accumulation de fatigue musculaire principalement lors de tests d'endurance musculaire (Elfving *et al.* 1999, Kankaanpaa *et al.* 1998b, Mannion 1994, 1997, Sparto *et al.* 1997a, van Dieen *et al.* 1993). Ces indices ont également fait l'objet d'études de validité (Dedering *et al.* 1999, Kankaanpaa *et al.* 1998a, Mannion *et al.* 1994).

2.7.3 Description des variables

Les 24 caisses du dernier aller de chaque essai, soit le 2^e aller à cadence libre et le 3^e aller à cadence imposée ont été étudiées. Cinq temps ont été attribués à chacune des caisses.

- Temps 1 : Première image lorsque le sujet touche la caisse
- Temps 2 : Première image lorsque la caisse est dans les airs
- Temps 3 : Dernière image que la caisse est dans les airs
- Temps 4 : Dernière image où le sujet touche la caisse
- Temps 5 : Milieu de la phase de transport (entre le temps 2 et 3)

Différentes phases étaient étudiés et définies par ces temps. En général, la prise est définie entre le temps 1 et 5 et pour le dépôt entre 5 et 4. La manipulation avant transport est comprise entre le temps 1 et 2, le transport entre le temps 2 et 3 et la manipulation après transport entre le temps 3 et 4.

Par la suite, chaque caisse a été identifiée par sa position à la prise et au dépôt selon les directives du schéma illustré à la figure 2.7. La caisse 2 avant est mise en exemple dans cette figure. Le chiffre indique la localisation verticale qui est séparé en étage 1, 2, 3 ou 4. Le mot qui suit indique la localisation horizontale soit à l'avant ou à l'arrière de la palette.

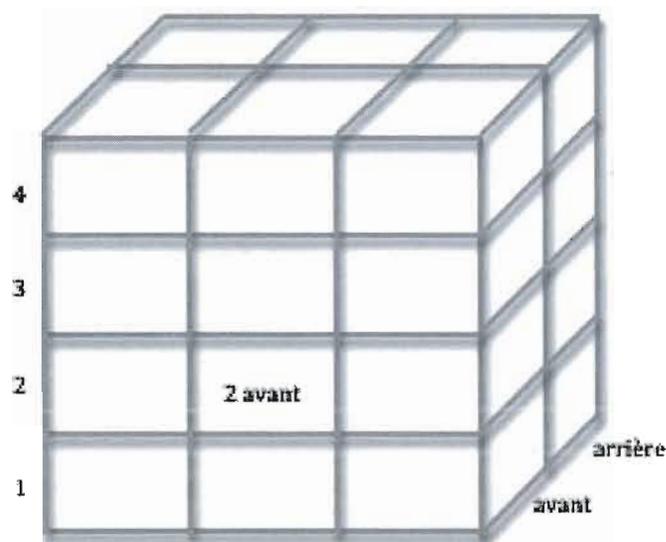


Figure 2.7 Identification des caisses dans la palette.

2.8 Analyses statistiques

Les résultats ont été analysés à partir du logiciel Number Cruncher Statistical Systems (NCSS, Kayville, Utah 2004). Un seuil alpha de 0.05 a été utilisé pour tous les tests statistiques. Afin d'évaluer si les experts exécutent de manière différentes la tâche par rapport au novice ou encore si les moments diffèrent, des analyses ANOVA à mesures répétées 2 groupes (expert/novice) par 2 localisation horizontale (avant/arrière) par 4 localisation verticale (1/2/3/4) par 2 (cadence libre/imposée) ont été faites sur les différentes variables. Le test post-hoc de comparaison multiple de Toker-Kramer a été utilisé afin de déterminer entre quels tests il y avait une différence significative entre les effets principaux. Les données ont préalablement été converties pour conserver la normalité et l'homogénéité de la variance selon la méthode proposée par Van Albada et Robinson (2007). Des T-tests indépendants ont été effectués sur les caractéristiques anthropométriques et de capacité physique entre les experts et les novices. L'EMG a été utilisé afin de déterminer si le sujet était fatigué. Une analyse ANOVA à mesures répétées 2 (expert/novice) par 3 (pré-test, post-test 1, post-test 2) a été faite pour l'amplitude et la fréquence médiane des longissimus et des ischios-jambiers.

CHAPITRE III

RÉSULTATS

3.1 Capacités physiques

Le tableau 3.1 présente les résultats des différents tests physiques qui ont été effectués sur les deux groupes de manutentionnaires. La seule différence significative entre les groupes se trouve au niveau de leur consommation d'oxygène maximale. Les novices ont un VO_2 max plus élevé que les experts ($p=0.01$). Toutefois lorsqu'on compense pour l'effet de l'âge (comme cofacteur dans un General Linear Model), la différence significative disparaît ($p=0.44$). Pour tous les autres tests de force maximale des muscles du tronc, ainsi que pour le test d'endurance des muscles du tronc en extension, il n'y a pas de différence significative entre les deux groupes de manutentionnaires.

Tableau 3.1 Capacités physiques moyennes (et écart-type) des deux groupes

	Expert	Novice	<i>p</i>
VO2 max (ml/kg/min)	39,4 (6,8)	46,1 (6,8)	0,012
Force générale (kg)	137,9 (27,7)	139,3 (25,1)	0,891
Force d'extension (Nm)	347,3 (67,5)	321,8 (58,6)	0,279
Force de flexion (Nm)	162,1 (31,6)	170,9 (30,7)	0,446
Force de flexion latérale droite (Nm)	203,7 (24,1)	197,5 (28,1)	0,518
Force de flexion latérale gauche (Nm)	211,0 (32,4)	207,1 (24,4)	0,710
Force de rotation droite (Nm)	124,3 (21,6)	134,9 (36,0)	0,337
Force de rotation gauche (Nm)	118,7 (19,5)	123,0 (23,4)	0,586
Endurance musculaire en extension (s)	131,6 (60,8)	124,7 (68,7)	0,772

3.2 Fatigue générale et spécifique au dos

La division du nombre de caisses étudiées (24) par le temps de manutention a permis de déterminer la fréquence de manutention pour chaque cadence. Les sujets, à cadence libre, ont transféré les caisses en moyenne à 8.95 caisses/min pour les experts et à 8.31 caisses/min pour les novices. La deuxième tâche a été exécutée à une cadence moyenne de 9.46 caisses/min. L'augmentation de la fréquence de manutention a permis d'instaurer un certain niveau de fatigue chez les sujets. Les détails de la fréquence de manutention sont décrits dans le tableau suivant.

Tableau 3.2 Fréquence de manutention moyenne (écart-type) et les probabilités statistiques obtenues

	Cadence libre		Cadence imposée		<i>p</i> groupe	<i>p</i> cadence	<i>p</i> gr-cad
	Expert	Novice	Expert	Novice			
Fréquence de manutention	8.95 (2.16)	8.31 (2.02)	9.32 (0.36)	9.60 (0.81)	0.676	0.030	0.215

3.2.1 Échelle de Borg et fréquence cardiaque

Les sujets ont perçu une fatigue et une intensité musculaire générale et spécifique au dos plus importante à la cadence imposée qu'à la cadence libre (une augmentation d'environ un niveau sur l'échelle de Borg). Le niveau perçu n'a pas été différent pour les experts des novices tel qu'on peut le voir au tableau 3.3. La FC a augmenté avec la cadence mais il n'y a pas de différence entre les groupes (de 140 à 152 pour les experts et de 128 à 148 pour les novices). Par contre, si l'on divise la FC moyenne par la FC maximale théorique ($220 - \text{âge}$), il y a une différence de 11% entre les experts et les novices.

Tableau 3.3 Résultats des données de fatigue et d'intensité d'effort moyennes (écart-type) selon l'échelle de Borg (ψ) et de la fréquence cardiaque moyenne (écart-type) pour les experts et les novices ainsi que le niveau de différence entre les deux groupes

Variables	Cadence libre		Cadence imposée		p groupe	p cadence	p gr-cad
	Expert	Novice	Expert	Novice			
Fatigue générale (ψ)	4.0 (1.6)	3.9 (1.6)	5.4 (2.1)	5.1 (2.5)	0.771	0.000	0.793
Fatigue au dos (ψ)	3.0 (2.2)	4.0 (1.8)	5.1 (2.4)	5.1 (2.7)	0.524	0.000	0.128
Intensité générale (ψ)	3.7 (1.8)	3.9 (1.9)	4.9 (2.2)	5.0 (2.3)	0.883	0.001	0.918
Intensité au dos (ψ)	3.6 (2.2)	4.3 (1.7)	5.1 (2.4)	5.2 (2.5)	0.628	0.000	0.173
FC moyenne (bpm)	140 (23.3)	128 (14.7)	152 (19.0)	148 (20.3)	0.242	0.000	0.280
FC moyenne / FC max théorique (%)	77,2 (14.5)	66.0 (8.6)	83,8 (12.1)	75,8 (11.0)	0.022	0.000	0.337

3.2.2 Électromyographie

La fatigue musculaire a été vérifiée à l'aide de l'amplitude et de la fréquence du signal EMG pré-test (pré-test), post-cadence libre (post-test 1) et post-cadence imposée (post-test 2). Les valeurs de p ainsi que les valeurs moyennes sont inscrites dans le tableau 3.4. Au niveau du longissimus gauche et droit, l'amplitude du signal augmente de 0.038mV et de 0.028mV avec le temps alors que la fréquence médiane diminue de 8.12Hz et de 9.92Hz. Il y a une différence significative sur l'amplitude entre le pré-test et le post-test 2 pour le longissimus alors que l'on retrouve une différence entre le pré-test et les deux post-tests en observant la fréquence médiane du longissimus. Au niveau des ischios-jambiers, le gauche et le droit ont réagi différemment. En effet, il n'y a pas de différence significative entre les tests pour l'amplitude du gauche ni pour la fréquence médiane du droit. Tandis qu'il y a une augmentation de la fréquence médiane de l'ischio-jambier gauche entre le pré-test et le post-test 2 de 8.22Hz ainsi qu'une augmentation de l'amplitude du pré-test jusqu'au post-test 2 pour le droit de 0.035mV. Les sujets experts ont conservé la fréquence médiane de l'ischio-jambier entre 90,7Hz et 93,8Hz alors que chez les novices, la fréquence médiane est passée de 81,5Hz à 96Hz.

Tableau 3.4 Moyenne de l'amplitude et de la fréquence médiane et probabilités statistiques obtenues pour les variables électromyographiques

	TEST			Groupe (<i>p</i>)	Test (<i>p</i>)	Groupe- Test (<i>p</i>)	Pré vs post 1	Pré vs post 2	Post 1 vs post 2
	Pré	Post 1	Post 2						
Amplitude longissimus gauche (mV)	0.108	0.127	0.146	0.275	0.000	0.596		x	
Fréquence médiane longissimus gauche (Hz)	92.20	86.03	84.78	0.199	0.001	0.713	x	x	
Amplitude longissimus droit (mV)	0.117	0.131	0.145	0.074	0.000	0.270		x	
Fréquence médiane longissimus droit (Hz)	89.64	81.80	79.73	0.350	0.000	0.110	x	x	
Amplitude ischio-jambier gauche (mV)	0.135	0.145	0.143	0.715	0.618	0.796			
Fréquence médiane ischio-jambier gauche (Hz)	86.66	91.25	94.88	0.742	0.001	0.006		x	
Amplitude ischio-jambier droit (mV)	0.116	0.129	0.151	0.916	0.029	0.078		x	
Fréquence médiane ischio-jambier droit (Hz)	90.97	94.83	94.58	0.974	0.320	0.351			

Le signal des électrodes placées sur les muscles abdominaux a été contaminé par du bruit et c'est pourquoi les résultats ne sont pas inscrits dans le tableau 3.4. En effet, les sujets transportaient fréquemment les caisses en les appuyant sur leur abdomen, ce qui créait du mouvement entre les électrodes et la peau affectant le signal.

3.3 Données biomécaniques

Les tableaux 3.5 à 3.9 présentent les valeurs de probabilité p pour chacune des variables indépendantes évaluées. Les titres des colonnes représentent les variables indépendantes considérées soit G pour les deux groupes de manutentionnaires, H pour la localisation horizontale de la caisse sur la palette, V pour la localisation verticale de la caisse sur la palette et C pour la cadence. Comme on peut le constater sur ces tableaux, les variables indépendantes ont influées de manière significative sur de nombreuses variables dépendantes. Afin de simplifier l'interprétation des résultats, seulement les valeurs significativement différentes seront discutées à moins d'un fait important.

Tableau 3.5 Probabilités statistiques associées aux moments résultants et asymétriques maximaux (Nm) à la prise et au dépôt

	G	H	GH	V	GV	HV	GHV	C	GC	HC	GHC	VC	GVC	HVC
Résultant prise	0.138	0.000	0.515	0.000	0.006	0.000	0.966	0.948	0.310	0.773	0.800	0.667	0.278	0.060
Résultant dépôt	0.080	0.000	0.162	0.000	0.412	0.000	0.550	0.004	0.087	0.060	0.806	0.032	0.656	0.661
Asymétrique prise	0.163	0.000	0.160	0.000	0.390	0.905	0.507	0.052	0.549	0.040	0.371	0.002	0.048	0.121
Asymétrique dépôt	0.164	0.002	0.253	0.000	0.278	0.000	0.752	0.304	0.217	0.622	0.627	0.079	0.131	0.401

Tableau 3.6 Probabilités statistiques obtenues pour les variables cinématiques lorsque le moment est maximal à la prise

	G	H	GH	V	GV	HV	GHV	C	GC	HC	GHC	VC	GVC	HVC
Angle genou droit	0.076	0.548	0.581	0.000	0.000	0.847	0.745	0.118	0.376	0.285	0.752	0.416	0.364	0.261
Angle genou gauche	0.318	0.396	0.704	0.000	0.004	0.013	0.590	0.834	0.679	0.309	0.814	0.258	0.690	0.472
Angle tronc vertical	0.011	0.004	0.505	0.000	0.005	0.037	0.973	0.070	0.193	0.740	0.298	0.872	0.401	0.278
Angle de flexion lombaire	0.021	0.004	0.455	0.000	0.446	0.053	0.500	0.513	0.369	0.957	0.383	0.389	0.273	0.939
Angle flexion latérale lombaire	0.022	0.027	0.552	0.000	0.894	0.457	0.999	0.947	0.826	0.865	0.115	0.646	0.578	0.036
Angle rotation lombaire	0.290	0.995	0.530	0.036	0.000	0.790	0.028	0.032	0.732	0.924	0.487	0.378	0.584	0.032
Vélocité de flexion lombaire	0.619	0.043	0.785	0.000	0.317	0.000	0.012	0.573	1.000	0.947	0.927	0.821	0.483	0.483
Distance horizontale caisse	0.007	0.000	0.066	0.000	0.364	0.000	0.539	0.471	0.571	0.518	0.656	0.499	0.103	0.141

Tableau 3.7 Probabilités statistiques obtenues pour les variables cinématiques lorsque le moment est maximal au dépôt

	G	H	GH	V	GV	HV	GHV	C	GC	HC	GHC	VC	GVC	HVC
Angle genou droit	0.471	0.004	0.336	0.000	0.671	0.000	0.025	0.466	0.346	0.857	0.566	0.005	0.977	0.274
Angle genou gauche	0.080	0.171	0.435	0.000	0.392	0.193	0.800	0.580	0.290	0.003	0.250	0.176	0.878	0.199
Angle tronc vertical	0.012	0.000	0.489	0.000	0.562	0.000	0.950	0.027	0.545	0.250	0.830	0.003	0.224	0.817
Angle flexion lombaire	0.014	0.000	0.350	0.000	0.942	0.000	0.589	0.002	0.447	0.060	0.965	0.541	0.946	0.953
Angle flexion latérale lombaire	0.144	0.071	0.279	0.000	0.042	0.645	0.058	0.159	0.289	0.441	0.297	0.305	0.082	0.972
Angle rotation lombaire	0.781	0.001	0.075	0.019	0.019	0.003	0.537	0.615	0.518	0.892	0.560	0.926	0.725	0.848
Vélocité de flexion lombaire	0.999	0.000	0.919	0.000	0.108	0.585	0.004	0.003	0.019	0.487	0.664	0.708	0.247	0.728
Distance horizontale caisse	0.020	0.000	0.146	0.000	0.192	0.013	0.043	0.161	0.453	0.118	0.512	0.648	0.912	0.034

Tableau 3.8 Probabilités statistiques obtenues pour les durées des différentes phases de manutention

	G	H	GH	V	GV	HV	GHV	C	GC	HC	GHC	VC	GVC	HVC
Manutention totale	0.795	0.709	0.720	0.000	0.208	0.737	0.673	0.002	0.412	0.722	0.708	0.927	0.820	0.379
Manutention pré-transport	0.716	0.000	0.447	0.000	0.240	0.031	0.040	0.001	0.117	0.936	0.238	0.247	0.502	0.958
Transport	0.460	0.001	0.673	0.000	0.954	0.000	0.176	0.051	0.256	0.449	0.480	0.529	0.565	0.399
Manutention post-transport	0.373	0.000	0.706	0.000	0.270	0.054	0.853	0.000	0.796	0.799	0.979	0.792	0.086	0.062

Tableau 3.9 Probabilités statistiques obtenues selon la distance parcourue par les caisses

	G	H	GH	V	GV	HV	GHV	C	GC	HC	GHC	VC	GVC	HVC
Parcours total	0.081	0.000	0.378	0.000	0.839	0.000	0.857	0.707	0.719	0.249	0.117	0.635	0.236	0.329
Déplacement vertical positif	0.005	0.015	0.029	0.000	0.008	0.032	0.591	0.184	0.510	0.621	0.515	0.649	0.709	0.460
Déplacement vertical négatif	0.152	0.000	0.192	0.000	0.047	0.000	0.137	0.417	0.201	0.536	0.581	0.388	0.115	0.767

3.3.1 Effets principaux

Les statistiques descriptives des quatre effets principaux (groupe, localisation horizontale et localisation verticale de la caisse et cadence) sont présentées aux tableaux 3.10 à 3.14. Lorsqu'il existe des différences significatives, les résultats sont indiqués en gras.

