

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
CLAUDE PÉPIN

ÉVALUATION DU TRAVAIL DES MUSCLES DU DOS ET DES ISCHIO-
JAMBIERS DANS LA TÂCHE AMBULANCIÈRE (MANUTENTION D'UNE
CIVIÈRE CHAISE) SOUS L'INFLUENCE D'UN HARNAIS DE
DÉMÉNAGEMENT À APPUI BILATÉRAL

Septembre 1999

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

RÉSUMÉ

Les pathologies articulaires au niveau de la colonne vertébrale sont devenues de nos jours une des raisons principales de la fréquentation des cliniques de physiothérapie et de chiropratique.

Le domaine ambulancier n'échappe pas non plus aux problèmes de dos. Les lieux difficiles d'accès, les charges lourdes, et les postures de travail asymétriques, rendent la tâche des ambulanciers à risque. La manipulation des patients pourrait être plus sécuritaire si des techniques et des équipements adéquats étaient utilisés. Cette étude propose de démontrer si des effets significatifs existent lors de l'utilisation d'un harnais de déménagement à appui bilatéral comparativement à la manutention sans aides, lors de la manutention d'un patient sur une civière chaise dans un escalier.

A partir des deux méthodes de manutention suivantes: 1) manutention sans aides, 2) manutention avec le harnais à appui bilatéral, le pourcentage d'utilisation musculaire (PUM), des érecteurs du rachis et des ischio-jambiers a été enregistré par électromyographie de surface.

Des mesures de fréquence cardiaque ont aussi été enregistrées via un cardiotachimètre. À partir des résultats obtenus par les PUM, nous avons évalué la symétrie du comportement musculaire. Les résultats obtenus à l'aide des mesures de la fréquence cardiaque ont servi à déterminer la dépense énergétique reliée aux deux méthodes de manutention.

Dix sujets dont trois femmes et sept hommes, avec deux ans et plus d'expérience dans le domaine ambulancier et sans problèmes musculo-squelettiques, ont participé à cette étude expérimentale. En équipe de deux, chaque sujet a exécuté les quatre activités reliées à la tâche d'ambulancier, suivant les deux méthodes de manutention. Les résultats démontrent des pourcentages d'utilisation musculaire (PUM) et une fréquence cardiaque supérieurs pour les quatre activités lorsqu'elles sont réalisées sans aides à la manutention. L'utilisation du harnais bilatéral est donc à privilégier par rapport à la manutention sans aides.

AVANT-PROPOS

À la fin de mes études, au baccalauréat des sciences de l'enseignement de l'activité physique, en 1991, j'étais employé au ministère de la santé et des services sociaux en tant que technicien ambulancier dans la région 04 au sein de la coopérative des ambulanciers de la Mauricie. Le taux élevé des blessures au dos chez les techniciens ambulanciers m'a fait comprendre l'urgent besoin d'amélioration de leurs conditions de travail.

Dans cette optique, j'ai donc décidé d'entreprendre une maîtrise en sciences de l'activité physique pour me permettre par la suite d'améliorer les conditions de travail de mes confrères et consœurs et, par le fait même, d'effectuer ma tâche de technicien ambulancier plus longtemps et en toute sécurité.

REMERCIEMENTS

Ma femme Nathalie pour son soutien.

Messieurs Martin C. Normand, Pierre Black, Denis Lagacé,
Danick Lafond et M. Louis Laurencelle pour leur collaboration.

TABLES DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ.....	ii
AVANT-PROPOS.....	iv
REMERCIEMENTS.....	v
LISTE DES TABLEAUX.....	ix
LISTE DES FIGURES.....	xi
CHAPITRES	
1. INTRODUCTION.....	1
Hypothèse.....	3
2. REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	4
Profil statistique des lésions professionnelles dans le secteur infirmier.....	5
Profil statistique des lésions professionnelles dans le secteur du déménagement.....	5
Profil statistique des lésions professionnelles dans le secteur ambulancier.....	6
Famille de tâche dans le secteur ambulancier.....	9
Aides à la manutention.....	10
Profil du secteur ambulancier.....	14
Protocole d'intervention.....	15
Habitudes de travail.....	16
Transport urgent et non urgent.....	17
Patient et conditions d'évacuation.....	17
Manutention de charge.....	18

	Aides à la manutention.....	19
	Travail asymétrique.....	23
	Manutention et fréquence cardiaque.....	26
3.	MÉTHODOLOGIE.....	27
	Sujets.....	27
	Plan expérimental.....	29
	Muscles.....	31
	Tâche des sujets.....	32
	Description des tâches.....	33
	Mesures.....	35
	Appareillages.....	36
	Procédures.....	37
	Instructions données aux sujets.....	39
	Traitement des données brutes.....	40
	Traitements et statistiques des données.....	41
4.	RÉSULTATS.....	42
	Pourcentage d'utilisation musculaire (PUM).....	44
	Érecteurs du rachis et ischio-jambiers.....	44
	Comparaison 2D de l'activité soulever.....	62
	Phase de l'activité monte arrière sans harnais..	63
	Phase de l'activité monte arrière avec harnais..	66
	Coût du travail et fréquence cardiaque.....	67
	Coût de la prise de charge.....	67

	Coût de l'opération.....	68
	Valeur de recouvrement.....	69
	Pourcentage de récupération.....	70
5.	DISCUSSION	71
6.	CONCLUSION	81
7.	RÉFÉRENCES	83

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
1. Tableau des statistiques représentant les blessures au dos chez les techniciens ambulanciers.....	07
2. Tableau représentant les 11 familles de tâche accomplies par les techniciens ambulanciers.....	09
3. Tableau représentant les mesures anthropométrique l'expérience de travail et la latéralité des sujets.....	28
4. Représentation des séquences expérimentales	30
5. Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire en fonction des conditions expérimentales et des activités.....	45
6. Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire des érecteurs du rachis droit et gauche en fonction des conditions expérimentales et des activités.....	48
7. Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire des ischio-jambiers droit et gauche en fonction des conditions expérimentales et des activités.....	51
8. Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire maximum pour tous les muscles étudiés en fonction des conditions expérimentales et des activités.....	54

9. Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire maximum des érecteurs du rachis droit et gauche en fonction des conditions expérimentales.. 57
10. Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire maximum des ischio-jambiers droit et gauche en fonction des conditions expérimentales et des activités..... 60

LISTE DES FIGURES

Figures	Page
1. Principaux équipements pour la manutention des patients dans le secteur ambulancier.....	11
2. Principales aides pour le transport et la manutention de meubles ou d'appareils électronique.....	12
3. Représentation du harnais à appui bilatéral.....	13
4. Représentation des harnais pour le transport des brancards dans l'armée.....	21
5. Test de force maximal pour les érecteurs du rachis.....	33
6. Test de force maximal pour les ischio-jambiers.....	34
7. Moyennes des PUM pour les conditions avec harnais sans harnais pour les activités montée arrière montée avant, descente arrière, descente avant..	46
8. Moyennes des PUM des érecteurs du rachis pour les conditions avec harnais, pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.....	49
9. Moyennes des PUM des ischio-jambiers pour les conditions avec harnais et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.....	52
10. Moyennes maximum des PUM pour les conditions avec harnais et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.....	55
11. Moyennes maximum des érecteurs du rachis pour les conditions avec harnais et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.....	58

12. Moyennes maximum des ischio-jambiers pour les conditions avec harnais et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.....	61
13. Représentation du sujet avec le tronc fléchi....	63
14. Représentation du sujet avec le tronc droit.....	63
15. Représentation de l'activité électrique des érecteurs du rachis gauche et droit du sujet (10) sous la condition sans harnais et l'activité monte arrière.....	64
16. Représentation de l'activité électrique des érecteurs du rachis gauche et droit du sujet (10) sous la condition avec harnais et l'activité monte arrière.....	66

Chapitre 1

Introduction

Dans tous les pays industrialisés, le problème des maux de dos est de plus en plus grandissant. La société dépense une fortune en diagnostics et en traitements associés à ce problème. L'indemnisation des personnes atteintes et les programmes de réinsertion ou de réadaptation font aussi partie des dépenses. Selon une étude (ASSTSAS, 1983) le problème des maux de dos ne peut être relié à une seule tâche, il peut toucher n'importe qui et peut survenir n'importe quand.

Dans une liste des dix professions les plus à risques en terme de taux d'incidence de lésions au dos, nous retrouvons les travailleurs de la construction, les éboueurs, les déménageurs, et les infirmiers (JENSON, 1987). Il est démontré que 74 pourcent des lésions au dos sont dues à des efforts excessifs lors de la levée et du transport manuel d'une charge (HEALTH and SAFETY EXECUTIVE, 1979).

La présente étude sera donc faite dans un secteur d'activité ressemblant au secteur infirmier et du déménagement, soit le secteur ambulancier. L'incidence des blessures au dos chez les techniciens ambulanciers est très fréquente, elle compte pour 54 pourcent des accidents du travail indemnisés.

Ces accidents du travail sont reliés à la manutention de charge lourde, à des postures vicieuses et à des efforts excessifs, (C.S.S.T., 1993, 1995). La question que l'on peut se poser est-il possible, et de quelle façon, diminuer les risques de blessures au dos chez les techniciens ambulanciers?

Mise à part la formation des ambulanciers sur les techniques de déplacement des patients et les tests d'aptitudes physiques, il est possible de résoudre le problème des blessures au dos avec un nouvel équipement de manutention. Les résultats d'une récente étude de Métivier, Normand, Lagacé, (1995), portant sur l'analyse biomécanique d'un nouvel équipement de manutention de charge pour les déménageurs de meubles et les livreurs d'appareils électroniques appelé "harnais de déménagement à appui bilatéral", indiquent que ce harnais permet de réduire l'effort des muscles du dos lors de la manutention de charge lourde. Inventé par M. Denis Lagacé ingénieur, le principe du harnais de déménagement à appui bilatéral se rapproche du principe du sac à dos.

À partir du harnais de déménagement à appui bilatéral développé pour les déménageurs, l'hypothèse de recherche suivante est retenue:

" Le port du harnais de déménagement à appui bilatéral par les ambulanciers pour le transport d'une civière chaise, contribuera à réduire l'effort musculaire global des muscles dorsaux, en assurant une meilleure symétrie de mouvement."

L'objectif de cette étude consistait à préciser, à partir de l'électromyographie de surface, (EMG), s'il existe une différence significative au niveau de l'effort musculaire entre les deux méthodes de manutention suivantes: 1) Manutention de la civière chaise sans le harnais de déménagement à appui bilatéral; 2) Manutention de la civière chaise avec le harnais de déménagement à appui bilatéral.