Le tableau 3.10 présente les effets principaux des paramètres sur les moments résultants et asymétriques et ce pour la prise et le dépôt. Les moments résultants et asymétriques maximaux à la prise ou au dépôt ne diffèrent pas significativement en fonction de l'expérience des sujets. Par contre, ils diffèrent tous avec la position de la caisse, soit horizontalement (avant vs arrière) et verticalement (étage de la caisse). Les moments étaient tous plus élevés lorsque la caisse était placée à l'arrière de la palette. La différence maximale observée entre les caisses avant et arrière fut de 22.8 Nm pour le moment résultant maximal au dépôt. La localisation verticale influence les moments résultants ainsi que le moment asymétrique au dépôt; plus la caisse est basse, plus le moment est élevé. Entre les deux positions extrêmes, la différence est de 127.3 Nm pour le moment résultant maximal à la prise et de 116.6 Nm au dépôt. La variation est moins importante pour le moment asymétrique maximal au dépôt soit de 12.4 Nm. Pour le moment asymétrique maximal à la prise, le moment augmente avec la hauteur pour diminuer à la position la plus élevée (67.9 Nm, 81.4 Nm, 82.1 Nm et 75,7 Nm). La cadence a eu un effet seulement sur le moment résultant maximal au dépôt et le moment asymétrique maximal à la prise. Le moment résultant maximal au dépôt est plus élevé à une cadence libre et plus lente (145.4 Nm vs 136.3 Nm).

Tableau 3.10 Moyenne (écart-type) des moments en L5/S1 selon les effets principaux

	Groupe		Localisation horizontale		Localisation verticale		Cadence	
Moment résultant maximal à la prise (Nm)	Expert	168.1 (63.5)	Arrière	184.2 (63.9)	1	247.5 (46.3) ²³⁴	Libre	176.0 (64.1)
					2	196.1 (38.3) ¹³⁴		
	Novice	183.8 (64.2)	Avant	167.7 (63.8)	3	139.9 (43.7) ¹²⁴	Imposée	175.9 (64.6)
					4	120.2 (33.5) ¹²³		
Moment résultant maximal au dépôt (Nm)	Expert	133.0 (59.1)	Arrière	152.2 (59.2)	1	209.7 (43.7) ²³⁴	Libre	145.4 (61.6)
					2	155.2 (40.7) ¹³⁴		
	Novice	148.6 (61.1)	Avant	129.4 (59.9)	3	105.3 (37.1) ¹²⁴	Imposée	136.3 (59.3)
					4	93.1 (35.8) ¹²³		
Moment asymétrique maximal à la prise (Nm)	Expert	71.6 (20.0)	Arrière	80.8 (29.2)	1	67.9 (22.4) ²³⁴	Libre	74.2 (26.2)
					2	81.4 (30.3) ¹⁴		
	Novice	82.0 (33.5)	Avant	72.8 (26.3)	3	82.1 (29.3) ¹⁴	Imposée	79.4 (29.6)
					4	75.7 (27.4) ¹²³		
Moment asymétrique maximal au dépôt (Nm)	Expert	62.4 (22.5)	Arrière	67.9 (24.0)	1	72.0 (25.0) ³⁴	Libre	64.5 (23.8)
					2	69.9 (26.4) ³⁴		
	Novice	68.2 (24.6)	Avant	63.2 (23.3)	3	60.6 (19.8) ¹²	Imposée	66.5 (23.6)
					4	59.6 (20.7) ¹²		

À l'instant du moment résultant maximal, plusieurs variables ont été étudiées. Les deux tableaux suivant confirment l'impact des groupes, de la localisation de la caisse ainsi que de la cadence sur ces paramètres à la prise (tableau 3.11) et au dépôt (tableau 3.12).

À l'instant du moment résultant maximal à la prise, les angles de genoux ont varié de plus de 40° selon la localisation verticale de la caisse i.e. les manutentionnaires fléchissaient plus les genoux lorsque la caisse était basse. Les experts avaient un angle de flexion thoracique par rapport à la verticale et lombaire moins prononcé que les novices (respectivement 33° vs 42.4° et 29.5° vs 38.7°). De plus, tous les sujets augmentaient la flexion du thorax lorsque la caisse était positionnée près du sol et à l'arrière de la palette. À l'instant du moment résultant maximal à la prise, la région lombaire était fléchie latéralement vers la droite chez les experts de 1.7° et vers la gauche de 1.8° pour les novices. Si la caisse était disposée à l'arrière de la palette, les sujets fléchissaient la région lombaire vers la droite et si elle était à l'avant vers la

gauche (0.5° vs -0.4°). La localisation verticale de la caisse amène aussi une variation de la posture chez les sujets : vers la gauche si la caisse est à l'étage 1 ou 2 et vers la droite pour les 2 étages supérieurs. Au niveau de la rotation lombaire, les sujets avaient un angle de rotation vers la gauche. Les sujets avaient moins de rotation à l'étage inférieur (3.6°) alors qu'à l'étage 3 celle-ci était la plus importante (5.6°). La cadence libre amenait moins de rotation que la cadence imposée soit 4.1° versus 5.3° . Les sujets avaient une vélocité de la région lombaire en extension plus importante si la boîte se trouvait à l'arrière de la palette ($-14.6^\circ/s$ vs $-11.3^\circ/s$). De plus, toujours à la prise, la vélocité diminuait de $26.2^\circ/s$ avec la hauteur de la caisse de l'étage 1 à 3 et passait à une valeur positive (en flexion) à l'étage supérieur ($1.1^\circ/s$). La distance horizontale de la caisse par rapport à L5-S1 lors du moment résultant maximal était plus grande de 4cm chez les novices. La caisse était plus loin du corps de 6cm si elle était disposée à l'arrière de la palette ou encore plus elle était basse.

Tableau 3.11 Moyenne (écart-type) des paramètres biomécaniques lors du moment résultant maximal à la prise sur les effets principaux

	Groupe		Localisation horizontale		Localisation verticale		Cadence	
Angle du genou droit (°)	Expert	38.4 (28.6)	Arrière	34.4 (27.9)	1	59.7 (36.5) ²³⁴	Libre	33.9 (27.2)
					2	32.5 (21.1) ¹³⁴		
	Novice	30.1 (24.8)	Avant	34.4 (26.3)	3	22.9 (10.5) ¹²	Imposée	35.0 (26.9)
					4	22.5 (11.7) ¹²		
Angle du genou gauche (°)	Expert	36.8 (28.0)	Arrière	34.9 (26.8)	1	59.6 (31.2) ²³⁴	Libre	34.2 (26.0)
					2	35.2 (19.5) ¹³⁴		
	Novice	31.4 (23.0)	Avant	33.3 (24.7)	3	22.2 (12.7) ¹²	Imposée	34.0 (25.6)
					4	19.4 (11.5) ¹²		
Angle du tronc par rapport à la verticale (°)	Expert	33.0 (22.1)	Arrière	38.4 (23.5)	1	66.0 (17.8) ²³⁴	Libre	38.0 (24.8)
					2	49.1 (13.1) ¹³⁴		
	Novice	42.4 (26.5)	Avant	37.0 (25.2)	3	22.9 (11.4) ¹²⁴	Imposée	37.4 (24.9)
					4	12.8 (8.8) ¹²³		
Angle de flexion lombaire relatif (°)	Expert	29.5 (21.3)	Arrière	34.8 (23.3)	1	61.2 (15.0) ²³⁴	Libre	34.4 (23.3)
					2	42.9 (14.1) ¹³⁴		
	Novice	38.7 (24.4)	Avant	33.5 (23.4)	3	20.6 (12.7) ¹²⁴	Imposée	33.8 (23.4)
					4	11.9 (10.3) ¹²³		
Angle de flexion latérale lombaire relatif (°)	Expert	-1.7 (6.0)	Arrière	0.5 (7.2)	1	0.7 (6.7) ²⁴	Libre	0.1 (7.2)
					2	2.9 (8.2) ¹³⁴		
	Novice	1.8 (7.4)	Avant	-0.4 (7.7)	3	-1.2 (6.2) ²	Imposée	0.0 (6.8)
					4	-2.1 (5.5) ¹²		
Angle de rotation lombaire relatif (°)	Expert	5.5 (6.0)	Arrière	4.7 (6.7)	1	3.6 (6.0) ³	Libre	4.1 (6.2)
					2	4.7 (6.3)		
	Novice	3.9 (7.0)	Avant	4.7 (6.4)	3	5.6 (6.2) ¹	Imposée	5.3 (6.9)
					4	4.9 (7.5)		
Vélocité de flexion de la région lombaire (°/s)	Expert	-13.6 (16.6)	Arrière	-14.3 (15.1)	1	-26.2 (12.1) ²³⁴	Libre	-13.4 (16.6)
					2	-20.3 (12.8) ¹³⁴		
	Novice	-11.9 (20.2)	Avant	-11.3 (21.2)	3	-5.6 (14.6) ¹²⁴	Imposée	-12.1 (20.2)
					4	1.1 (19.3) ¹²³		
Distance horizontale de la caisse (m)	Expert	0.38 (0.09)	Arrière	0.43 (0.10)	1	0.45 (0.06)	Libre	0.40 (0.10)
					2	0.43 (0.08) ³⁴		
	Novice	0.42 (0.10)	Avant	0.37 (0.08)	3	0.37 (0.10) ²	Imposée	0.40 (0.10)
					4	0.36 (0.11) ²		

À l'instant du moment résultant maximal au dépôt, il y a une différence significative dans l'angle des genoux entre les localisations verticales de la caisse. En effet, plus la caisse est basse, plus la flexion est prononcée, sauf pour l'étage 3 et 4 qui est semblable, l'angle des genoux varie entre 51.4° et 23.4° . Pour le genou droit, il est plus fléchi de 2.3° lorsque la caisse est à l'avant qu'à l'arrière. La flexion thoracique par rapport à la verticale et lombaire est plus prononcée chez les novices que chez les experts de 7.2° et 8.7° respectivement, ainsi que lorsque la caisse est à l'arrière de la palette (35.6° vs 32.7° pour la flexion thoracique par rapport à la verticale et de 29.7° vs 27.9° pour la flexion lombaire). Lorsque le rythme est libre, la flexion du tronc et la flexion lombaire sont plus élevés de 2.2° comparativement au rythme imposé. Plus la caisse est basse, plus les sujets fléchissent la région lombaire et thoracique, une variation de 45.1° et de 55.2° respectivement. La flexion latérale dans la région lombaire au dépôt se situe vers la droite pour tous les étages sauf le 4^e. L'angle est plus prononcé à l'étage inférieur (-2.6°) alors qu'il est le moins important à l'étage 3 (0.1°). La localisation horizontale influence l'angle de rotation lombaire. Il augmente de 1° si la caisse est à l'avant de la palette comparativement à l'arrière. Au niveau de la localisation verticale, l'angle de rotation lombaire est plus prononcé à l'étage inférieur (2.3°), diminue aux étages 2 et 3 pour augmenter à l'étage supérieur (1.6°). Lors du moment résultant maximal au dépôt, les sujets avaient une vitesse de la région lombaire en flexion plus importante si la caisse était disposée à l'arrière de la palette ($15.7^\circ/s$ vs $9.2^\circ/s$) ou lors de la cadence imposée ($14.4^\circ/s$ vs $10.5^\circ/s$). Plus la caisse était basse, plus la vitesse en flexion était importante (de $24.4^\circ/s$ pour l'étage 1 à $7.2^\circ/s$ pour l'étage 3) sauf pour l'étage supérieur où la vitesse était de $0.2^\circ/s$ en extension. La distance horizontale de la caisse par rapport à L5-S1 lors du moment résultant maximal au dépôt était plus grande de 4cm chez les novices. La caisse était plus loin du corps si elle était disposée à l'arrière de la palette (de 14 cm) ou si elle était basse (une variation de 17 cm).

Tableau 3.12 Moyenne (écart-type) des paramètres biomécaniques lors du moment résultant maximal au dépôt sur les effets principaux

Lors du moment résultant maximal au dépôt	Groupe		Localisation horizontale		Localisation verticale		Cadence	
Angle du genou droit (°)	Expert	35.3 (23.5)	Arrière	32.6 (23.2)	1	51.4 (39.2) ²³⁴	Libre	33.6 (22.6)
					2	32.8 (14.8) ¹³⁴		
	Novice	32.2 (20.4)	Avant	34.9 (20.9)	3	25.1 (13.8) ¹²	Imposée	33.9 (21.5)
					4	25.6 (15.3) ¹²		
Angle du genou gauche (°)	Expert	34.3 (22.0)	Arrière	31.3 (21.3)	1	49.5 (28.0) ²³⁴	Libre	31.7 (21.3)
					2	31.0 (15.0) ¹³⁴		
	Novice	29.3 (19.6)	Avant	32.3 (20.6)	3	23.4 (10.6) ¹²	Imposée	31.9 (20.7)
					4	23.5 (13.6) ¹²		
Angle du tronc par rapport à la vertical (°)	Expert	30.6 (23.8)	Arrière	35.6 (24.1)	1	65.9 (15.5) ²³⁴	Libre	35.3 (25.6)
					2	42.4 (14.9) ¹³⁴		
	Novice	37.8 (26.0)	Avant	32.7 (26.1)	3	17.7 (11.1) ¹²⁴	Imposée	33.1 (24.7)
					4	10.7 (7.6) ¹²³		
Angle de flexion lombaire (°)	Expert	24.4 (19.4)	Arrière	29.7 (21.0)	1	55.3 (14.6) ²³⁴	Libre	29.9 (21.5)
					2	33.8 (13.8) ¹³⁴		
	Novice	33.1 (22.9)	Avant	27.9 (22.3)	3	15.7 (11.0) ¹²⁴	Imposée	27.7 (21.9)
					4	10.2 (10.6) ¹²³		
Angle de flexion latérale lombaire relatif (°)	Expert	-2.1 (6.8)	Arrière	-1.6 (7.5)	1	-2.6 (8.6) ³⁴	Libre	-0.8 (7.3)
					2	-2.9 (8.0) ³⁴		
	Novice	-0.2 (7.5)	Avant	-0.8 (6.8)	3	-0.1 (5.7) ¹²	Imposée	-1.5 (7.1)
					4	0.8 (5.2) ¹²		
Angle de rotation lombaire relatif (°)	Expert	1.5 (6.3)	Arrière	0.8 (6.0)	1	2.3 (5.4) ³	Libre	1.2 (5.6)
					2	0.8 (6.2)		
	Novice	1.1 (5.8)	Avant	1.8 (6.1)	3	0.5 (6.3) ¹	Imposée	1.4 (6.5)
					4	1.6 (6.2)		
Vélocité de flexion de la région lombaire (°/s)	Expert	12.7 (17.2)	Arrière	15.7 (16.2)	1	24.4 (15.4) ²³⁴	Libre	10.5 (18.6)
					2	18.4 (13.5) ¹³⁴		
	Novice	12.1 (20.4)	Avant	9.2 (20.7)	3	7.2 (14.0) ¹²⁴	Imposée	14.4 (18.9)
					4	-0.2 (21.1) ¹²³		
Distance horizontale de la caisse (m)	Expert	0.39 (0.12)	Arrière	0.48 (0.12)	1	0.50 (0.09) ²³⁴	Libre	0.42 (0.13)
					2	0.44 (0.11) ¹³⁴		
	Novice	0.43 (0.13)	Avant	0.34 (0.10)	3	0.37 (0.13) ¹²⁴	Imposée	0.40 (0.13)
					4	0.33 (0.12) ¹²³		

La durée de manutention, divisé en plusieurs phases, a été estimée et le tableau 3.13 résume les effets principaux des groupes, de la localisation des caisses et de la cadence. La durée totale varie selon la localisation verticale de la caisse et la cadence. Les travailleurs prennent plus de temps à transférer la caisse lorsqu'elle est basse ou haute, étant plus rapide au 3^e étage (4,88s, 4.56s, 4,47s et 4,87s de l'étage 1 à 4). La cadence libre était plus lente que la cadence imposée (5.13s vs 4.27s). Ils manutentionnaient plus longtemps la caisse avant de la soulever lorsqu'elle était à l'arrière de la palette (1.32s vs 1.01s) ou encore lors de la cadence libre (1.31s, 1.01s). Plus la caisse était haute, plus le temps de manutention pré-transport augmentait à l'exception de la caisse au sol. Le même phénomène s'est produit pour la durée de manutention post-transport. Pour ce qui est du transport, soit lorsque la caisse ne touche plus aux palettes, le temps augmentait si la caisse était à l'avant de la palette (2.23s vs 2.33s). Aussi, plus la caisse était basse, plus le temps augmentait à l'exception de l'étage supérieur, temps presque égal à l'étage inférieur. La durée du transport restait constante entre les cadences. Aucune différence n'a été trouvée entre les experts et novices dans les durées des diverses phases.

Tableau 3.13 Durée moyenne (écart-type) des différentes phases de manutention sur les effets principaux

Phase	Groupe		Localisation horizontale		Localisation verticale		Cadence	
Manutention totale (s)	Expert	4.61 (1.23)	Arrière	4.71 (1.40)	1	4.88 (1.37) ²³	Libre	5.13 (1.66)
					2	4.56 (1.27) ¹⁴		
	Novice	4.79 (1.52)	Avant	4.68 (1.37)	3	4.47 (1.33) ¹⁴	Imposée	4.27 (0.84)
					4	4.87 (1.51) ²³		
Manutention pré-transport (s)	Expert	1.15 (0.50)	Arrière	1.32 (0.67)	1	1.15 (0.55) ⁴	Libre	1.31 (0.68)
					2	1.10 (0.51) ⁴		
	Novice	1.23 (0.67)	Avant	1.01 (0.46)	3	1.21 (0.61)	Imposée	1.01 (0.45)
					4	1.30 (0.67) ¹²		
Transport (s)	Expert	2.32 (0.44)	Arrière	2.23 (0.50)	1	2.37 (0.50) ²³	Libre	2.36 (0.55)
					2	2.25 (0.47) ¹⁴		
	Novice	2.24 (0.53)	Avant	2.33 (0.47)	3	2.17 (0.46) ¹⁴	Imposée	2.20 (0.40)
					4	2.35 (0.50) ²³		
Manutention post-transport (s)	Expert	1.14 (0.77)	Arrière	1.34 (0.93)	1	1.21 (0.99) ⁴	Libre	1.45 (1.00)
					2	1.09 (0.76) ⁴		
	Novice	1.31 (0.93)	Avant	1.11 (0.76)	3	1.20 (0.76) ⁴	Imposée	1.00 (0.61)
					4	1.41 (0.87) ¹²³		

Les derniers paramètres biomécaniques analysés sont les déplacements des caisses. Pour chacune des caisses le parcours total ainsi que le déplacement vertical positif et négatif a été noté et la moyenne de ces valeurs sont présentées au tableau 3.14. Le parcours total de la caisse variait selon la localisation horizontale et verticale de la caisse. La distance parcourue était supérieure lorsque la boîte se trouvait à l'avant de la palette (2.07m vs 2.15m) et elle diminuait avec une hauteur plus élevée sauf pour l'étage supérieur. Le déplacement vertical positif (soit l'élévation verticale de la caisse) est plus grand chez les novices que chez les experts (0.37m vs 0.34m). Il est aussi plus important si la caisse est placée à l'arrière de la palette (0.37m vs 0.35m) et il diminue plus la caisse est basse. Le déplacement vertical négatif augmente lorsque la caisse est à l'avant de la palette (0.25m vs 0.33m) et aussi plus la boîte est disposée en hauteur.

Tableau 3.14 Moyenne (écart-type) des déplacements de la caisse selon les différents effets principaux.

Parcours	Groupe		Localisation horizontale		Localisation verticale		Cadence	
Déplacement total de la caisse (m)	Expert	2.07 (0.22)	Arrière	2.07 (0.25)	1	2.25 (0.28) ²³⁴	Libre	2.11 (0.25)
					2	2.07 (0.23) ¹³⁴		
	Novice	2.16 (0.28)	Avant	2.15 (0.26)	3	1.97 (0.21) ¹²⁴	Imposée	2.12 (0.26)
					4	2.16 (0.21) ¹²³		
Déplacement vertical positif de la caisse (m)	Expert	0.34 (0.34)	Arrière	0.37 (0.35)	1	0.89 (0.13) ²³⁴	Libre	0.35 (0.35)
					2	0.42 (0.11) ¹³⁴		
	Novice	0.37 (0.37)	Avant	0.35 (0.36)	3	0.08 (0.08) ¹²⁴	Imposée	0.36 (0.36)
					4	0.04 (0.07) ¹²³		
Déplacement vertical négatif de la caisse (m)	Expert	0.28 (0.27)	Arrière	0.25 (0.26)	1	0.06 (0.06) ²³⁴	Libre	0.29 (0.28)
					2	0.10 (0.10) ¹³⁴		
	Novice	0.30 (0.29)	Avant	0.33 (0.29)	3	0.30 (0.14) ¹²⁴	Imposée	0.29 (0.28)
					4	0.69 (0.17) ¹²³		

Puisqu'il n'y avait pas de limitation au niveau de la disposition des caisses à l'exception de 4 étages de 6 caisses, le tableau 3.15 démontre l'étage de dépôt de chaque caisse en fonction de la localisation verticale de celle-ci à la prise. Il y avait un total de 360 caisses par étage. La majorité des caisses de l'étage 1 termineront à

l'étage 4 (84.7%) et vice-versa (78.9%) alors que les caisses prises à l'étage 2 seront déposées à l'étage 3 (76.9%) et vice-versa (73.1%).

Tableau 3.15 Localisation verticale de dépôt de la caisse en fonction de la localisation verticale à la prise de celle-ci

Prise \ Dépôt	1	2	3	4
1	0.6%	2.8%	11.9%	84.7%
2	3.1%	9.4%	76.9%	10.6%
3	17.5%	73.1%	8.1%	1.4%
4	78.9%	14.7%	3.1%	3.3%

3.3.2 Interactions doubles

Afin de simplifier les résultats, seulement les interactions doubles significativement différentes sont illustrées à l'exception de l'interaction entre la localisation verticale et horizontale. Puisque ces deux paramètres sont bien documentés dans la littérature scientifique et que ce projet de maîtrise se concentre sur la différence expert/novice et la fatigue, l'interaction entre la localisation verticale et horizontale ne sera pas analysée. Les figures 3.1 à 3.7 illustrent les interactions à la prise, les figures 3.8 à 3.10, celles lors du transport, et les figures 3.11 à 3.15 celles significatives au dépôt. Toutes concernent la localisation verticale ou horizontale en interrelation avec l'expertise ou la cadence.

Pour l'interaction significative obtenue entre les groupes et la localisation verticale de la caisse, les résultats démontrent qu'aux l'étages inférieurs, le moment résultant maximal à la prise (figure 3.1) est semblable pour les deux groupes, autour de 247 Nm pour l'étage 1, mais plus la hauteur d'étage augmente, le moment chez les novices demeure supérieur et l'écart entre les deux groupes augmentent jusqu'à 30 Nm. L'angle des genoux (figure 3.2 et 3.3) aux étages supérieurs (3 et 4) est semblable chez les experts et les novices autour de 23° de flexion. À l'étage 2, les experts fléchissent le genou droit environ 9° de plus que les novices (cette différence n'est par contre pas significative) alors que l'écart augmente à 26° à l'étage inférieur (73° vs 47°). Le tronc reste toujours plus fléchi chez les novices que chez les experts à la prise pour toutes les hauteurs (figure 3.4), l'écart le plus important se trouve à l'étage inférieur (16°) tandis qu'à l'étage supérieur, l'écart est de 5° seulement. L'angle de rotation lombaire (figure 3.5) augmente chez les novices avec la hauteur de la caisse à l'instant du moment résultant maximal à la prise (de 1.1° à 5.9°) alors que le même angle chez les experts se situe autour de 6° pour les 3 étages inférieurs et diminue à 3.9° lorsque la caisse est à la hauteur maximale. La différence de

position entre les deux groupes est significativement différente seulement aux deux étages inférieurs.

Pour l'interaction significative obtenue entre la cadence et la localisation verticale de la caisse, les résultats démontrent que le moment asymétrique maximal à la prise est le plus faible à l'étage inférieur pour les deux cadences (figure 3.6). À la cadence imposée, le moment asymétrique maximal est plus élevé qu'avec une cadence libre pour les autres étages et la différence la plus importante entre les deux cadences se situe au 3^e étage (12Nm). L'interaction entre la cadence et la localisation horizontale de la caisse est aussi significative pour le moment asymétrique maximal à la prise (figure 3.7). Le moment asymétrique est plus élevé à une cadence imposée qu'à la cadence libre à l'avant de la palette.

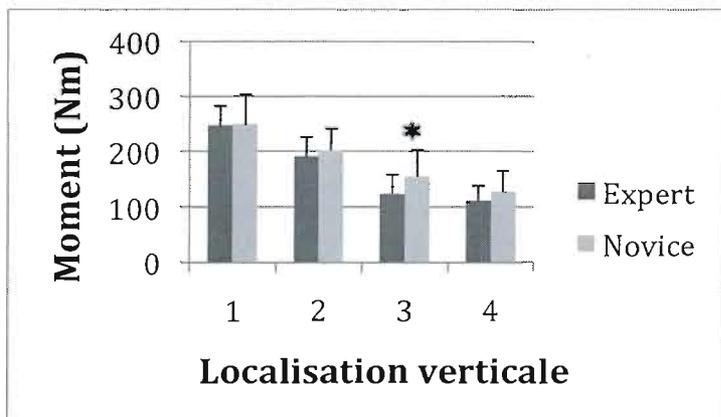


Figure 3.1 Moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

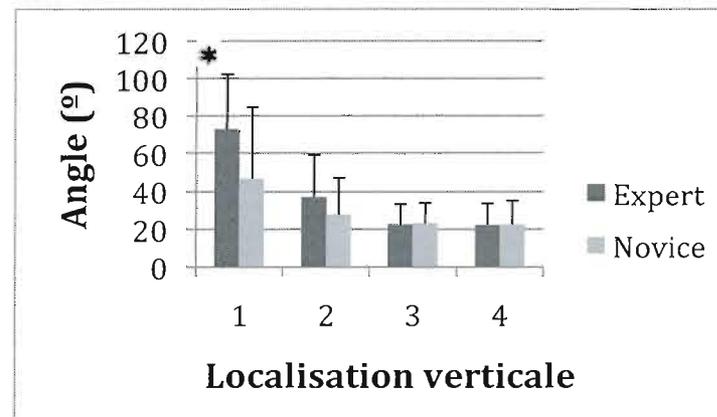


Figure 3.3 Angle de flexion du genou droit lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

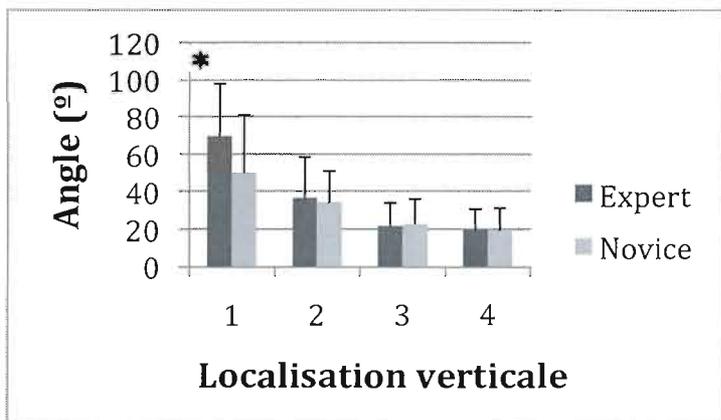


Figure 3.2 Angle de flexion du genou gauche lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

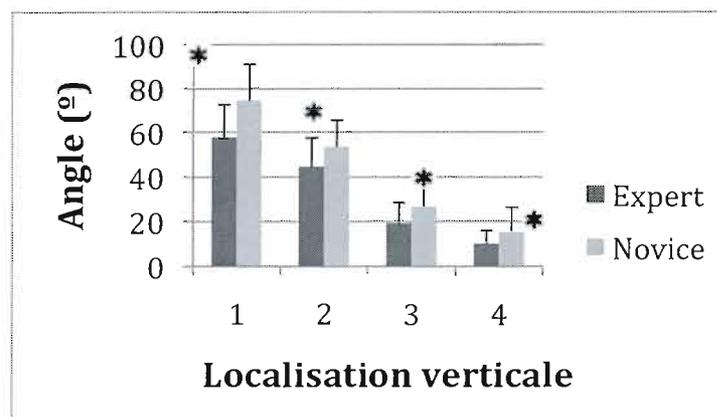


Figure 3.4 Angle de flexion du tronc lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

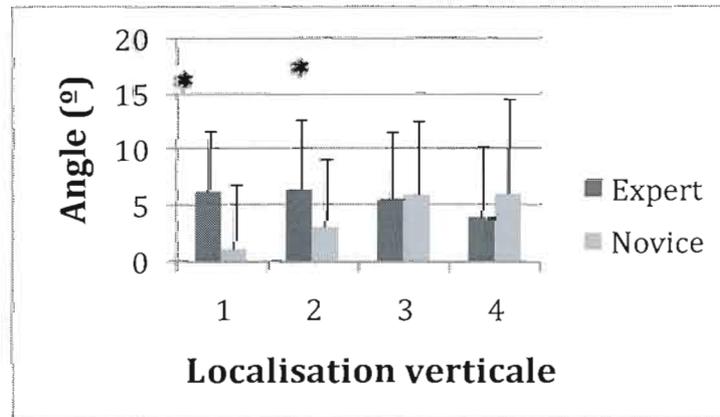


Figure 3.5 Angle de rotation lombaire lors du moment résultant maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

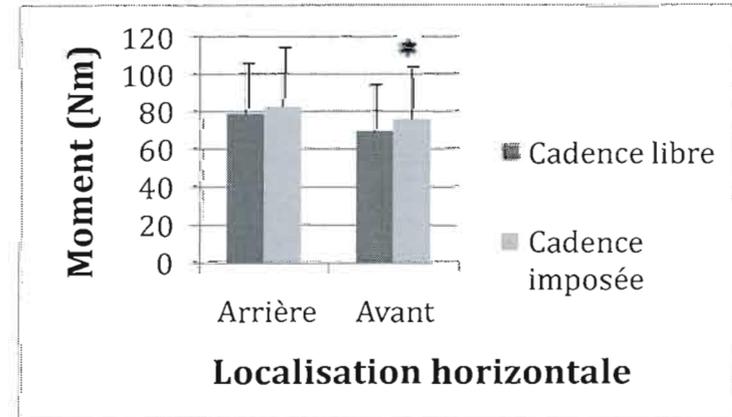


Figure 3.7 Moment asymétrique maximal à la prise en fonction de la localisation horizontale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)

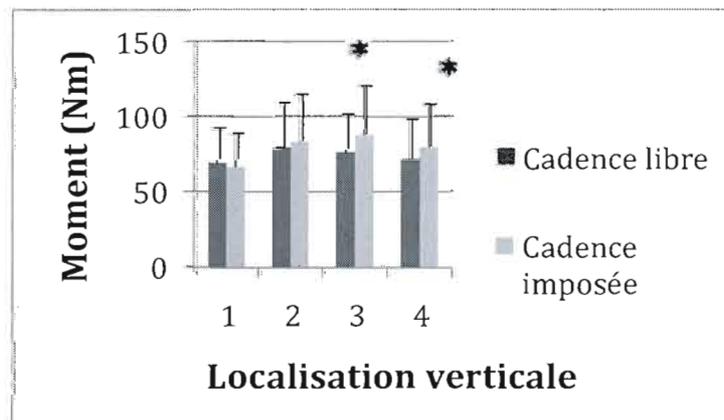


Figure 3.6 Moment asymétrique maximal à la prise en fonction de la localisation verticale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)

Pour l'interaction significative entre les groupes et la localisation verticale de la caisse, les résultats démontrent que le déplacement négatif de la caisse pendant la phase de transport (figure 3.8) augmente avec la hauteur de la caisse à la prise, de plus, à l'étage supérieur, les novices déplacent la caisse sur une plus grande distance verticale. Cette tendance n'est toutefois pas significativement différente. Alors que le déplacement positif diminue avec la hauteur de prise (figure 3.9) les experts ont déplacé la caisse de l'étage inférieur vers le haut sur une plus petite distance que les novices (10cm). Les déplacements sur les autres étages étaient semblables entre les groupes. L'interaction entre les groupes et la localisation horizontale de la caisse est aussi significative. En effet, les deux groupes soulèvent la caisse située à l'arrière de la palette d'environ 36cm (figure 3.10) mais à l'avant de celle-ci, les novices soulèvent la caisse sur la même distance (36cm) alors que les experts la soulèvent de 31 cm, soit 5 cm de moins dans cette condition.