Le pourcentage d'utilisation musculaire (PUM) des érecteurs du rachis et des ischio-jambiers sera calculé pour chacune des conditions expérimentales. Les effets de la manutention sur la consommation d'oxygène et sur la fréquence cardiaque seront aussi mesurés.

CHAPITRE 2

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Afin de démontrer la ressemblance entre les secteurs, infirmier, déménagement, et ambulancier, un profil statistique sur les lésions professionnelles de chacun des secteurs sera présenté. Une comparaison des tâches à risques sera aussi faite. Nous présenterons les différentes aides à la manutention dans les secteurs du déménagement et ambulancier. Par la suite, il sera question des protocoles d'interventions cliniques et d'habitudes de travail dans le secteur ambulancier. Nous traiterons de l'importance d'un transport urgent ou non urgent et sur les habitudes de travail. Nous parlerons aussi de la manutention des charges et du travail asymétrique avec ses conséquences sur les muscles érecteurs du rachis et des ischio-jambiers. Enfin, une revue de littérature présentera les effets de la manutention sur la consommation d'o₂ et sur la fréquence cardiaque.

Le secteur infirmier démontre l'ampleur des problèmes de dos dans son milieu. Chez les soignantes on remarque une prévalence annuelle des pathologies ostéoarticulaires et musculaires de 35 pourcent à 52 pourcent. Les lombalgies à elles seules concernent chaque année, 6 pourcent à 32 pourcent du personnel hospitalier, (ESTRYN-BÉHAR; M, 1991). Ces chiffres montrent des similitudes entre le domaine des soins et ceux des métiers industriels les plus pénibles. Les blessures au dos sont reconnues maintenant comme la raison majeure pour le retrait des infirmières, (HALEY-E, 1994). La manutention des malades est la principale cause des blessures au dos dans 46.4 pourcent des cas et lors de la manutention de charge lourde dans 29 pourcent des cas. La manutention de charge lourde fait référence au déplacement des patients, (ASSTSAS, 1995).

Les statistiques dans le secteur du déménagement démontrent que le secteur du transport et de l'entreposage regroupe une clientèle à risque pour les lésions au dos. Ce secteur d'activités comporte à lui seul 11.5 pourcent du nombre de lésions chronique au dos pour l'ensemble des secteurs, I.R.S.S.T., (1987). En 1992, l'association sectorielle transport et entreposage, (ASTE), dénombrait 304 cas de lésions professionnelles indemnisables pour l'unité du

déménagement, dont 287 sont des accidents avec interruption du travail et 17 avec des dommages corporels permanents ou avec décès, pour un total de 16,970 jours indemnisés et un déboursé de \$ 994,000. Le secteur ambulancier fait aussi face à la problématique des blessures au dos. Une étude ergonomique de la firme (BESNER, LECLAIR, ass., 1995), tout comme la (C.S.S.T., 1993), démontre que plusieurs lésions professionnelles dans le secteur des services ambulanciers sont de nature musculo-squelettique, affectant plus particulièrement le dos. Également selon cette étude, l'effort physique excessif cause les lésions au dos et la manipulation des patients provoque l'effort excessif. Selon (ASSTSAS,1995), le siège des blessures corporelles les plus fréquentes et les plus indemnisées, répertoriées dans le secteur ambulancier, est le dos dans 54 pourcent et les épaules dans 16 pourcent des cas. Un relevé statistique de la C.S.S.T., sur la répartition des accidents du travail indemnisés survenu de 1988 à 1990 pour les service ambulanciers, révèle que le coût en indemnité de remplacement du revenu a été de \$ 3,200,000, pour cette même période. Le coût moyen par lésion s'élevant à \$ 2,385, (C.S.S.T.,1993). Le tableau 1 résume les statistiques provenant de la C.S.S.T.; ces informations ont été classées selon 5 catégories : Nature, Genre, Agent, Siège, Âge.

Dans ce tableau on apprend que les principaux agents responsables des blessures au dos sont les charges lourdes et les postures asymétriques. Étant donné que la charge manipulée (patient) est hors de contrôle du travailleur, il faut absolument focaliser notre attention sur les positions de travail. Le fait de manipuler un patient sur une civière dans des escaliers, oblige souvent l'ambulancier à exécuter un travail asymétrique du tronc.

Tableau 1

Tableau des statistiques représentant
les blessures au dos chez les techniciens
ambulanciers du Québec victimes d'accidents du travail.

Nature	Genre	Agent	Siège	Âge
ENTORSE	EFFORT EXCESSIF	POSTURES VICIEUSES CHARGES LOURDES	DOS	20/44 ANS
57%	57%	45%	54%	93%

Une autre étude de Doormaal, MT, et al, (1993), sur la charge de travail physique pour les assistants d'ambulance indique, que les mauvaises postures sont présentes particulièrement durant des transports en situation d'urgence. Il est recommandé de revoir les équipements et les procédures de travail, ainsi que l'entraînement de l'ambulancier, car certaines conditions de travail précaires comportent des risques pour la santé et la sécurité des techniciens ambulanciers. Une récente étude de LAGASSÉ et TURCOTTE (1994) portant sur les normes physiques et médicales d'admission pour les techniciens ambulanciers, a permis d'identifier 11 familles d'activités (Tableau 2). Après l'analyse du tableau des 11 familles d'activités deux nous apparaissent comme étant les plus exigeantes pour le dos. En effet, en nous référant à l'étude de la firme Besner, Leclair, ass (1995) sur l'analyse de sécurité des tâches du technicien ambulancier dans une approche ergonomique les familles 4 et 5 défini par TURCOTTE et LAGASSÉ (1994) c'est à dire " soulever des charges lourdes" et " monter et descendre des escaliers avec une charge lourde" sont définies comme étant des facteurs à risques pour les travailleurs.

Tableau 2

Tableau représentant les 11 familles de tâche accomplies par les techniciens ambulanciers, selon Lagassé et Turcotte (1994).

1. Marche rapide/ course lente avec charge légère
 2. Monter/ descendre un escalier avec charge légère
 3. Tirer/ pousser un objet roulant
 4. Soulever une charge lourde
 5. Monter/ descendre un escalier avec charge lourde
 6. Contourner des obstacles
 7. Sauter
 8. Administrer le massage cardiaque (5 min)
 9. Conduite rapide du véhicule ambulancier
 10. Rédiger un rapport
 11. Travaux manuels
-

Parmi les professions les plus à risque, en terme de lésions au dos, deux secteurs d'activité démontrent des similitudes dans la réalisation de leur tâche. Même si dans le secteur ambulancier la manipulation s'effectue avec des patients tout comme les infirmiers, l'environnement de travail de l'ambulancier ressemble en plusieurs points à celui du déménageur de meubles.

1. L'ambulancier tout comme le déménageur utilisent des aides à la manutention.
2. Les ambulanciers tout comme les déménageurs oeuvrent dans des escaliers qu'ils doivent descendre ou monter avec leur charge.
3. Les statistiques sur les lésions professionnelles sont peu reluisantes tant pour les ambulanciers que pour les déménageurs, et le siège de lésions est le dos.

Pour la manutention des patients l'ambulancier dispose présentement de différentes aides. La Figure 1 présente les différentes aides à la manutention utilisées pour la manutention des patients. Le choix de l'aide à la manutention s'effectue en fonction des critères suivants: les lieux physiques, la distance de transport, l'inclinaison de la surface de marche, l'état de santé du patient. Parmi ces aides à la manutention on retrouve en (A); le brancard, (B); le panier, (C); le corset d'immobilisation, (D); planche dorsale,(E); petite chaise, (F); brancard à dossier inclinable, (G); la civière chaise, (H); civière cuillère, (I); civière à niveaux multiples, (J); sac d'évacuation, (non démontré). Ces aides à la manutention favorisent le déplacement du patient en évitant d'avoir un contact direct avec ce dernier.

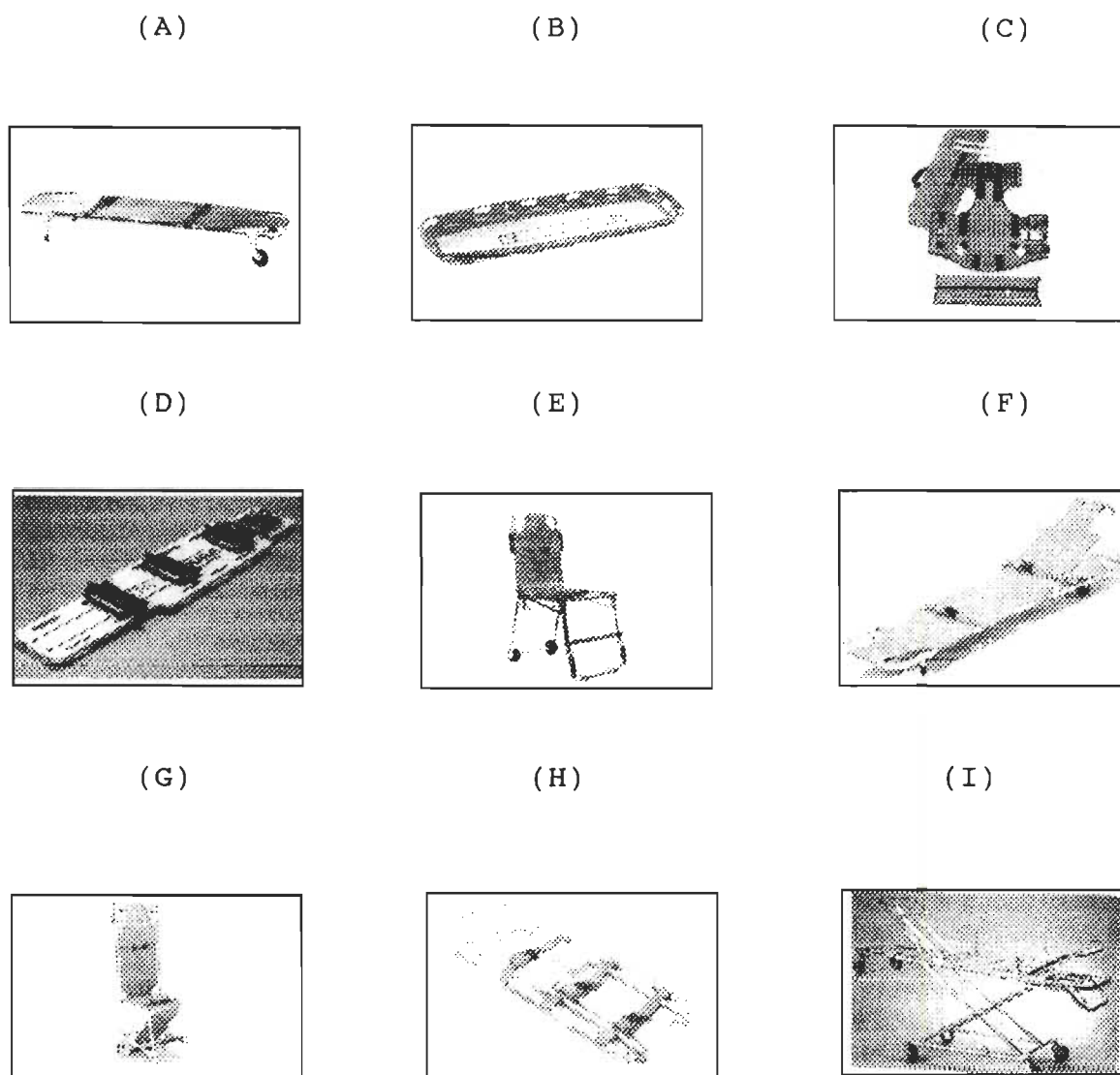
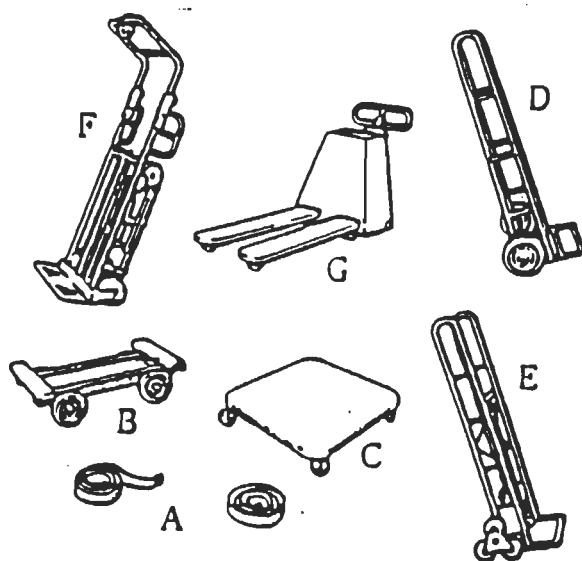