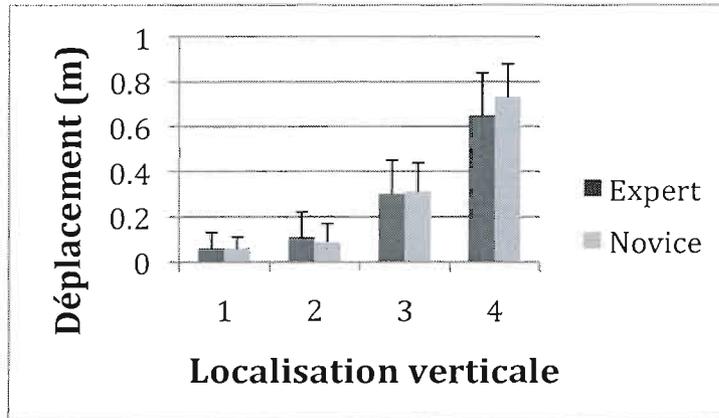


Figure 3.8 Déplacement vertical négatif de la caisse pendant la phase de transport en fonction de la localisation verticale de la caisse à la prise chez les experts et les novices.

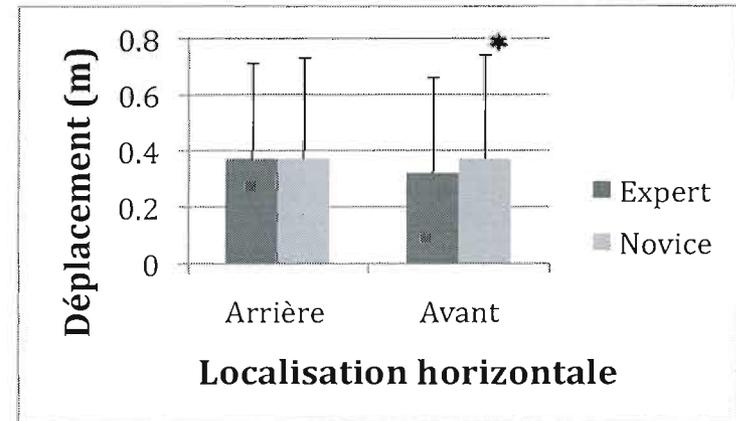


Figure 3.10 Déplacement vertical positif de la caisse pendant la phase de transport en fonction de la localisation horizontale de la caisse à la prise chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

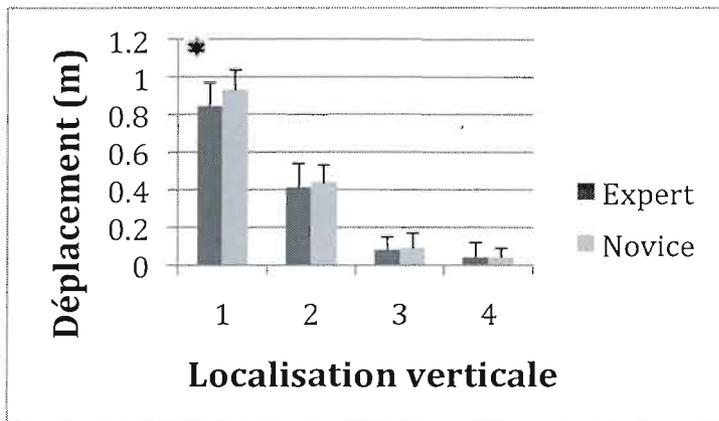


Figure 3.9 Déplacement vertical positif de la caisse pendant la phase de transport en fonction de la localisation verticale de la caisse à la prise chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

Lors du moment résultant maximal au dépôt, les experts avaient un angle de flexion latérale lombaire toujours orienté vers la droite (figure 3.11) tandis que chez les novices, la flexion latérale était vers la droite pour les deux étages inférieurs et vers la gauche pour les deux supérieurs. L'interaction entre les groupes et la cadence est significative pour la vitesse angulaire. En effet, la vitesse angulaire maximale en flexion de la région lombaire au dépôt (figure 3.12) est de $9^\circ/\text{s}$ chez les novices à cadence libre et de $15^\circ/\text{s}$ à cadence imposée tandis que pour les experts, la vitesse ne varie pas (autour de $12^\circ/\text{s}$).

Pour l'interaction significative entre la cadence et la localisation verticale de la caisse, les résultats démontrent que le moment résultant maximal au dépôt (figure 3.13) diminue avec la hauteur de la caisse mais la cadence imposée engendre un moment au dépôt moins important que la cadence libre qui s'estompe avec la hauteur des caisses. L'angle maximal de flexion du tronc au dépôt (figure 3.14) diminue avec la hauteur de la caisse (de 67° à 10°). Cette flexion du tronc est significativement moins importante à une cadence imposée qu'à une cadence libre à l'étage 2. Les résultats démontrent que l'angle de flexion maximal du genou gauche au dépôt (figure 3.15) est plus grand à une cadence imposée pour une caisse à l'arrière de la palette (32° vs 30°).

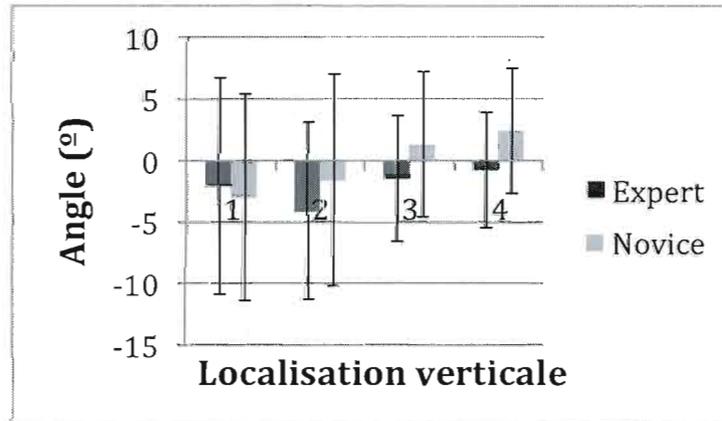


Figure 3.11 Angle de flexion latérale lombaire lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation verticale de la caisse chez les experts et les novices. (* $p < 0.05$)

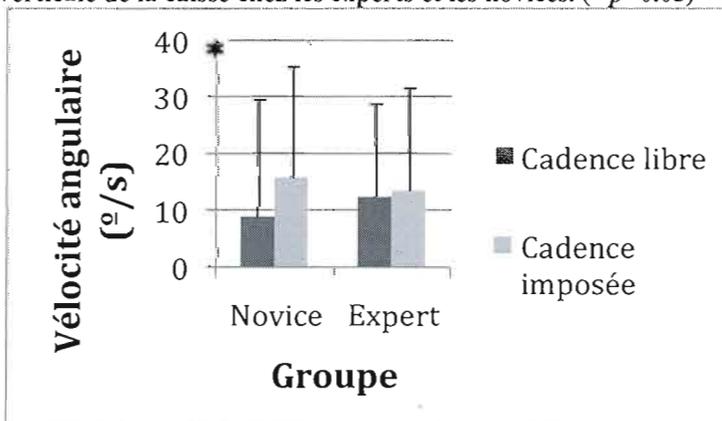


Figure 3.12 Vitesse angulaire de flexion de la région lombaire lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction du groupe pour la cadence. (* $p < 0.05$)

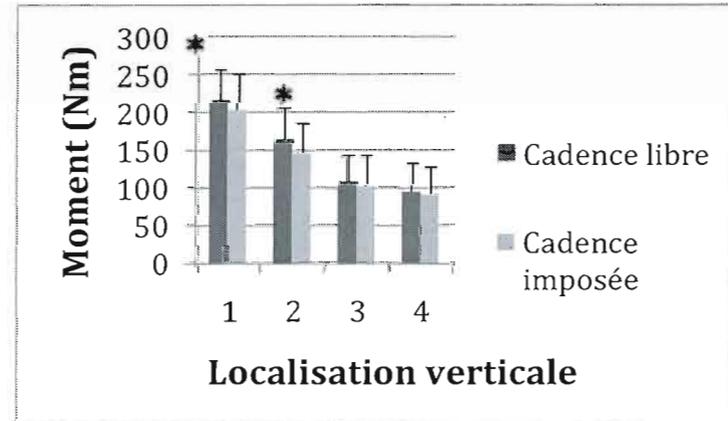


Figure 3.13 Moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation verticale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)

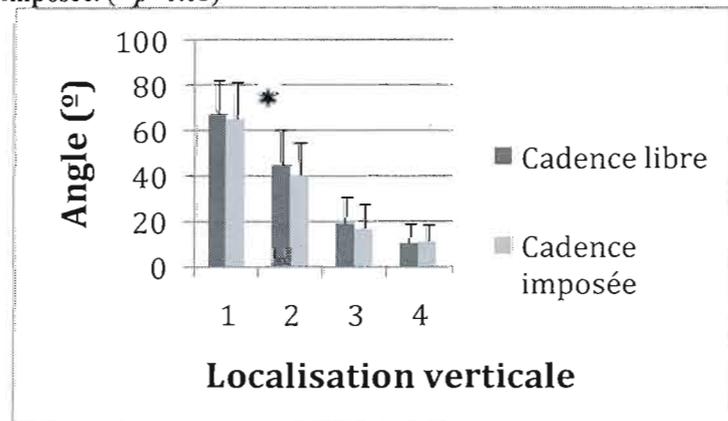


Figure 3.14 Angle de flexion du tronc lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation verticale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)

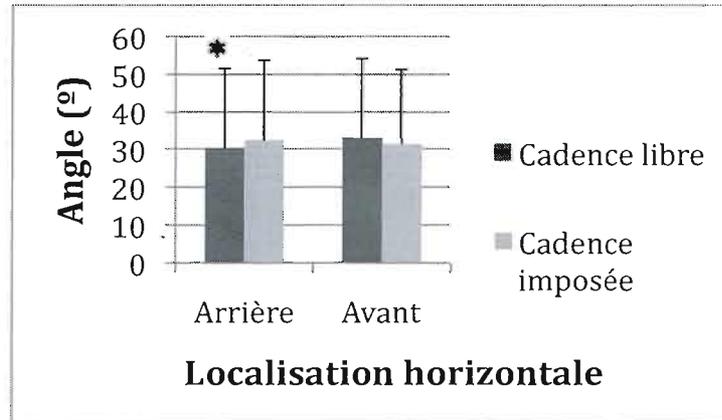


Figure 3.15 Angle de flexion du genou gauche lors du moment résultant maximal au dépôt en fonction de la localisation horizontale de la caisse avec une cadence libre et imposée. (* $p < 0.05$)

3.3.3 Interactions triples

À ce niveau d'interaction, l'interprétation est ardue. C'est pourquoi seulement les situations où les valeurs sont maximales et minimales seront décrites dans les interactions triples significatives.

Le moment asymétrique maximal lors de la prise est plus important chez les novices avec la caisse située au 3^e étage à vitesse imposée (95, 3Nm). Il a été le moins élevé chez les experts à l'étage inférieur à vitesse imposée (64,6Nm).

L'angle de flexion latérale lombaire à l'instant du moment résultant maximal à la prise est le plus prononcé vers la droite lorsque la cadence est imposée et la caisse est à l'avant de l'étage supérieur (-3.4°) tandis que cet angle est plus prononcé vers la gauche (3.5°) lorsque la caisse est prise à l'arrière de l'étage 2 à une cadence libre. À ce même instant, la différence maximale pour l'angle de rotation lombaire est de 6.1° vers la gauche pour les novices avec une caisse à l'arrière de l'étage supérieur et inférieur (respectivement de 6.7° et de 0.6°). De plus, une interaction est présente entre les cadences pour cette variable. Lors de la cadence imposée, les sujets font une rotation de la région lombaire de 6.6° vers la gauche lorsque la caisse est située à l'arrière de l'étage supérieur alors que cette rotation est de 3° pour une caisse à l'arrière de l'étage inférieur à une cadence libre. La vitesse angulaire en flexion lombaire à la prise est de 10°/s pour les novices avec une caisse à l'avant de l'étage supérieur alors qu'elle est de 27.8°/s en extension pour les experts avec une caisse à l'avant de l'étage inférieur.

À l'instant du moment résultant maximal au dépôt, les experts fléchissent le genou droit de 57.2° lorsque la caisse est à l'arrière de l'étage supérieur alors que les novices fléchissent le genou droit de 20.1° lorsque la caisse est à l'arrière de l'étage

supérieur. La vitesse angulaire en extension lombaire au dépôt est de $10.6^{\circ}/s$ pour les novices avec une caisse à l'avant de l'étage supérieur alors qu'elle est de $27.8^{\circ}/s$ en flexion pour les experts avec une caisse à l'arrière de l'étage inférieur. À l'instant du moment résultant maximal au dépôt, la distance horizontale de la caisse est plus éloignée de l'articulation L5/S1 pour les novices lorsque la caisse est déposée à l'arrière à l'étage inférieur (56 cm) et plus près pour les experts lorsque la caisse est déposée à l'avant de l'étage supérieur (25 cm). La caisse arrière de l'étage inférieur est aussi plus éloignée lors du dépôt à la cadence libre (55 cm) alors que la caisse avant de l'étage supérieur est la plus rapprochée à la cadence libre (25 cm).

La durée de manutention total par caisse est plus longue pour les novices lorsque la caisse est l'arrière de l'étage supérieur (5.12s) et plus courte pour les experts avec les caisses situées à l'arrière de l'étage 3 (4.31s).

CHAPITRE IV

DISCUSSION

4.1 Évaluation de la capacité physique

Les résultats de cette présente étude démontrent qu'il n'y a pas de différences physiques entre les experts et les novices. Les deux groupes de sujets, soit les experts et les novices, sont semblables en ce qui a trait au poids et à leur grandeur. La taille et le poids n'ont donc pas eu d'impacts sur les différents paramètres biomécaniques dans cette tâche. Également, les groupes avaient la même force physique et la même endurance au niveau de l'extension du tronc, ce qui limite les variations inter-groupes sur les variables observées. La force et l'endurance des muscles du tronc ne seraient donc pas de bons éléments de prédiction pour déterminer l'expertise d'un travailleur puisqu'aucune différence ne distingue les experts des novices. Puisque les capacités physiques diminuent avec l'âge, il se peut que le travail des manutentionnaires ait contribué à maintenir un niveau de force et d'endurance à un niveau similaire à des travailleurs plus jeunes. L'expérience en manutention pourrait contribuer à maintenir un certain niveau de capacité physique. Authier *et al.* (1996) n'avait d'ailleurs pas observé de différence entre les 2 groupes sur le moment maximal en extension mesuré au dos. Dans la littérature, il n'y a pas beaucoup d'information à ce sujet. Quelques études psychophysiques (Ayoub et Mital 1989, Wu 1997, Mital 1987b) ont

fait part que les experts soulèvent de plus grandes charges que les novices lors d'activités de manutention mais Mital (1987b) souligne qu'il n'existait pas de différence significative sur les tests de forces isométriques. D'un autre côté, si on compare les études de Wu et Hsu (1993) et celle de Wu (1997), l'une avec des sujets novices et l'autre avec des sujets expérimentés, on constate que les expérimentés sont légèrement plus forts que les novices mais il n'est pas possible de savoir si cette différence est significative. Probablement que les manutentionnaires experts de cette étude n'ont pas eu à développer leurs qualités physiques pour s'adapter aux conditions de travail qui n'exigeaient pas des capacités physiques supérieures aux novices. La force et l'endurance des muscles du tronc, comme ils ont été analysés dans cette étude, ne seraient pas des critères pour déterminer si un travailleur est expérimenté ou non.

Pour ce qui est du VO₂ max, les novices ont une capacité plus élevée que les experts par contre, ces résultats sont possiblement causés par la diminution de la capacité physique qui vient avec l'âge (Widmaier *et al.* 2004). Dans la présente étude, les experts avaient une moyenne de 13 années de plus que les novices. Le «step test» utilisé afin d'estimer le VO₂ max n'est pas spécifique à la manutention puisqu'aucun test n'a encore été bâti. Si un tel test existait, les experts auraient probablement un résultat plus élevé que les novices puisque Davis *et al.* (1976) a démontré que le VO₂ max est différent pour un même sujet selon les masses musculaires utilisées.

4.2 Influence de la fatigue

L'un des objectifs de cette expérience était d'évaluer si la fatigue physique pouvait influencer le mode opératoire des manutentionnaires experts et accroître les différences entre experts et novices. Pour cela, les manutentionnaires ont, dans un

premier temps, effectué un transfert de caisse (2 allers-retours) dont le rythme de travail était libre puis dans un deuxième temps, ils ont effectué un autre transfert de caisse (3 allers-retours) à une vitesse imposée de 9 caisses à la minute. Trois mesures ont servi à évaluer le niveau de fatigue physique soit l'EMG, la FC et enfin l'échelle de Borg CR-10.

En analysant les données obtenues par EMG lors du test de fatigue des extenseurs du tronc, l'augmentation de l'amplitude et la diminution de la fréquence médiane démontrent que les sujets ont accumulé une certaine fatigue dans les longissimus à partir du début de la manutention jusqu'à la fin, mais il n'y a pas eu d'augmentation significative de la fatigue entre la cadence libre et imposée (Bouisset et Maton, 1995). Pour les ischios-jambiers, l'augmentation de la fréquence médiane entre le pré-test et les posts-tests, plus importante chez les novices que les experts, indique que les ischios-jambiers n'ont pas accumulé de la fatigue et cela malgré une légère augmentation de l'amplitude du signal pour la cuisse droite (significative) et gauche (non significative). Les ischios-jambiers s'activent graduellement pour compenser la fatigue des muscles dorsaux afin de permettre l'extension de la hanche. Plus les ischios-jambiers sont impliqués dans la tâche, plus l'amplitude augmente. Il y aurait probablement une diminution éventuelle de la fréquence médiane si la tâche aurait été de plus longue durée. Ce patron moteur a été observé chez les experts et chez les novices. Il n'y a eu aucune différence dans l'effet principal entre les experts et les novices. Les deux groupes semblent donc avoir éprouvé le même niveau de fatigue.