Figure 1. Principaux équipements pour la manutention des patients dans le secteur ambulancier.

Pour le déménagement des meubles et d'appareils ménagers, il existe présentement 7 aides à la manutention. Les courroies et les sangles de déménagement de meubles (A); le chariot à piano (B); le chariot à plate-forme (C); le chariot à deux roues (D); le chariot à six roues (E); le chariot à chenilles (F); le transpalette (G). La Figure 2 présente les principales aides pour le transport et la manutention de meubles ou d'appareils électroniques. Le choix de l'aide appropriée s'effectue selon les critères suivants: la condition de la surface de travail, le poids et les dimensions de l'objet, la distance de transport, les accès d'entrée et de sortie et l'inclinaison du plancher (escalier, marche).

Figure 2. Principales aides pour le transport et la manutention de meubles ou d'appareils électroniques. (Source: Département of labour, 1989, code of Practice Manual Handling in the furniture removal industry).



Le tout dernier né dans les équipements de manutention pour les déménageurs a été inventé par Monsieur Denis Lagacé ing.M.B.A. il s'agit d'un harnais de déménagement à appui bilatéral; ce nouvel équipement de manutention permet de réduire l'effort des muscles du dos en répartissant de façon égale la charge sur les deux épaules. La Figure 3 présente le harnais à appui bilatéral vue antérieure (A); postérieure (B).

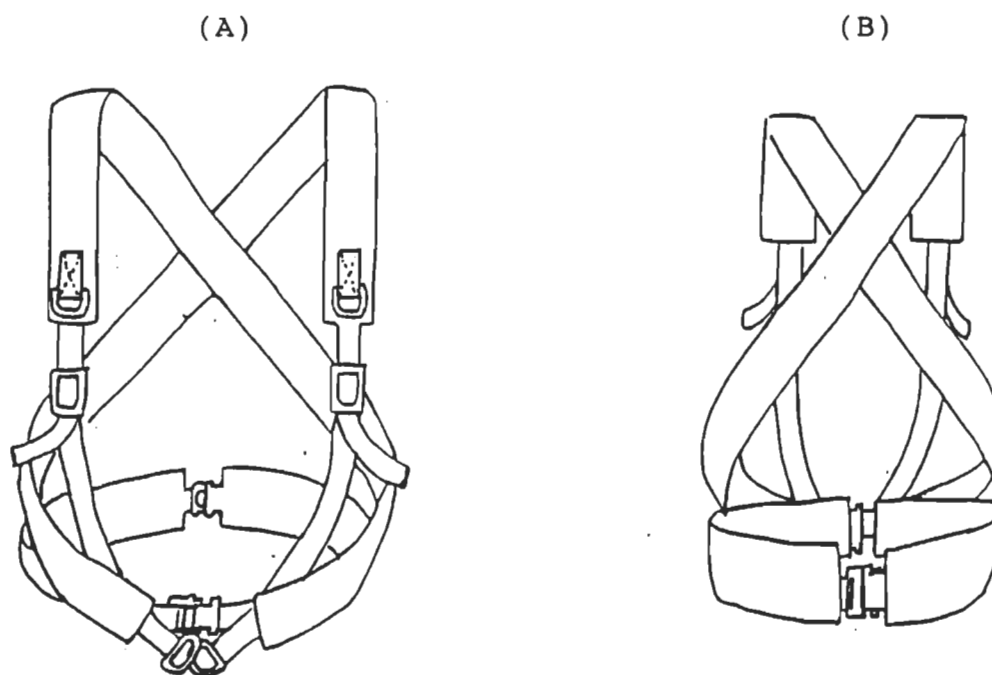


Figure 3. Représentation du harnais à appui bilatéral vue antérieure (A) postérieure (B).

Profil du secteur ambulancier au québec

Selon l'association pour la santé et la sécurité du travail secteur des affaires sociales (ASSTSAS, 1995) le secteur ambulancier compte 163 corporations réparties dans 18 régions, et comptant environ 3,000 techniciens ambulanciers. Pour l'année 1995, les services ambulanciers ont dénombré 1181 lésions professionnelles pour 42,088 jours d'indemnisation totalisant des dépenses de \$3,584,862. La moyenne des jours indemnisés est de 35.7 jours, les hommes étant plus à risques que les femmes. L'agent causal de la lésion se produit, lors de la manutention des patients et ceci dans 43 pourcent du temps. Et celui-ci correspond à un effort excessif dans 57 pourcent des cas. Le siège de la lésion est le dos dans 46 pourcent des cas, le résultat de ces lésions: entorse, foulure, déchirure dans 62 pourcent des cas, (ASSTSAS, 1995).

Protocole d'intervention

En octobre 1990, le gouvernement du Québec a décidé d'emboîter le pas avec les sociétés industrialisées dans le domaine des soins pré-hospitaliers d'urgence. Les problèmes identifiés au système en place concernent tant l'accessibilité aux services d'urgence que les délais d'intervention, les protocoles opérationnels et cliniques, le contrôle de la qualité des soins, la formation des intervenants, la coordination des interventions d'urgence et l'efficacité globale du système, (MSSS, Chaque Minute Compte, 1990).

En juin 1992, le ministère de la santé et des services sociaux a retenu des orientations en matière de services préhospitaliers d'urgence au Québec. Ces orientations prennent source dans le rapport "Chaque Minute Compte 1990". Le ministère a notamment reconnu la nécessité d'une approche structurée qui assure la qualité dans la distribution des soins préhospitaliers d'urgence. Chaque protocole établit, pour un problème donné, les actes à poser et la séquence dans laquelle ils doivent être posés.

Habitudes de travail

Les habitudes de travail chez les T.A (techniciens ambulanciers) sont liées à la tâche du T.A. Selon Lagassé et Turcotte (1994), la tâche du T.A. est répartie dans 11 familles de tâches. Seulement les familles 4 et 5 (soulever une charge lourde et monter/descendre un escalier avec une charge lourde) font partie de notre étude.

Avant 1995, et l'arrivée des recommandations de la firme Besner, Leclair, Ass (1995) sur "l'analyse de sécurité des tâches du technicien ambulancier dans une approche ergonomique, le T.A avait comme habitude de travail, de monter et de descendre son patient avec la civière à niveaux multiples. Cette pratique, représentait un effort physique supplémentaire pour le T.A. dû au poids de 70lbs de la civière. Suite aux recommandations de la firme Besner, Leclair, Ass (1995), la tâche monter/descendre des escaliers avec le patient doit être exécuté avec la civière chaise si la condition du patient le permet.

Transport urgent et non urgent

Afin de déterminer si un transport est urgent ou non urgent le T.A. procède, une fois la sécurité de la scène assurée, à l'examen primaire et à l'évaluation de l'instabilité de l'état de la victime. Ces deux évaluations permettent au T.A. ambulancier, d'appliquer un protocole spécifique au problème rencontré et de procéder rapidement au transport vers un centre hospitalier, ce type de transport est considéré comme urgent, (MSSS, 1994). Le T.A. peut ne pas appliquer de protocole spécifique dans la mesure où il ne rencontre; lors de son examen, aucun signe ou symptôme lui permettant de faire référence à un protocole spécifique. Ce type de transport est considéré non urgent, selon le MSSS, (1994).

Patient et conditions d'évacuation

Par définition le patient est une personne "malade qui est l'objet d'un traitement ou d'un examen médical" Petit Robert (1993). Le patient qui fait appel aux services ambulanciers s'attend à être transporté en toute sécurité vers un centre hospitalier pour y recevoir des soins avancés. Ce patient sera transporté en fonction des conditions

d'évacuation suivantes: Son état de santé (stable ou instable) et l'accessibilité des lieux ex: (rez de chaussé), (escaliers et étages).

Manutention de charge

La manutention de charge dans le milieu industriel a intéressé plusieurs auteurs. Certains de ces auteurs comme AUTHIER, M, LORTIE, (1992), ont vérifié si l'expérience en manutention était reliée aux bonnes méthodes de manutention. Les résultats ont démontré qu'il n'y a pas de liens assez forts pour soutenir l'hypothèse que l'expérience en manutention est une garantie de bonne méthode de manutention. Une charge peut aussi être perçue de façon différente d'une personne à l'autre. Il peut arriver qu'une charge acceptable pour une personne ne soit pas perçue par une autre comme acceptable KARWOWSKI, W et coll, (1992).

Une étude récente de Hamrick, C.A., (1992), sur la détermination des capacités de travail, a démontrée que l'augmentation du poids de la charge jusqu'au seuil critique jugé par le travailleur est une tâche inacceptable basée sur des facteurs biomécaniques. Selon Métivier, (1995), la diminution des risques passe par la formation, la sélection

des travailleurs et des aides à la manutention adéquates.

Aides à la manutention

Les résultats de l'étude de Métivier, F., (1995), démontrent que l'utilisation du harnais à appui bilatéral provoque une contribution musculaire des érecteurs du rachis de (42,8%), comparativement à (71,9%) pour la condition sans aides à la manutention. Les résultats indiquent aussi que parmi les activités observées soit: escalier supérieur monter, escalier supérieur descendre, escalier inférieur monter, escalier inférieur descendre, marche avant, marche arrière, soulever, déposer; les activités (escalier supérieur monter, 64%, et escalier inférieur monter, 46%), sont considérées comme les plus exigeantes.

Dans l'étude de Métivier, F, (1995), l'effet du harnais de déménagement à appui bilatéral est aussi mesuré sur les muscles biceps fémoraux (longue portion) et les muscles vastes latéraux. Pour l'ensemble des activités, les conditions avec aides à la manutention impliquent le plus faible P.U.M. avec (18%) comparativement à (33,4%) avec la manutention sans équipement. En ce qui concerne les muscles vastes latéraux, il n'existe aucune différence significative entre les conditions

Selon l'étude de Métivier, (1995), l'utilisation du harnais bilatéral est à favoriser avant la manutention manuelle sans aides. Une autre étude de Davis (1956), fait état de harnais de manutention pour la manutention de téléviseurs, s'apparentant au concept de harnais de déménagement bilatéral. Dans cette étude l'auteur démontre que l'utilisation du harnais comparativement à aucune aide à la manutention diminue la fréquence cardiaque durant le travail et la période de récupération. Le port d'un harnais pour manipuler une charge a aussi intéressé, Rice, (1991), le but de son étude étant d'évaluer l'utilisation de deux types de harnais pour le transport d'une civière de type brancard, dans l'armée. Le premier harnais de type H-Loop et le second de type H-Hook. La Figure 4 illustre les deux types de harnais. En A (harnais, H-Loop et en B (harnais, H-Hook).

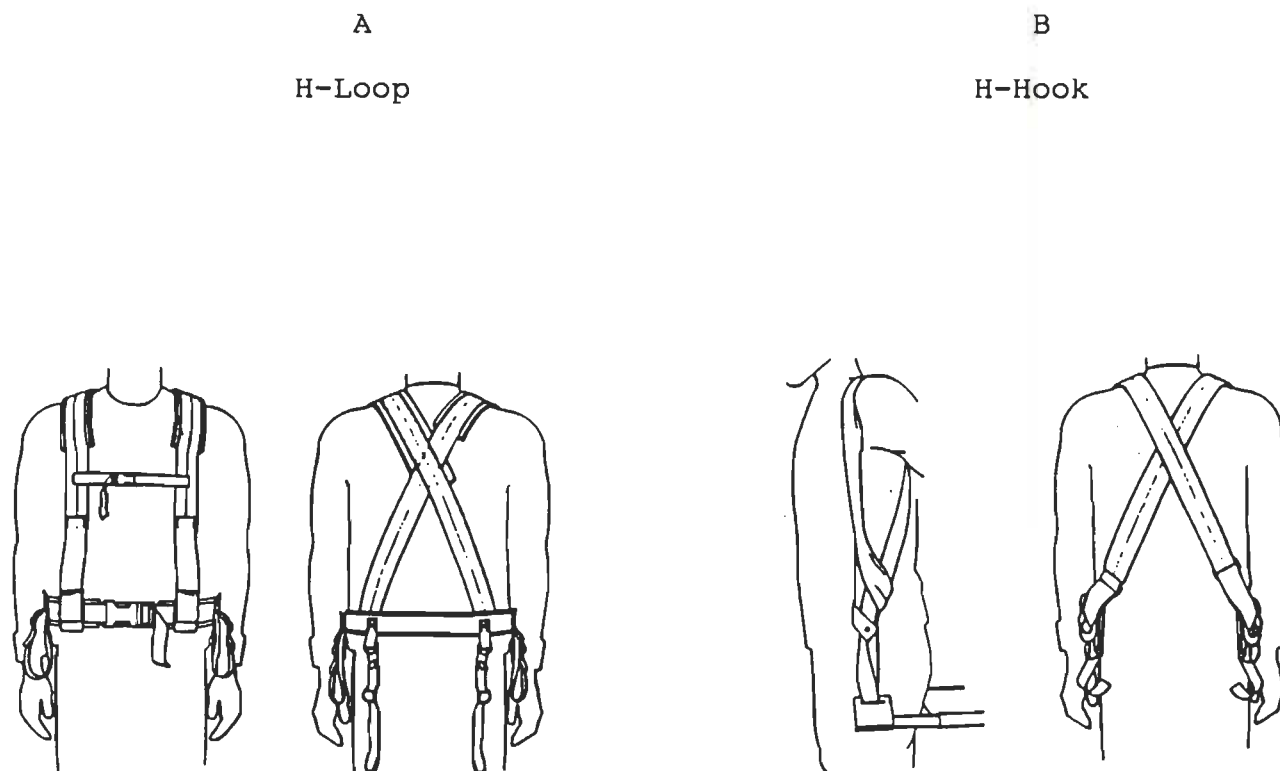


Figure 4. Représentation des harnais pour le transport de brancards dans l'armée, H-Loop en (A), et H-Hook en (B).

Dans l'étude de Rice, (1991), les sujets devaient transporter en équipe de deux le plus de patients possible en 15 minutes. Trois conditions étaient analysées, 1) sans harnais, 2) avec le harnais H-Loop, 3) avec le harnais H-Hook. Les résultats indiquent que la consommation d'oxygène est plus grande pendant l'utilisation du harnais; ceci est dû au fait que pendant l'exécution de la tâche sans harnais les sujets femmes devaient ralentir pour récupérer. Les résultats démontrent aussi que les sujets exécutent la tâche à 72,4 pourcent de leur capacité maximum avec le harnais et à 65,3 pourcent sans le harnais. Tous les sujets femmes complètent les transports plus vite avec le harnais, car il n'y a plus de ralentissement pour récupérer. Les sujets hommes complètent plus de transports sans le harnais et il semble que l'ajustement du harnais avec la civière en est la cause.

Lind et Mc Nicol (1968), se sont aussi intéressés au transport de civière avec un harnais. Le transport d'une civière étant une tâche physiquement lourde, les contractions musculaires longuement maintenues pour réaliser la tâche augmentent la fatigue. Les résultats de Lind et Mc Nicol (1968), confirment ceux de Davis, (1956), en effet on observe une diminution de la réponse cardio-vasculaire et une réduction du stress au niveau lombaire et ce, spécialement

lors de la levée et de l'abaissement des patients.

Travail asymétrique

Plusieurs études dans le domaine de la biomécanique ont décrit les charges mécaniques induites au tronc lors de conditions symétriques dans le plan sagittal (Chaffin et Baker, 1978; Freivalds et al., 1984; Marras et al., 1984; Schultz et al., 1982). Malgré cela, dans la réalité industrielle, on retrouve surtout des conditions de manutention asymétrique. Un nombre limité d'études biomécaniques s'est intéressé au travail asymétrique lors des activités de manutention (Marras et Mirka, 1991; Schultz et al., 1982; Schultz et al., 1983; Zetterberg et al., 1987; Marchand et al., 1991). La majorité de ces études s'effectuait dans des conditions de charge et vitesse constantes. Nous savons qu'une mauvaise posture associée à une charge lourde durant l'exécution d'un levage de charge, affecte le centre de gravité du corps, la force de compression sur les vertèbres L5/S1 et les forces induites aux muscles en sont augmentées Anderson et coll., (1985), Gallagher, S. (1990). Certaines études ont examinée les effets d'une charge asymétrique sur l'activité électrique des érecteurs du rachis.

Une récente étude de Peterson et Andres, (1992), portant sur le maintien asymétrique d'une charge, démontre que pendant le maintien asymétrique de la charge la réponse de l'EMG des érecteurs du rachis et la pression des pieds sur les senseurs de pression est asymétrique. Cette réponse asymétrique des érecteurs du rachis peut conduire à des blessures. D'autres études d'Anderson, Ortengren et Nachemson, (1977), ont étudié l'activité musculaire des érecteurs du rachis en faisant varier les conditions de charge et les mouvements du tronc. On remarque, que lors de l'exécution de mouvements asymétriques du tronc, les valeurs d'EMG mesurées ont augmenté par rapport à celle obtenues pour des mouvements symétriques avec la même charge. L'augmentation du signal EMG provenait surtout du côté contralatéral au mouvement pour les électrodes placées au niveau lombaire (L1,L3,L5). Cook et Neumann, (1987), comparait l'activité EMG des érecteurs du rachis dans trois conditions; une charge maintenue en avant du tronc, une charge dans un sac à dos, une charge dans une seule main. Les résultats indiquent que le maintien à une main cause une diminution de l'activité musculaire de l'activité musculaire ipsilatéral et une augmentation de l'activité musculaire contralatérale. On remarque aussi que le maintien en avant du tronc occasionne un effort musculaire bilatéral plus grand.

Il existe une variété d'éléments d'asymétrie lors de la manutention d'une charge: la rotation du tronc, la position asymétrique des mains, l'asymétrie de la charge, les mouvements latéraux de la charge et la position non répartie de la charge sur les deux jambes (Drury, Law, et Pawenski, 1992; Mital et Fard, 1986; Lavender, Mirka, Schoenmarklin, Sommerich, Sudhakar, et Marras, 1989; Ljungberg, Kilbom et Hägg, 1989). D'autres formes d'asymétrie ont été observées lors du maintien d'une charge avec les pieds à différents niveaux. Les recherches de Schultz et Andersson (1981) ont démontré que l'activité musculaire du tronc, la charge externe appliquée au tronc et la charge interne appliquée sur la colonne vertébrale, étaient reliées; ceci dans des conditions particulières de maintien de charge en statique. Marras, Kings, et Joynt (1984) ont découvert que le moment de force produit au niveau lombaire diminuait avec l'augmentation de la vitesse de l'extension du tronc. Les différences entre les extensions statiques et dynamiques, mesurées par l'EMG, sont évidentes pour les muscles érecteurs du rachis, étant donnée la contribution de l'inertie et de l'accélération des segments lors des conditions dynamiques. Garg et Badger (1986) ont démontré que la force maximale volontaire développée par les muscles du tronc en isométrie décroît de 7 à 10 pourcent pour

chaque 30 degrés d'asymétrie. Les risques de blessures sont donc plus grands.