La FC a augmenté de manière significative entre la cadence libre et la cadence imposée. On peut supposer que l'effort physique général était plus exigeant lors de la condition imposée par rapport à la condition libre. Les deux groupes n'étaient pas différents sauf en ce qui concerne la FC relative qui indique que les experts utilisaient une portion plus importante de leur capacité maximale comparativement aux novices pour la même tâche. L'échelle de perception de Borg supporte l'état de fatigue

accumulé dans la tâche. En effet, les sujets ont perçu la cadence libre au niveau de l'intensité musculaire ainsi que de la fatigue autour de « modéré » alors que la cadence imposée a été perçue comme étant « intense ». Pour les deux groupes, l'intensité de la tâche ainsi que la fatigue a été perçue également.

En bref, il y a une augmentation continue de la fatigue à partir du début de la manutention jusqu'à la fin. Les sujets ont perçu (échelle de Borg) une augmentation de fatigue musculaire et générale entre les deux conditions de cadence mais il n'y a pas eu d'augmentation significative de la fatigue musculaire pour le dos en passant de la cadence libre à la cadence imposée. Les ischios-jambiers eux n'ont pas vraiment été fatigués. La FC indique de plus que la fatigue physique générale était plus élevée lors de la condition imposée. Ainsi lorsque les résultats de la cadence libre sont comparés à ceux de la condition imposée, la fatigue et la vitesse de manutention sont deux variables dont il faut tenir compte dans l'interprétation des résultats

4.3 Le comportement des variables associées à la manutention

Comme plusieurs études ont déjà déterminé les effets de la localisation horizontale et verticale sur la manutention et que l'objectif de cette présente recherche est de déterminer les différences entre les experts et les novices lors d'une tâche de manutention ainsi que les effets de la fatigue sur ceux-ci, la discussion sera majoritairement centrée sur ces deux aspects. La tâche de manutention sera divisée en trois parties : la prise, le transport et le dépôt. Dans chacune de ces parties, des actions différentes sont posées et par le fait même, peuvent être différentes entre les experts et les novices.

4.3.1 Lors de la prise

Le moment résultant maximal au niveau de L5/S1 est une variable qui est grandement utilisée dans la littérature afin de déterminer les risques de blessures au dos (Straker 2002). La posture et la masse soulevée sont les principaux éléments qui font varier les moments. La vitesse et l'accélération segmentaire engendrent aussi des modifications. Lors de la prise, les moments résultants sont plus élevés que ceux aux dépôts. On peut alors supposer que cette phase est l'instant le plus à risque lors d'une tâche de manutention. Dans cette étude, les moments résultants maximaux ne sont pas significativement différents entre les groupes même si les novices ont tendance à démontrer des valeurs plus élevées. Par contre, si l'on regarde l'interaction entre les groupes et la localisation verticale, cette variable devient significativement différente. En effet, les novices ont des moments résultants à la prise plus élevés que les experts aux étages 3 et 4. La localisation de la caisse fait varier l'amplitude du moment de force résultant. Il est plus important plus la hauteur de prise est basse ou encore à l'arrière d'une palette, ce qui concorde avec la littérature sur la manutention (Mital 1987a, 1992, Ayoub *et al.* 1979, Snook et Ciriello 1991). Ces moments sont grandement influencés par les différences de posture qui seront discutés plus bas. Le danger de cette tâche de manutention avec les conditions présentes n'est pas d'excéder la capacité maximale des tissus mais bien de créer des blessures d'usure (McGill 1997). L'analyse des variables associées à la manutention décrites plus haut permettra de déterminer les causes des variations des moments.

L'analyse de la posture permet de déterminer les causes des fluctuations des moments de forces mais aussi de comprendre les techniques de manutention utilisées. Les données de posture ont été enregistrées à l'instant du moment résultant maximal, soit où le risque était le plus élevé lors de cette phase. Comme attendu, les sujets fléchissent plus les genoux, le tronc et la région lombaire plus la caisse est basse. En effet, les sujets peuvent se tenir debout lorsque la prise doit se faire à la hauteur de la

poitrine ou des hanches mais doivent fléchir à la hauteur des genoux ou du sol. Chez les experts, l'angle de flexion thoracique par rapport à la verticale et lombaire est moins élevé que les novices. La flexion du tronc est aussi moins élevée que les novices à chacun des étages. Les experts fléchissent plus les genoux que les novices aux deux étages inférieurs. Aux étages supérieurs, la flexion des genoux étant minimale et similaire pour les deux groupes puisque les caisses sont situées à la hauteur de la taille et de la poitrine. La caisse est aussi plus près de l'articulation L5/S1 pour les experts. Les postures adoptées démontrent que les manutentionnaires observés utilisent une technique libre, soit entre le «stoop» et le «squat» selon les définitions de Straker (2003). Les experts ont une tendance vers le «squat», en fléchissant plus les genoux et moins le tronc, alors que les novices tendent vers le «stoop» en fléchissant plus le tronc et moins les genoux. La tendance à observer un moment résultant maximal à la prise inférieure pour les experts s'explique surtout par la réduction des bras de résistance du tronc et de la charge externe comparativement aux novices. Ces résultats contrastent avec ceux de Gagnon *et al.* (1996) où les experts avaient plus de flexion de genoux que les novices. Dans les dernières années, la formation sur les techniques de manutention prônait l'utilisation de la technique du «squat». Il est possible que cette évolution de l'enseignement ait amené les experts de la présente étude à fléchir plus les genoux comparativement à l'étude de Gagnon *et al.* (1996) conduite il y a plus de 15 ans.

La réduction du moment résultant est une conséquence positive suite à certaines actions des manutentionnaires et plusieurs aspects peuvent influencer leur posture. En premier lieu, l'inclinaison de la caisse à la prise faite par les experts a été démontrée dans les études d'Authier *et al.* (1996) et de Gagnon *et al.* (2000). Cette méthode permet d'élever le centre de masse de la caisse, de réduire l'angle de flexion du tronc et de diminuer le déplacement vertical positif de la caisse. Deuxièmement, la flexion lombaire maximale dépend entre autres choses de la flexibilité lombaire des sujets qui elle diminue avec l'âge (Troke *et al.* 2005). Les experts pourraient avoir

été restreints dans la flexion due à un manque de flexibilité. Troisièmement, la réduction de l'angle de flexion lombaire semble être un principe biomécanique qui s'acquière difficilement s'il n'est pas enseigné spécifiquement. En effet, dans l'étude de Gagnon (2003), dix sujets novices ont reçu une formation théorique et visuelle (vidéo comparant les manutentions d'experts et novices) sur certains principes biomécaniques de la manutention, soit la réduction du bras de résistance de la charge, l'inclinaison de la caisse à la prise et la réduction de l'asymétrie mais sans remarque particulière sur la flexion lombaire. Entre la séance pré-formation et post-formation, l'angle de flexion lombaire était resté autour de $45^\circ (\pm 1^\circ)$ tandis que les genoux étaient moins fléchis de 35° , le centre de masse de la caisse était plus élevé de 6cm et que la distance horizontale de la caisse par rapport à L5/S1 a diminué de 10cm. On peut supposer qu'en fléchissant un peu plus les genoux, les sujets de cette étude auraient probablement moins fléchi la région lombaire. D'un autre côté, en comparaison, à l'étage inférieur, les experts du présent projet ont un angle de flexion lombaire de 55° et les novices de 67° . Les angles dans cette étude sont légèrement plus élevés puisque la hauteur de la surface où la caisse était prise était de 6cm plus basse. L'angle de flexion lombaire maximal varie entre 40° et 81° selon les études et l'âge des sujets (Dopf *et al.* 1994, Green et Heckman 1994, Dvorak *et al.* 1995, McGregor *et al.* 1995, Ng *et al.* 2001, Troke *et al.* 2001). Le fait de soulever une caisse dans ses mains augmente probablement l'angle maximal de flexion puisque les éléments passifs du dos (tendons et ligaments) sont étirés par le poids de la caisse. Maduri *et al.* (2008) ont effectivement mesuré un effet du poids sur l'angle de flexion lombaire particulièrement lorsque celui-ci est prononcé. Afin de déterminer si les angles de flexion thoracique par rapport à la verticale et lombaire sont dus à une limitation physique ou à un apprentissage d'une technique de manutention, il serait important dans les études futures de mesurer la flexibilité de chaque sujet afin de déterminer à quel pourcentage de flexion le sujet exécute la tâche.

L'asymétrie de posture est considérée comme un facteur de risques important associé aux blessures au dos (Natarajan *et al.* 2008, National Research Council 2001). La posture dans laquelle le sujet se tient influence l'endroit où la pression est appliquée sur le disque intervertébral. Plus le sujet fléchi sa colonne vertébrale, plus la pression augmente sur la partie antérieure du disque intervertébral et en conséquence, pousse le noyau vers la partie postérieure du disque. Si le sujet ajoute une rotation, l'intégrité du disque sera encore plus compromise dû à l'orientation des fibres qui composent l'*annulus fibrosus*. En effet, les fibres sont orientées à environ 20° entre chaque couche adjacentes. Lorsqu'il y a de la rotation, l'angle des fibres diffère et diminue la résistance de l'*annulus fibrosus* (Chaffin *et al.* 1999). Troke *et al.* (2005) ont déterminé les amplitudes maximales des mouvements de la région lombaire. En rotation lombaire, les sujets avaient une amplitude de 7° alors qu'en flexion latérale, l'amplitude maximale variait entre 15° et 28° selon l'âge des sujets, autour de 26° à 25 ans et 24° à 40 ans. Dans cette étude, les deux groupes ont des angles de flexion latérale lombaires similaires à la prise mais dans des directions opposées. Le haut du corps des experts est orienté vers le dépôt, résultat similaire à Authier *et al.* (1996) alors que les novices fléchissent latéralement vers la palette de prise. Il faut par contre tenir compte du fait que l'amplitude de ces angles est faible (1.8° sur un maximum de 25°). L'angle de rotation lombaire est toujours orienté vers le dépôt pour les deux groupes par contre, il est presque constant chez les experts alors qu'il augmente à chacun des étages chez les novices. Il est important de noter que même si les angles ne sont pas élevés (jusqu'à 6°), ces positions sont risquées puisque les sujets sont presque à leur amplitude maximale de rotation, augmentant ainsi le risque de blessure au niveau des disques intervertébraux. Imbeau *et al.* (1991) ont aussi obtenu des résultats similaires. Contrairement à cette étude qui était concentrée sur la région lombaire, ils ont observé la rotation et la flexion latérale entre les épaules et les hanches. L'amplitude de mouvement était plus importante si les caisses étaient prises à la hauteur de la ceinture. Similairement, dans cette étude, les angles maximaux

étaient aux étages 2 et 3. Authier *et al.* (1995,1996) ont observé que les experts effectuaient un transfert de poids afin de transporter les caisses ; à la prise, les manutentionnaires initiaient le transport de la caisse par le poids de leur corps. Ils suggèrent que cette technique est utilisée afin de créer un mouvement plus continu. La position de la région lombaire des experts au moment résultant maximal à la prise permet d'émettre la supposition qu'ils ont effectivement utilisé cette technique. Cette stratégie de manutention permettrait d'utiliser l'énergie potentielle de la caisse et du corps afin de déplacer la caisse et donc de réduire la force musculaire nécessaire. Cette théorie reste quand même à être validée avec l'analyse ergonomique des vidéos et du déplacement du centre de masse des sujets. Les experts, en utilisant cette technique, se soumettent à plus de risque de blessure au niveau du disque intervertébral dû à une rotation lombaire accrue.

La cadence a amené peu de changements au moment de la prise. L'angle de rotation lombaire augmente légèrement avec la cadence plus rapide. Le tronc est plus positionné en direction du dépôt lors de la prise afin d'accélérer le rythme en réduisant le temps de manutention pré-transport (significatif) et le temps de transport (non-significatif). Un accroissement de la vitesse et de la rotation lombaire augmente les risques de blessures au niveau des disques intervertébraux. Il existe aussi une interaction entre la cadence et la localisation horizontale de la caisse sur le moment asymétrique maximal. En effet, le moment est plus important pour les caisses à l'arrière ainsi que pour une cadence imposée. L'augmentation du rythme augmente la rotation lombaire, variable impliquée dans le calcul du moment asymétrique. La cadence n'a toutefois pas conduit à des effets distincts entre les experts et les novices puisqu'aucune interaction significative entre la cadence et le groupe n'a été observée.

4.3.2 Pendant le transport

L'étude des déplacements de la caisse est intéressante et permet d'affiner les connaissances sur la manutention en observant certains détails. Le déplacement vertical positif et négatif du centre de masse de la caisse devrait varier selon sa localisation verticale sur la palette alors que la localisation horizontale ne devrait pas fluctuer. Les résultats démontrent que si la caisse est prise au sol, le manutentionnaire devra la soulever jusqu'au 4^e étage pour la déposer et vice versa. Les experts, toutes caisses confondues, déplacent verticalement chaque caisse 3 cm de moins que les novices et de 9 cm pour les caisses situées à l'étage inférieur. Lors de la prise, les experts inclinent généralement plus la caisse, ce qui élève son centre de gravité (Authier *et al.* 1996, Gagnon *et al.* 2000). Cette inclinaison pourrait expliquer la différence du parcours vertical positif entre les deux groupes. Aussi, les experts pourraient être plus précis tant qu'au déplacement vertical positif de la caisse en soulevant celle-ci seulement de la hauteur minimale afin de la poser sur la palette. Au total de l'expérimentation (240 caisses), les novices auront soulevé les caisses 720 cm de plus, soit l'équivalent de manutentionner 21 caisses supplémentaires. Au niveau du déplacement vertical négatif, les novices descendent les caisses de l'étage supérieur en moyenne de 8 cm de plus que les experts, cette tendance n'est toutefois pas significative, alors qu'il n'y a pas de différence, pour ces mêmes caisses, au niveau du déplacement vertical positif. Le calcul du déplacement du centre de masse de la caisse cesse lorsque la caisse n'est plus en contact avec les mains du sujet ou encore dès qu'elle touche aux autres caisses. Deux hypothèses sont possibles afin d'expliquer le déplacement vertical négatif : le sujet incline la caisse au dépôt, ce qui élève son centre de masse et ainsi diminue le déplacement ou il laisse tomber la caisse de plus haut ce qui arrête le calcul. Des observations ergonomiques ont été faites pour 10 sujets (5 experts et 5 novices) mais elles n'ont pas confirmés ces hypothèses. Cet

effort supplémentaire fait par les novices augmente la charge supportée par le corps et à long terme pourrait causer des blessures.

La distance totale parcourue par la caisse pendant le transport varie selon sa localisation sur la palette. En effet, si la caisse est située à l'avant, elle sera déposée généralement à l'arrière de la palette dans 79% des cas. Lorsque la caisse est à l'arrière de la palette, les manutentionnaires rapprochent la caisse avant de la soulever pour la déposer à l'avant de l'autre palette. La distance parcourue sera donc plus petite pour ces caisses. Ceci a été observé lors de l'expérimentation et confirmé quantitativement. Le temps de transport est aussi plus court pour les caisses situées à l'arrière pour les mêmes raisons. De plus, les temps de pré-transport et de post-transport sont plus longs pour ces caisses puisque les sujets doivent faire plus de manipulations afin de les tirer vers eux ou de les placer correctement à l'arrière. Il n'y a cependant aucune différence entre les deux groupes pour ces variables.

Aucune différence entre les groupes n'a été observée pour les durées de manutention, mais comme prévu, la durée de manutention totale était significativement plus courte pour la cadence imposée. Le temps de transport devrait être plus rapide avec une augmentation de la cadence puisque le temps de manutention totale est plus restreint. Les résultats obtenus dans cette étude sont très intéressants. En effet, lorsque la cadence augmente, le temps de transport reste théoriquement constant ($p=0.051$). Les sujets seraient donc plus rapides lors des phases de pré-transport et de post-transport afin d'augmenter la cadence. Lorsque la charge est complètement soutenue, les sujets seraient plus prudents et tenteraient de garder le même temps de transport. Comme l'a noté Lortie (2002), les travailleurs manipulent la caisse avant de la soulever pour prendre de l'information sur celle-ci soit son poids, son centre de masse, etc. S'ils prennent moins de temps, les risques de blessures peuvent augmenter. Dans le cas de cette étude, les manutentionnaires sont familiers avec les caisses, puisque ce sont les mêmes durant les deux tâches et qu'ils ont eu à les manipuler lors de la séance de

familiarisation. Il serait intéressant de refaire l'expérience avec des caisses de masse différentes dans la même palette ou encore des caisses ayant un contenu fragile afin de déterminer s'il y a une différence au niveau du temps avant la prise et après le dépôt selon les groupes ainsi que la cadence. Il a été démontré qu'il y a une différence dans l'activation des muscles responsables de la posture avant la prise d'une charge dont le poids est inconnu (Marchand *et al.* 1997). Généralement, les muscles sont activés 40 à 60ms avant la prise (Belin'kii *et al.* 1967). Dans l'étude de Marchand *et al.* (1997), les sujets sur-activaient certains muscles (*gastrocnemius medialis*, *biceps femoris* et *sacrospinalis*) avant la prise comparativement aux essais contrôles où les masses étaient connues. Cette mauvaise anticipation de la charge causait un transfert de force trop élevé pour la charge. Par contre, cet effet était seulement significatif si l'écart entre les masses était grand et si la masse contrôle précédant l'essai était élevée. Si l'activation des muscles posturaux diffère avec des masses variables, les temps de pré-transport seront probablement touchés. En effet, l'étude de Gagnon (2003) sur la formation des manutentionnaires démontre que les sujets tournent plus la caisse avant la prise si le poids des caisses est variable comparativement à des boîtes homogènes. Ces études ne portaient toutefois pas sur la palettisation. Au niveau du temps de transport selon la localisation verticale de la caisse, celles prises à l'étage supérieur et inférieur ont une durée de transport plus élevée puisqu'elles ont plus de déplacement à faire que celles situées aux étages médians. Cette tendance est la même pour tous les manutentionnaires étudiés puisqu'il n'y a pas eu de différence entre les groupes.