Effets de la manutention sur la fréquence cardiaque
et sur consommation d'O₂.

L'endurance au travail est toujours un facteur majeur de limitation pour des tâches de manutention fréquentes. Une étude de Yates, J.W., Pickering, K., Karwowski, W., 1990, sur la production de lactate sanguin et les levers à répétition, démontre qu'un poids constant associé à une augmentation de la fréquence de lever produit plus de lactate sanguin qu'une fréquence constante et une augmentation du poids. Une autre étude de Petrofski et Lind (1978) rapporte des niveaux de lactate sanguin après une heure de lever de boîtes, semblables à ceux rapportés par Yates, 1987. Selon Asfour, S., Genaidy, A.M., Fahmy, M.W., Younis, A. et Waly, S.M. 1988, la consommation d'O₂ et la fréquence cardiaque sont significativement affectées par la fréquence des levers et le poids de la charge; le temps d'endurance décroît significativement avec l'augmentation de la charge. Lagassé et Turcotte, (1994) ont rapporté une augmentation du coefficient de sollicitation cardio-vasculaire (C.S.C), de 110%, lors du soulèvement et du transport de charge dans des escaliers.

Chapitre 3

MÉTHODOLOGIE

Dans ce chapitre, il est question des sujets et de leurs tâches, des instructions données aux sujets, du plan d'expérimentation, des appareils de mesures, des muscles étudiés, de la procédure expérimental et de l'analyse statistique des données recueillies.

Sujets

Les sujets (N=10) participant à l'étude sont des ambulanciers, ambulancières travaillant dans la région 04, avec une moyenne d'âge de 33,9 années, une masse corporelle moyenne de 189 Lbs, une taille moyenne de 1,71 m et une expérience de travail moyenne comme ambulancier de 10,4 années. L'ensemble des données est présenté au Tableau 3.

Tableau 3

Tableau représentant les mesures anthropométrique
l'expérience de travail et la latéralité
des sujets.

Sujet	Âge	Poids (KG)	Taille (M)	Expérience (Années)	Latéralité
1	37	84.16	1.78	8	Droitier
2	37	76.81	1.67	9	Droitier
3	36	61.86	1.56	17	Droitier
4	34	65.00	1.55	13	Droitier
5	38	120.45	1.75	16	Droitier
6	42	103.63	1.72	13	Droitier
7	26	92.27	1.82	8	Droitier
8	35	87.72	1.72	10	Droitier
9	25	72.27	1.72	4	Droitier
10	29	95.45	1.87	6	Droitier
X=	33.9	85.95	1.71	10.4	

Plan expérimental

Dans cette recherche, deux conditions expérimentales sont étudiées soit: la manutention d'une civière chaise avec l'utilisation du harnais à appui bilatéral et la manutention manuelle de la civière chaise sans aides (sans harnais). Ces deux conditions sont étudiées en interaction avec six activités rencontrées lors de l'exécution de la tâche du technicien ambulancier. Le choix de ces activités fait référence aux familles des tâches quatre et cinq de l'étude de Lagassé et Turcotte (1994). Ces activités sont les suivantes: monter un escalier en position avant, monter en position arrière, descendre avant, descendre arrière.

Chacune des activités est exécutée une fois. La charge à manipuler a le même poids tout au long de l'expérimentation; il s'agit d'une civière chaise ayant une masse de 21 Lbs sur laquelle reposent des sacs de sel dont le poids est réparti en fonction de l'anthropométrie d'un patient ayant une masse de 180 Lbs. La charge à manipuler est donc de 201 Lbs.

L'ordre de présentation des séquences, (conditions, activités) est permuté afin de contrôler les erreurs pouvant être reliées à la fatigue et à un effet séquentiel. Le Tableau 4 présente les séquences expérimentales pour tous les sujets.

Tableau 4
Représentation des séquences expérimentales (n=10)

	1	2	3	4	5	6	7	8
1	HMAV	HDAR	HMAR	HDAV	SHMAV	SHDAR	SHMAR	SHDAV
2	HMAR	HDAV	HMAV	HDAR	SHMAR	SHDAV	SHMAV	SHDAR
3	SHMAV	SHDAR	SHMAR	SHDAV	HMAV	HDAR	HMAR	HDAV
4	SHMAR	SHDAV	SHMAV	SHDAR	HMAR	HDAV	HMAV	HDAR
5	HMAR	HDAV	HMAV	HDAR	SHMAV	SHDAR	SHMAR	SHDAV
6	HMAV	HDAR	HMAR	HDAV	SHMAR	SHDAV	SHMAV	SHDAR
7	HMAV	HDAR	HMAR	HDAV	SHMAR	SHDAV	SHMAV	SHDAR
8	HMAR	HDAV	HMAV	HDAR	SHMAV	SHDAR	SHMAR	SHDAV
9	SHMAR	SHDAV	SHMAV	SHDAR	HMAR	HDAV	HMAV	HDAR
10	SHMAV	SHDAR	SHMAR	SHDAV	HMAV	HDAR	HMAR	HDAV

Légende: H - Avec le harnais
SH - Sans le harnais
M - Montée
D - Descente
AR - Arrière
AV - Avant

Muscles

Les muscles ciblés dans cette étude sont les érecteurs du rachis droit et gauche et les ischio-jambiers droit et gauche. Avant la pose des électrodes la peau du sujet a été rasée si nécessaire et lavée avec des tampons alcoolisés. Les électrodes furent collées sur la partie superficielle du muscle en respectant les références anatomiques de Delagi (1975). Ces références indiquent l'endroit exact pour le collage des électrodes. Pour les érecteurs du rachis, les électrodes sont placées à 3 cm de chaque côté du processus épineux de la vertèbre L3. Pour les ischio-jambiers les électrodes sont placées au point milieu entre la tête de la fibula et la tubérosité ischiatique. Pour tous les muscles monitorisés, l'orientation des fibres musculaires a été respectée lors de la pose des électrodes.

Tâche des sujets Phase pré-expérimentale

Dans un premier temps les dix sujets ont participé à une séance de familiarisation pré-expérimentale, afin de bien reproduire la tâche étudiée. La période de familiarisation fut d'une durée de deux heures; elle a été composée de 45 minutes de théorie et de 75 minutes de pratique. La séance théorique a porté sur les principes fondamentaux du transport de charge sans aides à la manutention et sur la conception, l'utilisation, et l'ajustement du harnais à appui bilatéral. La séance théorique a contenu aussi de l'information sur le type de charge à manipuler, les supports de charge, les tests de force, les séquences expérimentales, la tenue vestimentaire. Le déroulement complet du protocole expérimental a aussi été expliqué aux sujets.

La séance pratique s'est déroulée dans un escalier avec une masse allégée de 55 kg. Les sujets en équipe de deux devaient dans un premier temps manipuler la charge sur la civière chaise sans aides à la manutention et par la suite avec l'utilisation du harnais à appui bilatéral. Afin de diminuer les effets de mouvements asynchrones une cadence était préréglée via un métronome mécanique. Chaque sujet a effectué une séquence expérimentale complète. À la fin une période de questions et de commentaires était allouée.

Description des tâches Phase expérimentale

Lors de l'expérimentation les tâches importantes à réaliser par tous les sujets étaient, les tests de force maximale (FMAX) isométrique effectués dans le plan des muscles étudiés. Chacun de ces tests de force maximale a permis d'enregistrer les valeurs d'électromyographie qui correspondent aux contractions isométriques maximales des muscles étudiés. Le test de FMAX pour les érecteurs du rachis a consisté en une extension du tronc en position debout. Le sujet était debout face à un banc de travail, il portait le harnais à appui bilatéral et l'appareil de mesure électromyographique. Le bassin du sujet est appuyé sur le coussin du banc de travail. Le tronc du sujet est fléchi à 30 degrés, la partie supérieure du harnais est reliée à une courroie attachée au banc de travail. Au signal donné le sujet effectue l'extension du tronc au maximum de ses capacités. Le sujet exécute deux fois le test de force maximale (voir, Figure 5).

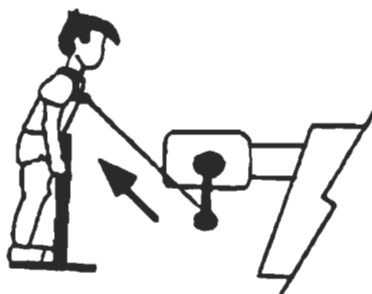


Figure 5. Représentation du test de FMAX pour les érecteurs du rachis.

Le test de force pour les ischio-jambiers consiste en une flexion de la jambe sur la cuisse. Le sujet est assis sur un banc d'exercice, sa jambe droite est maintenue à un angle de 140 degrés. Sa cheville est attaché à une courroie qui est fixée au banc de travail. Au signal donné le sujet exécute deux fois un effort isométrique maximal. Le meilleur des deux essaie est retenu. Par la suite le sujet exécute la même chose avec la jambe gauche, (voir, Figure 6).



Figure 6. Représentation du test de force maximale pour les ischio-jambiers lors de la flexion de la jambe sur la cuisse.

Mesures

1. ANALYSE MUSCULAIRE (EMG). Le comportement musculaire du dos a été observé lors des différentes situations de travail. L'activité électromyographique des érecteurs du rachis, et des ischio-jambiers, a été faite principalement à l'aide du pourcentage d'utilisation musculaire (PUM) (quantité d'effort fourni par les muscles). Le pum est obtenu en appliquant la formule suivante:

$$PUM(i) = \{EMG \text{ max de l'activité}(i) / CMV (i)\} \times 100.$$

D'où i = muscle, $EMG \text{ max } (i)$ = valeur RMS de l'activité myoélectrique maximale du muscle (i) lors de l'activité. $CMV (i)$ = valeur RMS maximale de l'activité myoélectrique du muscle (i) lors de la contraction maximale volontaire.

Ainsi à l'aide de ces résultats, il nous a été possible de comparer les implications musculaires des diverses méthodes de manutention étudiées et ce lors des principales activités de déplacement. Lors de la prise de ces mesures, la technique utilisée a été contrôlée.