4.3.3 Lors du dépôt

Même si les moments résultants maximaux au dépôt sont moindres qu'à la prise, ils amènent quand même un stress important au niveau des disques intervertébraux et des blessures peuvent survenir à ce moment. Le dépôt sur l'étage inférieur est le plus

à risque puisque les moments y sont les plus élevés. De plus, peu de recherches entre les experts et les novices ont observés la phase de dépôt mais certaines ont démontrés des différences entre les experts et les novices lors de cette phase (Authier *et al.* 1995, 1996). Il est donc important d'étudier cette phase de la palettisation afin de déterminer quelles stratégies différencient les deux groupes de sujets.

Lors du moment résultant maximal au dépôt, comme à la prise, les sujets experts sont moins fléchis au niveau lombaire et thoracique. De plus, la caisse est 4cm plus près de L5/S1 au moment résultant maximal chez les experts que chez les novices. Malgré qu'il n'y ait pas de différences significative, la tendance à observer des moments résultants plus élevés chez les novices s'explique par ces deux facteurs qui, en réduisant le bras de résistance, permettent d'approcher le centre de masse des segments corporels ainsi que de la charge externe vers l'articulation L5/S1. Aucune autre variable étudiée ne démontre de différence significative entre les groupes. La position du tronc et de la caisse a permis de réduire le moment résultant maximal de 15Nm par contre, la différence est non-significative ($p = 0.08$).

Au niveau de l'asymétrie, il y a des différences significatives pour l'interaction entre les groupes et la localisation verticale de la caisse pour la flexion latérale et la rotation lombaire. Par contre, les amplitudes des valeurs de rotation sont minces. En flexion latérale lombaire, la valeur moyenne maximale est de 4.1° sur un maximum de 25° . En rotation lombaire, les valeurs moyennes atteignent au maximum 50% de l'amplitude maximale (pour les experts à l'étage inférieur). L'asymétrie est donc presque nulle. Il n'a effectivement pas de différence significative sur le moment asymétrique maximal entre les deux groupes. Authier *et al.* (1996) ont observé, pendant la phase de dépôt, que les novices ont le bassin plus souvent orienté vers le lieu de dépôt que les experts.

La cadence apporte plus de changements au dépôt qu'à la prise. Le moment résultant maximal au dépôt est plus élevé pour la cadence libre que celle imposée et ce pour chaque étage. En effet, le tronc ainsi que la région lombaire sont plus fléchis lors d'une fréquence plus lente ce qui augmente le bras de résistance au niveau de l'articulation L5/S1 et de ce fait même, le moment de force résultant maximal. Le tronc, qui est plus fléchi à la cadence libre pour chacun des étages vient confirmer ces résultats. Une des possibilités qui expliquerait ces observations serait que les sujets auraient tendance à incliner la caisse ou la laisser tomber de plus haut afin d'accélérer le rythme en cadence imposée ainsi ils n'ont pas besoin de se pencher afin de déposer ou de placer la caisse. Cette hypothèse est aussi appuyée quantitativement par les déplacements de la caisse.

La cadence affecte différemment la vitesse angulaire en flexion lombaire des experts comparativement aux novices. Puisque la fréquence de manutention augmente, le dépôt doit se faire plus rapidement. La vitesse de la flexion lombaire augmente donc. Au dépôt, les experts conservent la même vitesse entre les deux fréquences tandis qu'elle augmente chez les novices. Le corps des novices suivrait la trajectoire de la caisse alors que les experts conserveraient le tronc et la région lombaire stable pendant le dépôt de la caisse. Puisque le rythme s'intensifie, la région lombaire des novices fléchit aussi plus rapidement. Ce résultat peut être important en terme de réduction du risque. En effet, un moment d'extension en L5-S1 combiné à une vitesse angulaire de flexion signifie probablement un effort excentrique de la part des extenseurs du tronc. Une stratégie qui diminue la vitesse angulaire de flexion contribue donc à diminuer le risque de blessures associé aux efforts excentriques.

4.4 Les limitations de l'étude

Les sujets répondaient tous aux critères qui avaient été fixés quoiqu'ils ne fussent pas entièrement exempts de blessures musculo-squelettiques. Les problèmes au dos étaient absents pour la très grande majorité des sujets et plus particulièrement pour les experts. Il est peu probable alors que les blessures musculo-squelettiques aient pu jouer un quelconque rôle dans les résultats de cette recherche.

Malgré les efforts à laisser les manutentionnaires libres de toutes contraintes, certaines limitations sont encore présentes. Premièrement, afin d'obtenir les données cinématiques et l'activité électrique des muscles, le système Optotrak et des électrodes de surfaces ont dû être utilisés. Le désavantage est qu'il faut placer des marqueurs sur chaque membre, des électrodes ainsi qu'un harnais de fixation, tous reliés par des fils ce qui pouvait gêner le sujet dans sa technique de manutention. Les fils l'empêchaient aussi de faire un tour complet. De plus les sujets devaient rester toujours en contact avec la plate-forme de force et ne pouvaient pas placer les pieds sur les palettes. Enfin, ils ne pouvaient pas empiler les caisses de manière totalement libre. Ces contraintes étaient nécessaires pour permettre d'utiliser le modèle segmentaire du bas (dans lequel les pieds devaient garder contact avec la plate-forme de force) et pour diminuer la variance inter-sujet dans l'empilement des caisses (il aurait été difficile d'effectuer des comparaisons sur des conditions d'empilement différentes). Il n'est pas possible d'évaluer l'impact de ces contraintes sur nos résultats mais nous pensons malgré tout que les manutentionnaires étaient suffisamment libres de leurs déplacements pour reproduire en laboratoire ce qu'ils faisaient en entrepôt. Deuxièmement, la tâche de manutention était d'environ 30 minutes tandis qu'en milieu de travail, elle doit être réalisée pendant 8h. Il peut y avoir des changements qui arrivent après la période de temps analysée. Enfin, le laboratoire lui-même peut avoir un impact psychologique sur le sujet. S'il se sentait

observé, il pouvait modifier sa technique sans en être conscient pour « bien faire ». Pour contrecarrer cet effet, à la première séance, le sujet manipulait des boîtes avec l'instrumentation afin de réduire l'effet de surprise et pour se familiariser avec ce nouvel environnement.

Il est important de noter que même s'il a été démontré qu'il y avait un certain niveau de fatigue musculaire, il est impossible de distinguer si c'est effectivement la fatigue qui a eu un impact sur les différences trouvées entre les deux cadences ou encore si c'est celle-ci qui a amené ces changements. L'impact de la fatigue aurait pu être isolé en demandant aux sujets de transférer les caisses de palettes à palettes sur une plus grande période de temps sans changer la cadence. Pour l'impact de la cadence, un temps de repos aurait été nécessaire afin de reposer les sujets et ainsi enlever l'effet de la fatigue ou encore faire les essais sur deux journées différentes. De plus, il aurait été nécessaire d'imposer deux cadences mais cela aurait dévié de l'objectif principal de cette recherche qui était de laisser travailler les sujets comme dans leurs milieux de travail.

CONCLUSION

Cette expérimentation a permis de continuer la recherche afin de comprendre les différences entre les modes opératoires des experts et des novices. Les nombreux résultats démontrent qu'il y a effectivement des différences entre les deux groupes. En effet, les experts auraient un mode opératoire plus sécuritaire et plus performant que les novices, notamment en gardant le tronc et la région lombaire moins fléchis et en soulevant moins les caisses. Par contre, les experts ont une plus grande amplitude de rotation lombaire que les novices et il n'y a pas de différences entre les fréquences de manutention libres des deux groupes. D'autres études sont nécessaires afin de comprendre les relations entre les variables de manutention et leurs impacts.

Ces résultats doivent être divulgués aux manutentionnaires novices lors de formation prudemment. Il est important qu'ils comprennent les principes de bases de la biomécanique soit de rapprocher la caisse et de maintenir une posture moins fléchie afin de réduire les moments de force. Comme les experts le démontrent, une technique de style libre, soit «mi-squat», «mi-stoop» devrait être utilisée mais en tendant plus vers le «squat» de manière à moins fléchir la région lombaire.

Certaines femmes sont aussi manutentionnaires. Même si cette étude n'a pas démontré de différence entre les deux groupes sur la force musculaire, les femmes ont généralement moins de force que les hommes. Dans des études prochaines, les femmes pourraient être étudiées afin de déterminer si elles ont fait des adaptations des techniques de manutention dû à cette force musculaire moindre. Comme il a été proposé, la flexibilité du tronc aurait possiblement un impact sur la technique de manutention. Afin de vérifier cette hypothèse, il serait important d'inclure un test de flexibilité dans les études futures en manutention.

BIBLIOGRAPHIE

- Adams, M.A., Bogduk, N., Burton, A.K., et Dolan, P. 2002. *The biomechanics of back pain*. Toronto: Churchill Livingstone, 240 p.
- Adams, M.A., et Hutton, W.C. 1985. Gradual disc prolapse. *Spine* 10, 524-531.
- Adams, M.A., et Hutton, W.C. 1982. Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury. *Spine* 7, 184-191.
- Allaire M, et Ricard, G. 2007. *Statistiques sur les affectations vertébrales 2003-2006*. Direction de la statistique et de la gestion de l'information. Service indicateurs de gestion, analyses et études. Commission de la Santé et de la Sécurité du Travail (CSST) du Québec.
- Anderson, D.I., et Sidaway, B. 1994. Coordination changes associated with practice of a soccer kick. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 65(2), 93-99.
- Authier, M., Lortie, M., et Gagnon, M. 1996. Manual handling techniques : Comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics* 17, 419-429.
- Authier, M., Gagnon, M., et Lortie, M. 1995. Handling techniques : The influence of weight and height for experts and novices. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 1, 262-275.
- Authier, M., et Lortie, M. 1993. Assessment of factors considered to be important in handling tasks by expert handlers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 11, 331-340.
- Ayoub, M.M., Dryden, R., McDaniel, J., et al. 1979. Predicting lifting capacity. *American Industrial Hygiene Association Journal* 40(12), 1075-1084.
- Ayoub, M. M. et Mital, A. 1989. *Manual Materials Handling*. Taylor and Francis, New York.
- Batish, A., et Singh, T.P. 2008. MHAC – An assessment tool for analysing manual material handling tasks. *International Journal of occupational safety and ergonomics* 14(2), 223-235.
- Belen'kii, V.Y., Gurfinkel', V.S. et Pal'tsev, Y.I. 1967. Elements of control of voluntary movements. *Biofizika* 12(1), 154-161.

- Biering-Sorensen, F. 1984. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one year period. *Spine* 9, 106-119.
- Bonato, P., Ebenbichler, G., Roy, S., et al. 2003. Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine* 28(16), 1810-1820.
- Bouisset, S. et Maton, B. 1995. *Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*. Paris. Hermann, éditeurs des sciences et des arts. 735 p.
- Borg, G. 1982. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medecine and science in sports and exercise* 14(5), 377-381.
- Burdorf, A. et Sorock, G. 1997. Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scand J Work Environ Health* 23, 243-56.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., Neal, R.J., et Kippers, V. 1995. Self-selected manual lifting technique: functional consequences of the interjoint coordination. *Human Factors* 37(2), 295-411.
- Buseck, M., Schipplein, O.D., Andersson, G.B.J., et Andriacchi, T.P. 1988. Influence of dynamic factors and external loads on the moment at the lumbar spine in lifting. *Spine* 13(8), 918-912.
- Bush-Joseph, C., Schipplein, O., Andersson, G.B.J., et Andriacchi, T.P. 1988. Influence of dynamic factors on the lumbar spine moment in lifting. *Ergonomics* 31(2), 211-216.
- Callaghan, J.P., et McGill, S.M. 2001. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clinical Biomechanics* 16, 28-37.
- Capodaglio, P. .2002. The use of subjective rating of exertion in Ergonomics. *G Ital Med Lav Erg* 24(1)84-89.
- Carrivick, P.J.W., Lee, A.H., Yau, K.W., et Stevenson, M.R. 2005. Evaluating the effectiveness of a participatory ergonomics approach in reducing the risk and severity of injuries from manual handling. *Ergonomics* 48(8), 907-914.
- Chaffin, D.B., Herrin, G.D., et Keyserling, W.M. 1978. Preemployment strength testing. An updated position. *Journal of occupational medicine* 20(6), 403-408.

- Chaffin, D.B., Andersson, G.B., et Martin, B.J. 1984. *Occupational Biomechanics*. New York. John Wiley & Sons. 474 p.
- Chaffin, D.B., Andersson, G.B., et Martin, B.J. 1999. *Occupational Biomechanics (3 ed)*. Toronto. John Wiley & Sons Inc. 579 p.
- Cole, M.H. et Grimshaw, P.N. 2003. Low back pain and lifting: A review of epidemiology and aetiology. *Work* 21, 173-184.
- Craig, B.N., Congleton, J.J., Kerk, C.J., et al. 1998. Correlation of injury occurrence data with estimated maximal aerobic capacity and body composition in a high-frequency manual materials handling task. *American Industrial Hygiene Association Journal* 59(1), 25-33.
- Crowell, B. 2008. *Conservation Laws (edition 2.2)* Fullerton, Californie. Light and Matter. 179 p.
- Davis, J.A., Vodak, P., Wilmore, J.H., et al. 1976. Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. *Journal of applied physiology* 41(4), 544-550.
- Davis, K.G., Marras, W.S., et Waters, T.R. 1998. Reduction of spinal loading through the use of handles. *Ergonomics* 41(8), 1155-1168.
- Davis, K.G., et Marras, W.S. 2000. Assessment of the relationship between box weight and trunk kinematics: does a reduction in box weight necessarily correspond to a decrease in spinal loading? *Human Factors* 42(2), 195-208.
- Dederling, A., Nemeth, G., et Harms-Ringdahl, K. 1999. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics* 14, 103-111.
- de Looze, M.P., Toussaint, H.M., van Dieen, J.H., et Kemper, H.C.G. 1993. Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. *Journal of biomechanics* 26, 1067-1076.
- Delisle, A., Gagnon, M., et Desjardins, P. 1996a. Handgrip and box tilting strategies in handling: effect on stability and trunk and knee efforts. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 2, 109-118.
- Delisle, A., Gagnon, M., et Desjardins, P. 1996b. Load acceleration and footstep strategies in asymmetrical lifting and lowering. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 2, 185-195.

- Delisle, A., Gagnon, M., et Desjardins, P. 1998. Knee flexion and base of support in asymmetrical handling : effects on the worker's dynamic stability and the moments of the L5/S1 and knee joints. *Clinical biomechanics* 13,506-514.
- Delisle, A., Gagnon, M., et Desjardins, P. 1999. Kinematic analysis of footstep strategies in asymmetrical lifting and lowering tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 23, 451-460.
- Dempsey, P.G., Burdorf, A., et Webster, B.S. 1997. The influence of personal variables on work related low-back disorders and implications for future research. *Journal of Occupational Environment Medicine* 39, 748-759.
- Desjardins, P., Plamondon, A., et Gagnon, M. 1998. Sensitivity Analysis of Segment Models to Estimate the Net Reaction Moments at the L5/S1 Joint in Lifting. *Medical Engineering & Physics* 20, 153-158.
- Dopf, C.A., Schlomo, S.M., Geiger, D.F. et Mayer P.J. 1994. Analysis spine motion variability using a computerised goniometer compared to physical examination. *Spine* 19(5), 586-595.
- Drury, C.G., Deeb, J.M., Hartman, B., et al. 1989. Symmetric and asymmetric manual materials handling Part 1: physiology and psychophysics. *Ergonomics* 32(5), 467-489.
- Dueker, J.A., Ritchie, S.M., Knox, T.J., Rose, S.J. 1994. Isokinetic trunk testing and employment. *Journal of Occupational Environment Medicine* 36, 42-48.
- Dvorak, J., Vajda, E.G., Grob, D. et Panjabi, M.M. 1995. Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *European Spine Journal* 4, 18-23.
- Eberstein, A., et Beattie, B. 1985. Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle & Nerve* 8(9), 768-773.
- Elfing, B., Nemeth, G., Arvidsson, I., et Lamontagne, M. 1999. Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology* 9(4), 235-243.
- Faber, G.S., Kingma, I. et Van Dieën, J.H. 2007. The effects of ergonomic interventions on low back moments are attenuated by changes in lifting behaviour. *Ergonomics* 50(9), 1377-1391.
- Forcier, L., Beaugrand, S., Lortie, M., et al. 2001. *L'ABC de l'utilisation d'un questionnaire sur la santé musculo-squelettique : de la planification à la*

diffusion des résultats. Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail.