2. COÛT PHYSIOLOGIQUE.

La fréquence cardiaque a été également enregistrée lors des différents tests pour nous permettre de quantifier la dépense énergétique.

Appareillages

L'acquisition des mesures électromyographique s'est faite à l'aide de l'appareil électromyographique portatif, (Muscle tester ME 3000 professionnel version 1.4), de la compagnie finlandaise, (MÉGA ÉLECTRONICS). Le signal EMG est échantillonné à une fréquence de 1000 HZ. Seul la moyenne des données brutes au 0.1 sec a été sauvegardée. L'autonomie de l'appareil est d'environ 3 heures. Les quatre canaux disponibles sur l'appareil ont été utilisés pour chacun des muscles. Les données brutes obtenues ont ensuite été téléchargées par le port sériel numéro 1, d'un ordinateur PC. 486 DX 33, pour en faire l'analyse et les conversions d'usage.

L'acquisition des mesures de la fréquence cardiaque s'est faite à l'aide d'un cardiotechymètre modèle (EDGE) de la compagnie finlandaise (POLAR ÉLECTRO-OY). Les données recueillies représentent des moyennes par intervalle de cinq secondes.

Procédures

Lorsque les sujets arrivaient au laboratoire, il leur était demandé de porter les vêtements adéquats, de lire et de signer un formulaire de consentement pour la participation à l'expérimentation. Enfin, un examen de la posture corporelle est appliqué à l'aide d'un posturomètre afin de déceler d'éventuelles asymétries corporelles importantes. Tout d'abord le cardio-tachymètre est installé, ceci consiste à attacher le senseur du cardio-tachymètre sur la poitrine du sujet et par la suite attacher à son poignet la montre digitale servant à la lecture de la fréquence cardiaque. Le sujet endosse par la suite le harnais à appui bilatéral et il fait les ajustements au niveau des épaules. On fixe à l'aide d'une ceinture abdominale l'appareil électromyographique sur la partie postérieure des hanches. Nous procédons par la suite au collage des électrodes; tous les fils d'électrodes sont bien fixés afin de prévenir les artefacts provenant d'une friction des fils. Une fois ces étapes terminées l'appareil électromyographique est relié à l'ordinateur afin de visualiser la qualité de l'amplification des signaux électromyographiques de chaque groupe musculaire.

Afin de vérifier le signal d'amplification, le sujet se tient debout et on lui demande alors d'effectuer une flexion du tronc suivie d'une extension. Par la suite le sujet doit effectuer une flexion de la jambe sur la cuisse suivie d'une extension, sans charge, pour la jambe droite et de même pour la jambe gauche. Une fois certain d'un bon signal d'amplification de l'électromyographie, le sujet est installé pour le test de force maximale en commençant par les érecteurs du rachis, ensuite l'ischio-jambier droit et enfin l'ischio-jambier-gauche. Au signal donné le sujet exécute une contraction musculaire isométrique maximale d'une durée de 4 secondes puis, une deuxième et ceci pour chaque groupe musculaire. À la fin des tests de force maximale le sujet est débranché de l'ordinateur. Par la suite la même procédure est appliquée à l'autre sujet. Une fois les tests de force maximal terminés, les deux sujets sont accompagnés sur le lieu de l'expérimentation, situé à l'UQTR, au pavillon Albert Tessier au niveau d'un escalier avec deux paliers. Les deux sujets se préparent à effectuer les activités en fonction des conditions d'expérimentation. Trois agents d'expérimentation s'assurent du bon déroulement de l'expérimentation. Ainsi le premier commande le suivi des séquences expérimentales et prend en note les relevés de la fréquence cardiaque.

Le deuxième, à l'aide d'un marqueur électronique relié à l'appareil électromyographique, suit les sujets et marque les endroits spécifiques visés par l'étude. Enfin le troisième s'assure des bons ajustements du harnais, de la lecture des fréquences cardiaques et des temps de repos entre les séquences expérimentales. Les deux sujets exécutent le protocole expérimental en même temps. À la fin de l'expérimentation les commentaires et les appréciations sont recueillis.

Instructions données aux sujets

Les instructions données aux sujets furent les suivantes: porter une attention particulière aux électrodes et aux fils afin d'éviter de les déplacer. Lors des activités, la cadence doit être continue et fluide afin d'éviter les mouvements asynchrones. Le sujet qui monte à l'avant doit pousser la charge tandis que celui qui monte à l'arrière ne doit pas tirer sur la charge. Lors des activités chacun des sujets alterne le pied gauche et le pied droit. Lors des pauses, le bouton du marqueur électronique ne doit pas être touché.

Traitement des données brutes

Les données brutes recueillies par l'électromyographie portative sont présentées sous la forme de moyennes brutes contenant 10 valeurs à la seconde. Sur la présentation de l'électromyographie les données relatives aux activités sont définies par des zones précises identifiées dans le temps par les marqueurs électroniques. Les données relatives aux zones cibles ont été transformées en code (ASCII) pour faciliter la lecture avec le tableur mathématique Microsoft Excel version 5.0. Les données brutes erronées apparaissant chez l'un des sujets ont été lissées par une technique d'estimation itérative basée sur l'algorithme de Winer (1971). À partir des données recueillies en code (ASCII) la moyenne mobile a été effectuée selon la formule $((X-1)*.25)+(X*.5)+(X+1*.25)$. Par la suite la moyenne mobile a été divisée par la donnée brute maximale et multipliée par 100 afin d'obtenir le pourcentage d'utilisation musculaire (PUM), des quatre muscles étudiés. Ces (PUM) ont permis de comparer les moyennes d'utilisation et les moyennes maximum d'utilisation musculaire (PEAK). Via ces moyennes de (PUM), les deux conditions expérimentales ont pu être comparées en fonction des quatre activités. Les données de fréquence cardiaque recueillies par le cardiotachymètre n'ont pas été transformées.

Traitements des données et analyses statistiques

À partir des données lissées et en fonction des valeurs maximales d'EMG pour chacun des muscles lors des tests de force, le pourcentage d'utilisation musculaire (PUM) a été calculé. Le PUM de chaque muscle en fonction des activités-conditions a été utilisé pour une analyse de variance (ANAVAR) Ar*Br. Cette analyse de variance a permis de comparer entre eux les PUM des muscles érecteurs du rachis droit et gauche et ischio-jambiers droit et gauche en fonction des deux conditions expérimentales à l'étude: avec le harnais à appui bilatéral et sans aide à la manutention, pour les quatre activités suivantes: (montée), (descente), (avant), (arrière).

Chapitre 4

Résultats

Les résultats de cette étude provenant de 9 sujets: les données d'un des sujets ayant été perdues, il a été exclu de l'étude. Les résultats sont présentés en pourcentage moyen d'utilisation musculaire (X-PUM) et en pourcentage moyen maximum d'utilisation musculaire (X-PUM-MAX) pour les quatre muscles étudiés: érecteurs du rachis, droit et gauche, ischio-jambiers, droit et gauche. Les données sont exposés ensemble et, par la suite, séparément par muscle afin de démontrer les effets des deux conditions de manutention soit: avec le harnais à appui bilatéral et sans le harnais à appui bilatéral. Le niveau d'effort lors des deux conditions de manutention pour les quatre activités de déplacement est aussi démontré.

Dans un second temps, nous présentons les résultats d'une comparaison réalisée avec le logiciel (2D Static Strength program), portant sur l'exigence physique de l'activité <<soulever>>, effectuée dans l'étude de Métivier et la position de départ réalisée dans notre étude.

Par la suite, nous présentons les résultats de l'activité électrique des érecteurs du rachis droit et gauche du sujet 10 sous la condition sans harnais dans l'activité monte arrière, lors de la première phase de montée d'escalier.

Nous présentons ensuite les résultats de l'activité électrique des érecteurs du rachis droit et gauche du sujet 10 sous la condition avec harnais dans l'activité monte arrière lors de la première phase de montée d'escalier.

Dans un troisième temps, nous présentons les résultats des mesure de fréquences cardiaques nous permettant de déterminer le coût du travail, le coût de la prise en charge, le coût de l'opération, la valeur de recouvrement, le pourcentage de récupération en fonction des conditions de manutention et des activités de déplacement.

La significativité des résultats sera déterminée par l'application d'un test (t) pour deux moyennes jumelées.

Pourcentage moyen d'utilisation musculaire (PUM-X).

Afin de déterminer les effets d'interaction entre les conditions de manutention et les activités de déplacement sur l'activité myoélectrique moyenne, une (Analyse de variance à plan) Ar*Br a été effectuées sur les PUM.

Érecteurs du rachis droit et gauche, ischio-jambiers droit et gauche.

Le tableau 5 indique qu'il existe un effet d'interaction significatif à ($F= 29,180$; $dl= 1,35$; $p<0,01$) entre les conditions de manutention et les muscles étudiés. Un effet d'interaction significative est aussi observé entre les muscles à l'étude et les activités de déplacement ($p<0,01$) et $F(56,979)$. On remarque aussi un effet d'interaction significatif ($F= 6,766$; $dl= 3,105$; $p<0,01$) entre les conditions de manutention, les activités de déplacement et tous les muscles à l'étude.

Tableau 5

Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire de tous les muscles à l'étude en fonction des conditions expérimentales et des activités.

Source de variation	dl	Carré moyen	F
Sujets	35		*
Harnais (a)	1	2014,478	29.180
a*sujets	35	69,019	*
Activités (b)	3	1681,137	56.979
b*sujets	105	29,505	*
ab	3	83,082	6.766
ab*sujets	105	12,280	

* $p < ,01$

Comme le montre la figure 7, les différences de PUM pour tous les muscles à l'étude sont plus importantes lors de la condition de manutention sans harnais et ceci dans toutes les activités de déplacement (monte arrière, monte avant, descend arrière, descend avant). Pour l'ensemble des activités de déplacement, l'utilisation du harnais à appui bilatéral est la condition de manutention impliquant la plus faible contribution musculaire avec (17%) comparativement à la condition de manutention sans harnais avec (22%).