- Gagnon, M., et Smyth, G. 1992. Biomechanical exploration on dynamic modes of lifting. *Ergonomics* 35(3), 329-345.
- Gagnon, D. et Gagnon, M. 1992a. The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting and lowering. *Journal of Biomechanics* 25(8), 891-901.
- Gagnon, M. 2005. Ergonomic identification and biomechanical evaluation of workers' strategies and their validation in a training situation: Summary of research. *Clinical biomechanics* 20, 569-580.
- Gagnon, M. 2003. The efficacy of training for the three manual handling strategies based on the observation of expert and novice workers. *Clinical Biomechanics* 18, 601-611.
- Gagnon, M., Larrivé, A., et DeJardins, P. 2000. Strategies of load tilts and shoulders positioning in asymmetrical lifting. A concomitant evaluation of the reference systems of axes. *Clinical Biomechanics* 15, 478-488.
- Gagnon, M., Plamondon, A., Gravel, D., et Lortie, M. 1996. Knee movement strategies differentiate expert from novice workers in asymmetrical manual materials handling. *Journal of biomechanics* 29, 1445-1453.
- Gall, B. Parkhouse, W. 2004.. Changes in physical capacity as a function of age in heavy manual work. *Ergonomics* 47, 671-687.
- Garg, A., et Saxena, U. 1979. Effects of lifting frequency and technique on physical fatigue with special reference to psychophysical methodology and metabolic rate. *American Industrial Hygiene Association Journal* 40(10), 894-903.
- Garg, A., et Moore, J.S. 1992. *Epidemiology of low-back pain in industry. Occupational Medicine: State of the Art Reviews*. (Edited by Garg, A.) Pp. 593-608. Philadelphie, PA. Hanley & Belfus.
- Granata, K.P., et Marras, W.S. 1999a. Relation between spinal load factors and the high-risk probability of occupational low-back disorder. *Ergonomics* 42(9), 1187-1199.

- Granata, K.P., Marras, W.S., et Davis, K.G. 1999b. Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. *Clinical biomechanics* 14, 367-375.
- Granata, K.P., et Sanford, A.H. 2000. Lumbar-pelvic coordination is influenced by lifting task parameters. *Spine* 25(11), 1413-1418.
- Green, W.B. et Heckman, J.D. 1994. The clinical measurement of joint motion. Chicago, American Academy of Orthopedic Surgeons.
- Hagen, K.B., Sorhagen, O., et Harms-Ringdahl, K. 1995. Influence of weight and frequency on thigh and lower-trunk motion during repetitive lifting employing stoop and squat techniques. *Clinical biomechanics* 10(3), 122-127.
- Hagg, G. 1981. Electromyographic fatigue analysis based on the number of zero crossings. *Pflügers Archiv* 391, 78-80.
- Hake, M, Micheal, E.J. 1977. The physiological costs of box lifting. *Journal of human ergology*. 6(2), 167-178.
- Hales, T.R., et Bernard, B.P. 1996. Epidemiology of work-related musculoskeletal disorders. *Orthopedic Clinics of North America* 27, 679.
- Hansson, G.A., Nordander, C., Asterland, P., et al. 2000. Sensitivity of trapezius electromyography to differences between work tasks - influence of gap definition and normalisation methods. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10 (2),103-115.
- Hof, A.T. 1992. An explicit expression for the moment in multibody systems. *Journal of Biomechanics* 25(10), 1209-1211.
- Hoogendoorn, W.E., van Poppel, M.NM., Bongers, P.M., et al. 1999. Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scandinavian Journal of Work Environment and Health* 25(5), 387-403.
- Hoogendoorn, W., Bongers, P.M., de Vet, H.C.W. et al. 2000. Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain. *Spine* 25(23), 3087-3092.
- Imbeau, D., Beauchamp, Y., Marchand, D., et al. 1991. *Asymmetric manual material lifting: posture analysis and design issues. Proceedings of the 11th congress of the international ergonomic association.* Edité par Quéinnec, Y. et Daniellou, F. Taylor & Francis. Paris. p.78-80.

- ISO 11228-1 2003. *Ergonomie – Manutention manuelle – Partie 1: Manutention verticale et manutention horizontale*. Organisation internationale de normalisation.
- Jensen, R.K. 1978. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics* 11, 349-358.
- Jorgensen, K., et Nicolaisen, T. 1986. Two methods for determining trunk extensor endurance. A comparative study. *European journal of applied physiology* 55(6), 639-644.
- Jorgensen, K. 1997. Human trunk extensor muscles physiology and ergonomics. *Acta Physiologica Scandinavica* suppl 637, 1-58.
- Kankaanpaa, M., Laaksonen, D., Taimela, S., et al. 1998a. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 79, 1069-1095.
- Kankaanpaa, M., Taimela, S., Laaksonen, D., et al. 1998b. Back and hip extensor fatigability in chronic low-back-pain patients and controls. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 79, 412-417
- Kaplansky, B.D., Wei, F.Y., et Reecer, M.V. 1998. Prevention strategies for occupational low-back-pain. *Occupational Medicine* 13, 33-45.
- Kim, S.H., Chung, M.K. 1995. Effects of posture, weight and frequency on trunk muscular activity and fatigue during repetitive lifting tasks. *Ergonomics* 38(5), 853-863.
- Knapik, J.J., et Sharp, M.A. 1998. Task-specific and generalized physical-training for improving manual-material handling capability. *International Journal of Industrial Ergonomics* 22, 149-160.
- Kuiper, J.I., Burdorf, A., Verbeek, J.H.A.M., et al. 1999. Epidemiologic evidence on manual materials handling as a risk factor for back disorders: a systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics* 24, 389-404.
- Lavender, S.A., Li, Y.C., Andersson, B.J., et Natarajan, R.N. 1999. The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments. *Ergonomics* 42(1), 111-125.

- Lavender, S.A., Andersson, G.B.J., Schipplein, O.D., et Fuentes, H.J. 2003. The effects of initial lifting height, load magnitude, and lifting speed on the peak dynamic L5/S1 moments. *International journal of industrial ergonomics* 31, 51-59.
- Lay, B.S., Sparrow, W.A., Hughes, K.M., et O'Dwyer, N.J. 2002. Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Human Movement Science* 21, 807-830.
- Li, K.W., Yu, R.F, et Han, X.L. 2007. Physiological and psychophysical responses in handling maximum acceptable weights under different footwear-floor friction conditions. *Applied ergonomics* 38(3), 259-65.
- Liira, J.P., Shannon, H.S., Chambers, L.W. et Haines, T.A. 1996. Long-term back problems and physical work exposures in the 1990 Ontario Health Survey. *American Journal of Public Health*. 86, 382-387.
- Lortie, M. 2002. Manutention: Prise d'information et décision d'action. *Le Travail Humain* 65, 193-216.
- Luoto, S., Heliovaara, M., Hurri, H., et Alaranta, H. 1995. Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics* 10(6), 323-324.
- Maduri, A., Pearson, B.L., Wilson, S.E. 2008. Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. *Journal of electromyography and kinesiology* 18(5), 807-814.
- Maffiuletti, N.A., Bizzini, M., Schatt, S., et Munzinger, U. 2005. A multi-joint lower-limb tracking-trajectory test for the assessment of motor coordination. *Neuroscience Letters* 384, 106-111.
- Mannion, A.F., et Dolan, P. 1994. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine* 19, 1223-1229.
- Mannion, A.F., Connolly, B., Wook, K., et Dolan, P. 1997. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of rehabilitation research and development* 34, 427-439.
- Marchand, D., Beauchamp, Y., Bélanger, M. et Marsenka, B. 1997. *Increase in muscular demand in response to the Handling of loads of unpredictable weight. Advances in occupational ergonomics and Safety II*. Biman Das Waldermar Karwowski. IOS Press and Ohmasha. p.351-354.

- Marras, W.S., Granata, K.P., Davis, K.G., et al. 1999. Effects of box features on spine loading during warehouse order selecting. *Ergonomics* 42(7), 980-996.
- Marras, W.S., et Davis, K.G. 1998. Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. *Ergonomics* 41(6), 817-834.
- Marras, W.S., et Granata, K.P. 1997. Changes in trunk dynamics and spine loading during repeated trunk exertions. *Spine* 22, 2564-2570.
- McGill, S.M. 1997. The Biomechanics of Low Back Injury: Implications on Current Practice in Industry and the Clinic. *Journal of biomechanics* 39(5), 465-475.
- McGregor, A.H., McCarthy, I.D. et Hughes, S.P. 1995. Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population. *Spine* 20(22), 2421-2428.
- Mital, A., et Ayoub, M.M. 1981. Effect of task variables and their interactions in lifting and lowering loads. *American Industrial Hygiene Association Journal* 42(2), 134-142.
- Mital, A. 1987a. Patterns of differences between the maximum weights of lift acceptable to experienced and inexperienced materials handlers. *Ergonomics* 30, 1137-1147.
- Mital, A. 1987b. Maximum weights of asymmetrical load acceptable to industrial workers for symmetrical manual lifting. *American Industrial Hygiene Association Journal* 48(6), 539-544.
- Mital, A. 1992. Psychophysical capacity of industrial workers for lifting symmetrical and asymmetrical loads symmetrically and asymmetrically for 8h work shifts. *Ergonomics* 35(7), 745-754.
- Natarajan, R.N., Avender, S.A., An, H.A., et Andersson, G.B.J. 2008. Biomechanical response of a lumbar intervertebral disc to manual lifting activities. A poroelastic finite element model study. *Spine* 33(18), 1958-1965.
- National Research Council. 2001. *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*. National Research Council and Institute of Medicine.
- Nelson, A. 2006. Development and evaluation of a multifaceted ergonomics program to prevent injuries associated with patient handling tasks. *International Journal of Nursing Studies* 43(6), 717-33.

- NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health). 1981. *A Work Practices Guide for Manual Lifting*. Technical Report No. 81-122. U.S. Dept. of health and human services (NIOSH). Cincinnati.
- Ng, J.K.-F., Kippers, V., Richardson, C.A. et Parnianpour, M. 2001. Range of motion and lordosis of the lumbar spine. *Spine* 26(1), 53-60.
- Panjabi, M.M. 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology* 13, 371-379.
- Payne, M., Williams, D.R., et Trudel, G. 2007. Review: space-flight rehabilitation. *American Journal of physical medicine and rehabilitation*. 86(7), 583-591.
- Plamondon, A., Gagnon, M., et Desjardins, P. 1996. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clinical Biomechanics* 11, 101-110.
- Plamondon, A., Gagnon, M., et Gravel, D. 1995. Moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting: effects of different load trajectories and initial load positions. *Clinical biomechanics* 10(3), 128-136.
- Potvin, J.R., McGill, S.M., et Norman, R.W. 1991. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine* 16(9), 1099-1107.
- Redfern, M.S., Hughes, R.E., et Chaffin, D.B. 1993. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recording. *Clinical biomechanics* 8(1), 44-48.
- Schipplein, O.D., Trafimow, J.H., Andersson, G.B.J., et Andriacchi, T.P. 1990. Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. *Journal of biomechanics* 23(9), 907-912.
- Schipplein, O.D., Reinsel, T.E., Andersson, G.B.J., et Lavender, S.A. 1995. The influence of initial horizontal weight placement on the loads at the lumbar spine while lifting. *Spine* 20(17), 1895-1898.
- Scholz, J.P., Millford, A.G., et McMillan, A.G. 1995. Neuromuscular Coordination of squat lifting, II: Individual differences. *Physical Therapy* 75, 133-144.
- Shin, G., et Mirka, G. 2004. The effects of a sloped ground surface on trunk kinematics and L5/S1 moment during lifting. *Ergonomics* 47(6), 646-59.

- Shoaf, C., Genaidy, A., Karwowski, W., et al. 1997. Comprehensive manual handling limits for lowering, pushing, pulling and carrying activities. *Ergonomics* 40(11), 1183-1200.
- Shu, Y., Drum, J., Southard, S., et al. 2005. The effect of a repetitive, fatiguing lifting task on horizontal ground reaction forces. *Journal of applied biomechanics* 21, 260-270.
- Siconolfi, S.F., Garber, C.E., Lasater, T.M., Carleton, R.A. 1985. A simple, valid step test for estimating maximal oxygen uptake in epidemiologic studies. *American Journal Epidemiology* 121, 382-390.
- Snook, H.S., et Ciriello V.M. 1991. The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics* 34(9), 1197-1213.
- Sparto, P.J., Parnianpour, M., Reinsel, T.E., et Simons, S. 1997a. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. *Spine* 22, 418-425.
- Sparto, P.J., Parnianpour, M., Reinsel, T.E., et Simons, S. 1997b. The effect of fatigue on multijoint kinematics and load sharing during a repetitive lifting test. *Spine* 22, 2647-2654.
- Sparto, P.J. et Parnlanpour, M. 1998. Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. *Spine* 23(23), 2563-2573.
- Straker, L.M. 2002. A review of research on techniques for lifting low-lying objects: 1. Criteria for evaluation. *Work* 19, 9-18.
- Straker, L.M. 2003. A review of research on techniques for lifting low-lying objects: 2. Evidence for a correct technique. *Work* 20, 83-96.
- St-Vincent, M., Denis, D., Gonela, M. et Trudeau, R. 2007. *Guide de prévention : Le travail de manutention et le service à la clientèle dans les magasins-entrepôts*. Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail.
- Toussaint, H.M., van Baar, C.E., van Langen, P.P., et al. 1992. Coordination of the leg muscles in backlift and leglift. *Journal of biomechanics* 25, 1279-1289.
- Trimble, K., Plamondon, A., Delisle, A., et Desjardins, P. 2003. The effect of height and feet position when lifting ITH rods on EMG. International Society of Biomechanics XIXth Congress, Dunedin, New Zealand.

- Troke, M., Moore, A.P., Maillardet, F.J., et al. 2001. A new comprehensive normative database of lumbar spine range of motion. *Clinical Rehabilitation* 15(4), 371-379.
- Troke, M., Moore, A.P., Maillardet, F.J., et Cheek, E. 2005. A normative database of lumbar spine ranges of motion. *Manual Therapy* 10, 198-206.
- Van Albada, S.J. et Robinson, P.A. 2007. Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. *Journal of Neuroscience Methods* 161(2), 205-211.
- van Dienn, J.H., Toussaint, H.M., Thissen, C., et de Ven, A. 1993. Spectral analysis of the erector spinae EMG during intermittent isometric fatiguing exercise. *Ergonomics* 36,407-414.
- van Dieen, J.H., Vanderburg, P., Raaijmakers, T.A.J., et Toussaint, H.M. 1998. Effects of repetitive lifting on kinematics – Inadequate anticipatory control or adaptive-changes. *Journal of motor behaviour* 30, 20-32.
- van Dieen, J.H., Hoozemans, M.J., Toussaint, H.M. 1999. Stoop or squat: A review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical biomechanics* 14, 685-696.
- Waters, T.R., Putz-Anderson, V., Garg, A., et al. 1993. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 36(7), 749-776.
- Waters, T.R., Putz-Anderson, V., Garg, A. 1994. *Applications manual for the revised NIOSH lifting equation*. National Institute for Occupational Safety and Health.
- Widmaier, E.P., Raff, H. et Strang, K.T. 2004. *Vander, Sherman, & Luciano's Human physiology: The mechanisms of body function*. 9th édition. New York. McGraw-Hill. 825p.
- Wilkins, K and Mackenzie, S.G. 2007. Les blessures au travail. *Rapports sur la santé* 18(3), 27-47. Statistique Canada.
- Wu, S. P. et Hsu, S. H. 1993. Psychophysical modelling of lifting capacity of Chinese males using strength variables. *Applied Ergonomics* 24, 251-257.
- Wu, S. P. 1997. Maximum acceptable weight of lift by Chinese experienced male manual handlers. *Applied Ergonomics* 28, 237-244.

APPENDICE A

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT À LA RECHERCHE

Titre de l'étude:	Comparaison expert/novice sur les risques de blessures en manutention
Numéro de l'étude	099-367
Organisme subventionnaire	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST)
Chercheur principal:	Denis Gagnon, Université de Sherbrooke, Faculté d'éducation physique
Chercheur(s) associé(s):	André Plamondon, Alain Delisle, Denys Denis, Marie St-Vincent, Christian Larivière IRSST, Programme sécurité-ergonomie;

Vous êtes invité à participer à un projet de recherche. Le présent document vous renseigne sur les modalités de ce projet de recherche. S'il y a des mots ou des choses que vous ne comprenez pas, n'hésitez pas à poser des questions. Pour participer à ce projet de recherche, vous devrez signer le consentement à la fin de ce document et nous vous en remettrons une copie datée et signée pour vos dossiers.

EN CAS D'URGENCE

Vous pouvez rejoindre André Plamondon (co-chercheur principal) aux heures normales de bureau au numéro de téléphone suivant (514) 288-1551 poste 279. Si votre état de santé nécessite des soins d'urgence, il est préférable de vous rendre le plus rapidement possible à l'urgence de l'hôpital le plus proche.

INTRODUCTION

Nous sommes à la recherche de personnes en santé capable de réaliser du travail de manutention de caisses. On sait que les risques de blessures au dos lors d'activités au travail restent aujourd'hui très élevés et la profession qui génère le plus de blessures demeure les manutentionnaires. Pour trouver des solutions à ce problème chronique, des études se sont intéressées à comparer les méthodes de travail de manutentionnaires novices (avec peu d'expérience) à ceux d'experts (plus de 10 années d'expériences) en vue de dégager des principes de manutention sécuritaires. Ces études ont permis de faire progresser les connaissances, mais les résultats restent jusqu'à ce jour partiels. Le présent projet vise à poursuivre les recherches pour mieux comprendre ce qui différencie des manutentionnaires experts de manutentionnaires novices dans des situations de manutention variées afin d'identifier des façons de faire sécuritaires et performantes. Cette étude s'étend sur une période de 3 ans et nous souhaitons recruter 12 participants novices et 12 experts.

DÉROULEMENT DE L'ÉTUDE

Si vous acceptez de participer à cette étude, vous devrez dans un premier temps remplir un questionnaire sur les problèmes musculaires que vous avez déjà ressentis et un autre d'aptitude à l'activité physique. Ensuite vous devrez participer à trois (3) séances de mesure au laboratoire de biomécanique de l'IRSST :

4. la première vise à mesurer votre force maximale au dos et aux jambes et vous permettra de vous familiariser aux différentes conditions de manutention;
5. la deuxième consistera à effectuer le transfert aller-retour de cinq palettes de 24 caisses de 15 kg (total 240 caisses) vers une autre palette sur une période de temps libre et imposée.
6. la troisième séance exigera de votre part de procéder au chargement et déchargement de 128 caisses de deux poids différents (15 kg et 23 kg) et de deux conditions différentes (caisse décentrée et caisse instable).

Les deux premières séances dureront approximativement trois heures et la troisième quatre heures. Pour toutes les séances, on vous demandera de vous vêtir uniquement d'un short et d'espadrilles. Dans la première séance, on vous installera dans des appareils qui nous permettront de mesurer votre force maximale ainsi que votre endurance musculaire au dos, et dans un lever de charge. Les efforts musculaires se feront de manière progressive avec des périodes de récupération entre les efforts. Ensuite, on mettra sur votre peau de petits capteurs de mouvements ainsi que des électrodes pour suivre les mouvements de vos segments et aussi mesurer l'effort de vos muscles. Il se peut que l'on doive vous raser à certains endroits afin d'enlever les

poils qui nuiraient au signal des électrodes. Ces capteurs et électrodes sont sans danger à part d'être légèrement encombrants. Ensuite on vous demandera de pratiquer différentes tâches de manutention qui seront mesurées pour vous familiariser avec l'expérience.

La seconde séance débute en mettant sur votre peau de petits capteurs de mouvements ainsi que des électrodes pour suivre les mouvements de vos segments et aussi mesurer l'effort de vos muscles. Ensuite, l'expérience consiste à effectuer le transfert aller-retour de cinq palettes (transport aller de 240 caisses au total) vers une autre palette sur une période de temps libre (transfert de deux palettes) et imposée (transfert de trois palettes). De plus trois tests d'efforts musculaires seront effectués durant l'expérience. Vous serez également filmés tout le long de la séance.

La troisième séance débute en fixant sur votre peau des électrodes sur vos muscles puis en vous plaçant dans un appareil qui mesure votre force maximale du dos. On répétera donc les mêmes tests de forces musculaires que vous avez pratiqué dans la séance¹. Ensuite, on fixera sur votre peau les capteurs de mouvements et on vous demandera de procéder aux chargements et déchargement de 128 caisses. Durant toute la séance vous serez filmés pour connaître la manière dont vous manipulez les caisses.

Enfin, après la deuxième et troisième séance, on vous demandera de répondre à un questionnaire pour mieux connaître vos opinions sur la manutention et les raisons pour lesquelles vous utilisez une technique plutôt qu'une autre. Vous pourriez également être invité à un interview pour connaître ce que vous considérez être important quand vous manutentionnez une caisse.

RISQUES

Le risque de blessure au dos ou aux jambes lors d'effort maximal est rare mais possible. Lorsqu'un effort musculaire maximal est exigé, il existe des risque de se faire mal car ce type d'effort peut résulter en des blessures musculaires ou articulaires. Le risque peut être très élevé dans le cas de sujets ayant des déficiences physiques, des problèmes de douleurs au dos ou encore des problèmes de santé. Toutefois, pour des personnes en santé, ce risque est faible. De plus certains problèmes mineurs comme des douleurs musculaires peuvent survenir dans les deux jours suivant l'effort maximal. Ces douleurs sont normales et disparaissent rapidement par la suite.

Il y a également des risques de blessures au dos lors de la réalisation des tâches de manutention. Encore une fois ces risques sont faibles pour des personnes en santé mais ils sont plus élevés si vous avez des problèmes de santé ou encore vous avez déjà souffert de problèmes de dos. Nous vous demandons donc de ne pas participer à l'étude si vous pensez être à risque de blessures.

BÉNÉFICES

Il n'y a aucun bénéfice direct à votre participation à l'étude. Par contre, votre participation vise à long terme la réduction des blessures au dos chez les manutentionnaires. Les résultats permettront également de développer des cours ayant pour objectif la formation de futurs manutentionnaires aux meilleures façons de transférer une charge.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE L'ÉTUDE

Votre participation à cette étude est tout à fait volontaire. Vous avez le droit de refuser d'y participer ou de vous en retirer en tout temps, pour quelque raison que ce soit, et cela même une fois l'étude commencée en contactant André Plamondon au (514) 288-1551. Votre décision de cesser votre participation à l'étude ne vous causera aucun préjudice et personne ne sera informé de votre retrait à part les personnes directement impliquées dans ce projet. Toutefois, les données recueillies seront conservées à moins que vous nous demandiez de les détruire.

COMPENSATION

Pour le temps passé en laboratoire à effectuer des tests physiques intenses et pour les pertes financières à votre absence du travail, une compensation de \$80.00 vous sera allouée par séance de mesure.

CONFIDENTIALITÉ

Les renseignements personnels et cliniques recueillis durant l'étude ne seront jamais mentionnés mais seront conservés dans le laboratoire de biomécanique de l'IRSST. Seuls les membres de l'équipe de recherche du projet y auront accès. De manière à protéger votre anonymat, votre nom sera codifié au moyen de chiffres. Tous les résultats demeureront confidentiels et aucune information personnelle vous concernant ne sera transmise à l'extérieur du laboratoire de biomécanique de l'IRSST. Toutes les bandes vidéos et photographies serviront strictement aux fins de l'étude et seront conservés 10 ans au laboratoire de biomécanique de l'IRSST. Dans le cas où des séquences vidéo ou des photographies seraient nécessaires pour des présentations ou des publications, vous serez contacté pour obtenir votre permission.

INDEMNISATION

Les tests auront lieu à l'intérieur des heures régulières de travail (8h00 à 17h00) dans les installations de l'IRSST qui se situent à proximité de plusieurs centres hospitaliers. En cas de nécessité et selon le degré d'urgence, le sujet sera dirigé en ambulance vers un centre hospitalier ou sera pris en charge par le centre de médecine industrielle Médisys.

PERSONNES RESSOURCES

1- Pour des informations supplémentaires :

Si vous avez des questions supplémentaires, quelles qu'elles soient, concernant cette étude vous pouvez rejoindre le docteur André Plamondon ou le docteur Denys Denis au numéro [514 288-1551] ou le docteur Denis Gagnon au numéro [819- 821-8000 poste 2734]. Pour la région 514, les frais d'appel seront acceptés. Veuillez alors vous identifier et indiquez que vous participez au projet de manutention #099-367.

2- Pour le Comité d'éthique :

Si vous désirez obtenir de l'information concernant votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez rejoindre le secrétariat du Comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du CHUS et de l'Université de Sherbrooke, qui a évalué et approuvé ce projet de recherche, au numéro (819) 346-1110, poste 12856 ou 13861.

CONSENTEMENT

J'ai lu les informations qui précèdent dans ce formulaire de consentement. J'ai eu l'occasion de poser des questions et j'ai reçu des réponses satisfaisantes. J'accepte volontairement de participer à l'étude décrite dans ce formulaire de consentement.

Je recevrai une copie signée et datée de ce formulaire de consentement.

<i>Nom du participant (lettres moulées)</i>	<i>Signature du participant</i>	<i>Date</i>
---	---------------------------------	-------------

<i>Nom du témoin (lettres moulées)</i>	<i>Signature du témoin</i>	<i>Date</i>
--	----------------------------	-------------

<i>Nom de la personne qui obtient le consentement (lettres moulées)</i>	<i>Signature de la personne qui obtient le consentement</i>	<i>Date</i>
---	---	-------------

<i>Nom du chercheur (lettres moulées)</i>	<i>Signature du chercheur</i>	<i>Date</i>
---	-------------------------------	-------------

APPENDICE B

QUESTIONNAIRE SUR LE PARCOURS PROFESSIONNEL

1. Êtes-vous un travailleur expérimenté ? oui non
 2. Combien d'années d'expérience avez-vous comme manutentionnaire dans l'entreprise?
 3. Avez-vous déjà travaillé comme manutentionnaire avant? Combien de temps? Quel genre de travail?
 4. Décrivez brièvement en quoi consiste votre travail de manutentionnaire.
 5. Quel est votre titre d'emploi?
 6. Avez-vous déjà suivi une formation en manutention? Si oui, expliquez le contexte (envoyé par qui, à quel endroit, donné par qui, pourquoi) et le contenu (principes, titre, autres informations.).
 7. Comment cette formation a-t-elle influencé vos façons de faire ultérieurs?
 8. Habituellement diriez-vous que votre travail est exigeant physiquement. Comment le qualifieriez-vous sur une échelle de 0 à 10 en début de la journée, au milieu de la journée, à la fin de la journée.
 9. De quelle(s) façon (s) avez-vous été sélectionné pour cette expérience (cochez la ou les bonne(s) case(s)):
 - 1) Porté volontaire :
 - 2) Recommandé par mon superviseur :
 - 3) Recommandé par des collègues de travail :
 - 4) Autres. Décrivez
-

APPENDICE C

RÉSUMÉ DE LA SANTÉ MUSCULO-SQUELETTIQUE DES SUJETS

Afin de résumer l'état de santé musculo-squelettique³ des sujets, trois questions ont été posées aux sujets. Ils devaient y répondre pour deux périodes, soit au cours des 12 derniers mois et au cours de leur vie.

Au cours des 12 derniers mois :

Question 1 : Avez-vous eu, au cours des 12 derniers mois, des problèmes (courbatures, douleurs, gênes) aux régions corporelles suivantes ?

Question 2 : Est-ce que ce problème vous a empêché, au cours des 12 derniers mois, d'effectuer votre travail habituel ?

Question 3 : Avez-vous eu à un moment donné ce problème au cours des 7 derniers jours ?

Au cours de leur vie :

Question 1 : Au cours de votre vie, avez-vous déjà ressenti des problèmes à la ... « nuque ».....(courbatures, douleurs, gênes) ?

Question 2 : Vous êtes-vous déjà blessé à la ...« nuque »..... lors d'un accident ?

Question 3 : Avez-vous déjà dû changer d'emploi ou de tâche en raison de problème à la ... « nuque ».... ?

Les réponses sont compilées dans les deux tableaux suivants selon les codes décrits ci-bas.

Réponses : Case vide = non aux trois questions ; première lettre = réponse à la question 1 ; seconde lettre = réponse à la question 2 ; troisième lettre = réponse à la question 3.

Codes : O = Oui ; D = Oui coté droit ; G = Oui côté gauche ; N = Non.

³ Issu du questionnaire NORDIQUE développé par Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering-Sørensen, F., Andersson, G., Jørgensen, K. Adapté par Lina Forcier, UQAM, Claire Lapointe, IRSST, Sylvie Beaugrand, IRSST, Monique Lortie, UQAM, Ilkka Kuorinka, Peter Buckle, University of Surrey.
Pour en savoir plus sur l'utilisation du questionnaire, de la planification de la démarche à la diffusion des résultats obtenus, consultez le guide RG-270 publié par l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) www.irsst.qc.ca

APPENDICE D

LES REPÈRES ANATOMIQUES NUMÉRISÉS

Tableau A3 Numérisation des repères anatomiques

.dat	Noms	Bloc de référence	Repères anatomiques
1	Bout du pied droit	P25-LPte, FOOT_D	Au-dessus de la jonction entre le 2 ^e métatarse et sa phalange proximale (bout du 2 ^e orteil)
2	Pied droit int.		Tête du 1er métatarse (point de pivot interne)
3	Pied droit ext.		Tête du 5 ^{ième} métatarse
4	Talon droit int.		
5	Talon droit ext.		
6	Talon droit arr.		Talon, centré par rapport aux malléoles
7	Malléoles interne		1 cm sous le centre de la malléole interne
8	Malléole externe		centre de la malléole externe
9	Genou droit int.	P25-LPte, CUIS_D	2.5 cm au-dessus de la ligne joignant les condyles médians du fémur et du tibia
10	Genou droit ext.		
11	Bout du pied gauche	P25-LPte, FOOT_G	Au-dessus de la jonction entre le 2 ^e métatarse et sa phalange proximale (bout du 2 ^e orteil)
12	Pied gauche int.		Tête du 1er métatarse (point de pivot interne)
13	Pied gauche ext.		Tête du 5 ^{ième} métatarse
14	Talon gauche int.		
15	Talon gauche ext.		
16	Talon gauche arr.		Talon, centré par rapport aux malléoles
17	Malléoles interne		1 cm sous le centre de la malléole interne
18	Malléole externe		centre de la malléole externe

.dat	Noms	Bloc de référence	Repères anatomiques
19	Genou gauche int.	P25-LPte,	2.5 cm au-dessus de la ligne joignant les condyles médians du fémur et du tibia
20	Genou gauche ext.	CUIS_G	
21	Épine iliaque ant.-sup. droite	P25-LPte, Sacrum	Épines iliaques antéro-supérieures
22	Épine iliaque ant.-sup. gauche		
23	Apophyse xyphoïde	P25-LPte, T12, C7	Apophyse xyphoïde : Extrémité inférieure du sternum
24	Manubrium	P25-LPte, C7	Partie inférieure du manubrium
25	Épaule dr. Avant	P25-LPte, C7, ARM_D	Au centre géométrique avant de l'épaule : intersection de la ligne formée de l'axe longitudinal de l'épaule à 45° et de la perpendiculaire de l'axe longitudinal qui rejoint l'acromion.
26	Épaule ga. Avant	P25-LPte, C7, ARM_G	
27	Épicondyle dr int.	P25-LPte, ARM_D	Sur l'épicondyle médian de l'humérus
28	Épicondyle dr ext.		8 mm au-dessus de la jonction entre l'épicondyle latéral de l'humérus et la tête du radius
29	Poignet dr ext. (pouce)	P25-LPte, FOREARM_D	Sur l'apophyse styloïde du radius
30	Poignet dr int.		Sur l'extrémité distale du cubitus
31	Épicondyle ga int.	P25-LPte, ARM_G	Sur l'épicondyle médian de l'humérus
32	Épicondyle ga ext.		8 mm au-dessus de la jonction entre l'épicondyle latéral de l'humérus et la tête du radius
33	Poignet ga ext. (pouce)	P25-LPte, FOREARM_G	Sur l'apophyse styloïde du radius
34	Poignet ga int.		Sur l'extrémité distale du cubitus
35	Nez	P25-LPte, Tete	Extrémité du nez
36	Vertex		Centre géométrique au niveau du sommet de la tête
37	Nuque		Centre arrière de la tête
38	Épaule dr. arrière	P25-LPte, C7, ARM_D	Au centre géométrique arrière de l'épaule
39	Épaule ga. arrière	P25-LPte, C7, ARM_G	

.dat	Noms	Bloc de référence	Repères anatomiques
40	C7 centre	P25-LPte, C7	À la hauteur de C7, 5 cm latéral chaque côté de la ligne médiane du tronc
41	C7 droit		
42	C7 gauche		
43	T12 centre	P25-LPte, T12	Au niveau du dos sur l'apophyse épineuse de T12
44	T12 droit		7 cm à droite de T12 centre
45	T12 gauche		7 cm à gauche de T12 centre
46	Épine iliaque pos.-sup. droite	P25-LPte, Sacrum	Épines iliaques postéro-supérieures
47	Épine iliaque pos.-sup. gauche		
48	L5		
49	Slicer de face (face à la caméra 2, mains fermées en supination, sur base à 40°)		
50	Slicer de côté (côté droit vers la caméra 2, mains fermées en supination, sur base à 40°)		
51	Position anatomique (face à la caméra 2 (face à la caméra 2, mains fermées en supination))		