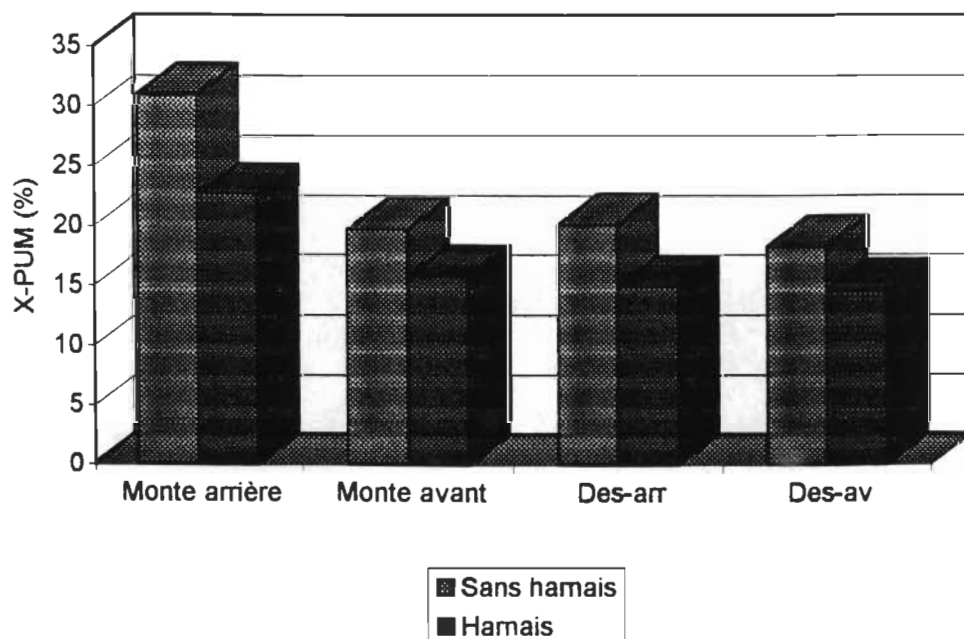


Figure 7. Moyennes des PUM pour les conditions avec harnais, sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.

Érecteurs du rachis droit et gauche.

En ce qui concerne les érecteurs du rachis droit et gauche, on observe un effet significatif des conditions de manutention, sans harnais et avec harnais à ($F= 18,487$; $dl= 1,17$; $p<0,01$). On remarque aussi un effet significatif de ($F= 29,416$; $dl= 3,51$; $p<0,01$), des activités de déplacement sur les érecteurs du rachis. Il existe un effet d'interaction entre les érecteurs du rachis et les conditions de manutention variant d'une activité de déplacement à l'autre, ($F= 1,807$; $dl= 3,51$; $p<0,01$), ces résultats sont non significatifs au seuil de ($p<0,05$) (voir tableau 6).

Tableau 6

Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire
des érecteurs du rachis droit et gauche en fonction des
conditions expérimentales et des activités.

Source de variation	dl	Carré moyen	F
Sujets	17		*
Harnais (a)	1	242,817	18.487
a*sujets	17	13,135	*
Activités (b)	3	141,669	29.416
b*sujets	51	4,816	*
ab	3	6,801	1.807
ab*sujets	51	13,765	

* $p < ,01$

Comme le montre la figure 8, les PUM des érecteurs du rachis sont plus élevés avec la condition de manutention sans harnais et ceci dans toutes les activités de déplacement. Pour l'ensemble des activités de déplacement l'utilisation du harnais à appui bilatéral est la condition de manutention impliquant la plus faible contribution musculaire des érecteurs du rachis (9,3%) comparativement à la condition de manutention sans harnais (11,9%).

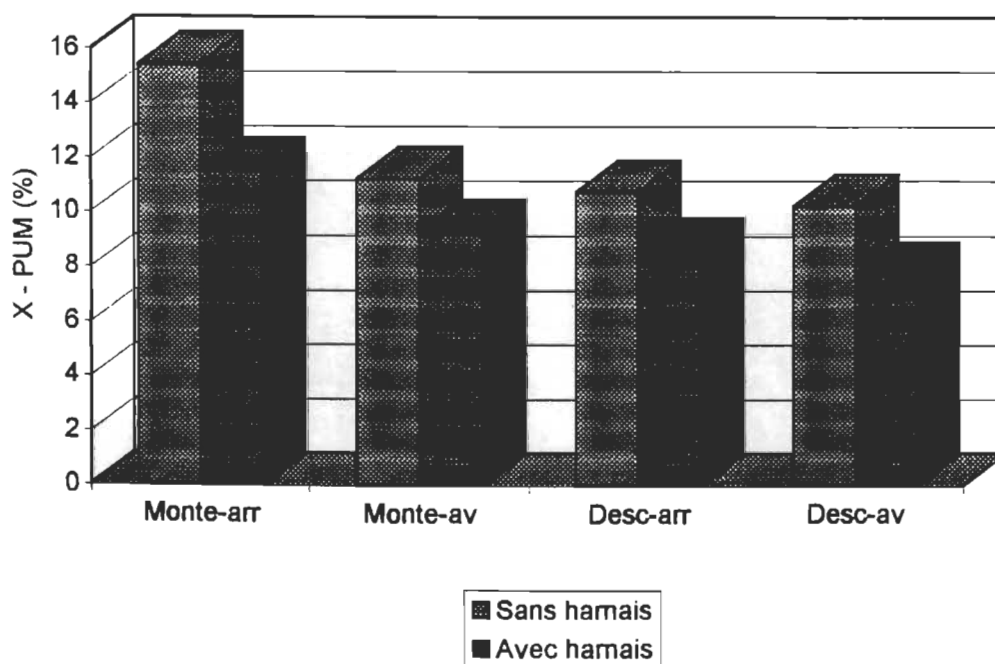


Figure 8. Moyennes des PUM des érecteurs du rachis pour les conditions avec harnais, pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.

Ischio-jambiers droit et gauche.

En ce qui concerne les ischio-jambiers droit et gauche, on observe un effet significatif des conditions, de manutention sans harnais et avec harnais de ($F= 23,342$; $dl= 1,17$; $p<0,01$). On remarque aussi un effet significatif, de ($F= 103,964$; $dl= 3,51$; $p<0,01$), des activités de déplacement sur les ischio-jambiers. Il existe aussi un effet d'interaction significatif à ($F= 5,880$; $dl= 3,51$; $p<0,01$), des conditions de manutention et des activités de déplacement sur les ischio-jambiers.

Tableau 7

Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire
des ischio-jambiers droit et gauche en fonction des
conditions expérimentales et des activités.

Source de variation	dl	Carré moyen	F
Sujets	17	700,525	*
Harnais (a)	1	2293,592	18.487
a*sujets	17	98,261	*
Activités (b)	3	2140,285	29.416
b*sujets	51	20,587	*
ab	3	113,608	1.807
ab*sujets	51	19,322	

* $p < ,01$

Comme le montre la figure 9, la moyenne des PUM, pour les ischio-jambiers droit et gauche est plus élevée dans la condition de manutention sans harnais et ceci, dans toutes les activités de déplacement. Pour l'ensemble des activités de déplacement, l'utilisation du harnais à appui bilatéral est la condition de manutention, impliquant la plus faible contribution musculaire des ischio-jambiers (24,6%) comparativement à la condition de manutention sans harnais (32,6%).

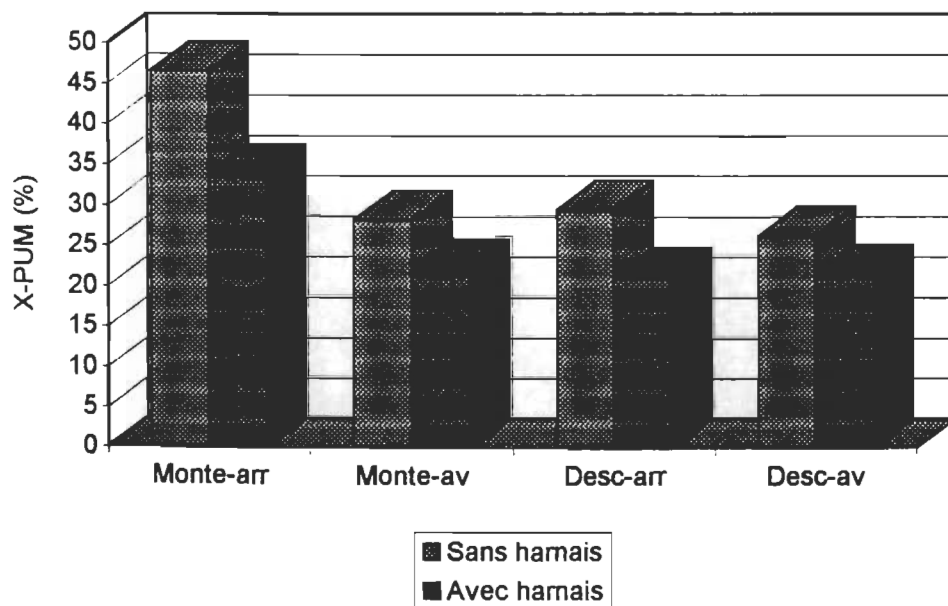


Figure 9. Moyennes des PUM, des ischio-jambiers pour les conditions avec harnais et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.

Pourcentage moyen d'utilisation musculaire maximal (PUM-MAX).

Afin de déterminer les effets d'interaction entre les conditions de manutention et des activités de déplacement, sur l'activité myoélectrique moyenne maximum, une (Analyse de variance à plan) Ar*Br a été effectuée sur les données de PUM-MAX.

Érecteurs du rachis droit et gauche, ischio-jambiers droit et gauche.

Le Tableau 8 indique un effet significatif à ($F= 7,727$; $dl= 1,35$; $p<0,01$) entre les conditions de manutention et l'activité myoélectrique moyenne maximum de tous les muscles à l'étude. Un effet d'interaction significative est aussi observé entre l'activité myoélectrique moyenne maximum des muscles à l'étude et les activités de déplacement ($F= 17,895$; $dl= 3,35$; $p<0,01$). Il n'y a pas d'interaction significative entre les conditions de manutention et les activités de déplacement, pour cette variable.

Tableau 8

Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire maximum pour tous les muscles étudiés en fonction des conditions expérimentales et des activités.

Source de variation	dl	Carré moyen	F
Sujets	35	5436,374	*
Harnais (a)	1	6518,875	7.727
a*sujets	35	2137,770	*
Activités (b)	3	23173,118	17.895
b*sujets	105	1294,965	*
ab	3	2352,174	2.090
ab*sujets	105	1125,374	

* $p < ,01$

Comme le montre la Figure 10, la moyenne maximum des PUM, pour tous les muscles à l'étude est plus élevée lors de la condition de manutention sans harnais et ceci dans toutes les activités de déplacement. Pour l'ensemble des activités de déplacement, l'utilisation du harnais à appui bilatéral, est la condition de manutention impliquant la plus faible contribution maximale moyenne des muscles à l'étude (44%) comparativement à la condition de manutention sans harnais (59%).

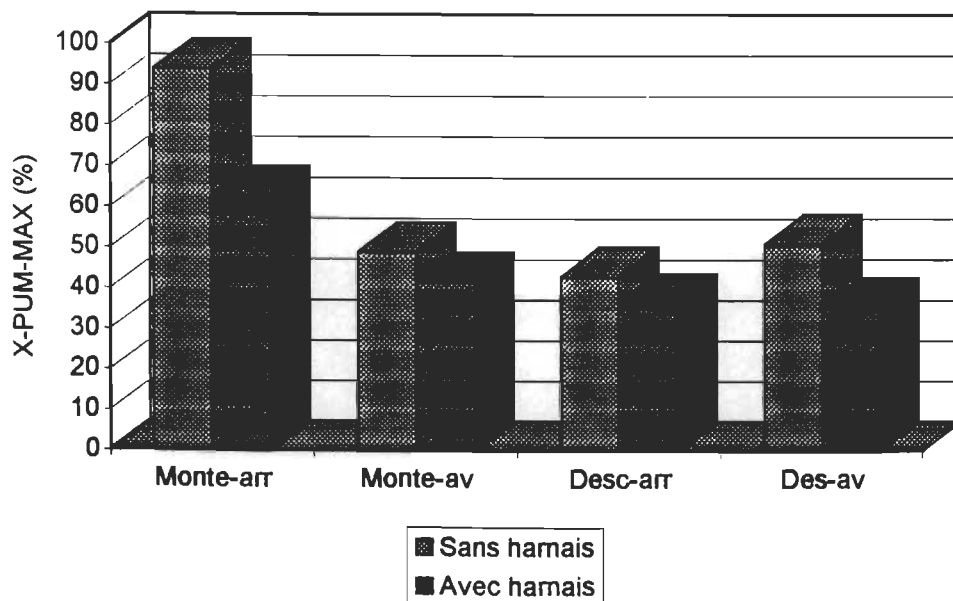


Figure 10. Moyennes maximum des PUM pour les conditions avec harnais et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.

Érecteurs du rachis droit et gauche.

On observe au Tableau 9 un effet significatif des conditions de manutention, sans harnais, avec harnais, sur l'activité myoélectrique moyenne maximum des érecteurs du rachis avec ($F= 8,799$; $dl= 1,17$; $p<0,01$). On remarque aussi un effet d'interaction significative des activités de déplacement sur l'activité myoélectrique moyenne maximum des érecteurs du rachis avec ($F= 18,201$; $dl= 3,17$; $p<0,01$). Le tableau 9, nous indique aussi un effet d'interaction $F(2,233)$ non significatif au seuil de ($p^*<0,05$) entre les conditions de manutention, les activités de déplacement et l'activité myoélectrique moyenne maximum des érecteurs du rachis.

Tableau 9

Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire maximum des érecteurs du rachis droit et gauche en fonction des conditions expérimentales et des activités.

Source de variation	dl	Carré moyen	F
Sujets	17	1185,254	*
Harnais (a)	1	2464,732	8.799
a*sujets	17	280,130	*
Activités (b)	3	1657,933	18.201
b*sujets	51	91,091	*
ab	3	232,009	2.233
ab*sujets	51	103,918	

* $p < ,01$

Comme le démontre la Figure 11, la moyenne maximale des PUM, pour les érecteurs du rachis est plus élevée lors de la condition de manutention sans harnais et ceci dans toutes les activités de déplacement. Pour l'ensemble des activités de déplacement, l'utilisation du harnais à appui bilatéral est la condition de manutention impliquant la plus faible contribution myoélectrique moyenne maximum des érecteurs du rachis (31%) comparativement à la condition de manutention sans harnais (39%).

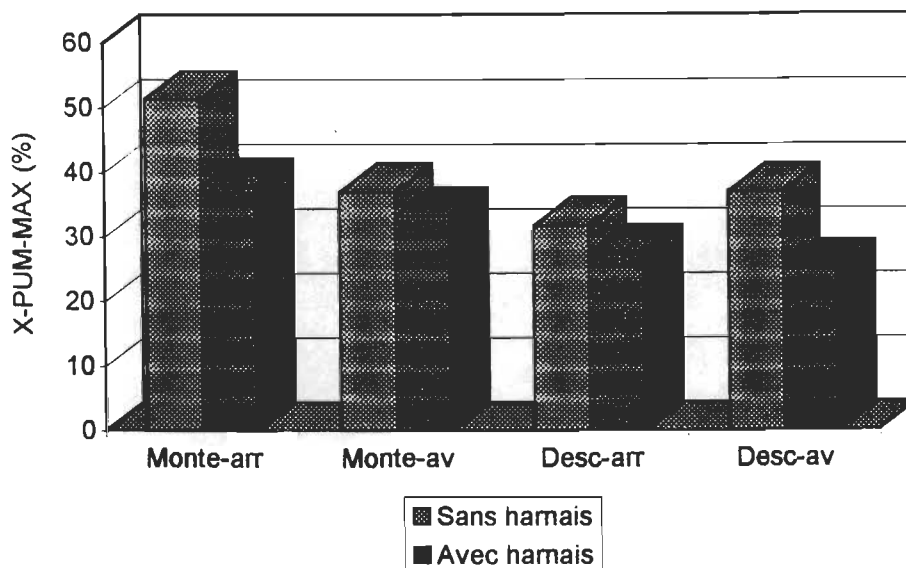


Figure 11. Moyennes maximum des érecteurs du rachis pour les conditions avec et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.

Ischio-jambiers droit et gauche.

On observe au tableau 10, un effet significatif des conditions de manutention, sans harnais, avec harnais, sur l'activité myoélectrique moyenne maximum des ischio-jambiers droit et gauche avec ($F= 4,451$; $dl= 1,17$; $p<0,05$).

On remarque aussi un effet d'interaction significatif des activités de déplacement sur l'activité myoélectrique moyenne maximum des ischio-jambiers avec ($F= 15,351$; $dl= 3,17$; $p<0,01$). Le Tableau 10, nous indique aussi un effet d'interaction ($F= 1,426$; $dl= 3,51$; $p<0,05$) non significatif entre les conditions de manutention, les activités de déplacement et l'activité myoélectrique moyenne maximale des ischio-jambiers.

Tableau 10

Analyse de variance du pourcentage d'utilisation musculaire maximum des ischio-jambiers droit et gauche en fonction des conditions expérimentales et des activités.

Source de variation	dl	Carré moyen	F
Sujets	17	5381,570	*
Harnais (a)	1	17454,856	4.451
a*sujets	17	3921,120	**
Activités (b)	3	30981,439	15.351
b*sujets	51	2018,176	
ab	3	3075,499	1.426
ab*sujets	51	2156,832	

* $p < ,05$

** $p < ,01$

Comme le montre la Figure 12, la moyenne maximale des PUM, pour les ischio-jambiers droit et gauche est plus élevée lors de la condition de manutention sans harnais et ceci dans toutes les activités de déplacement; l'activité monte arrière, avec la condition de manutention sans harnais dépasse même la valeur de force maximum enregistré lors des tests de force maximum (F-MAX) pour les ischio-jambiers. Pour l'ensemble des activités de déplacement, l'utilisation du harnais à appui bilatéral est la condition de manutention impliquant la plus faible contribution myoélectrique moyenne maximale des ischio-jambiers (57%) comparativement à la condition de manutention sans harnais (79%).

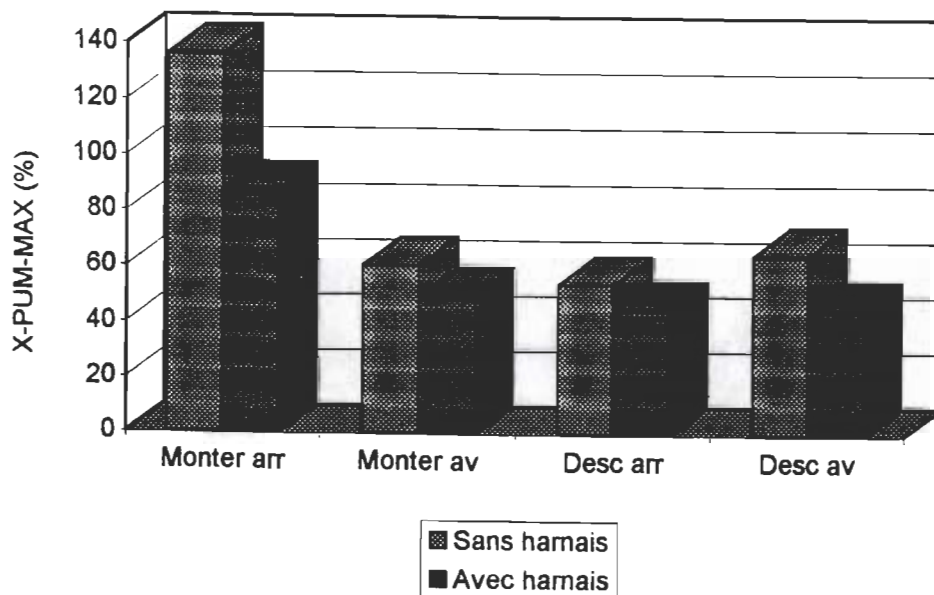


Figure 12. Moyennes maximum des ischio-jambiers pour les conditions avec harnais et sans harnais pour les activités montée arrière, montée avant, descente arrière, descente avant.

Comparaison 2D de l'activité <<soulever>>.

Pour comparer l'activité <<soulever>> de l'étude de Métivier et l'activité <<soulever>> de notre étude, les paramètres de forces et de postures ont été établis. Une charge de 150lbs, représentant la moitié de la charge du frigo, devait être soulevée à deux mains. Le poids du frigo étant de 300lbs, il devait être réparti également entre les deux déménageurs, tout en reproduisant l'angle postural du tronc, soit à 50 degrés. (voir Figure 13). Nous remarquons alors que les érecteurs du rachis doivent exercer une force de 8654.9 (N) pour réaliser l'activité <<soulever>>, exécutées par les déménageurs.

Dans la position de départ de notre étude, une charge de 100lbs, représentant la moitié de la charge de la civière chaise, devait être soulevée à deux mains. Le poids de la civière étant de 200lbs, il devait être réparti également entre les deux techniciens ambulancier, tout en reproduisant l'angle postural du tronc à 90 degrés. (voir Figure 14). Nous observons alors que les érecteurs du rachis doivent exercer une force de 2091.4 (N) pour correspondre à la position de départ de notre étude.

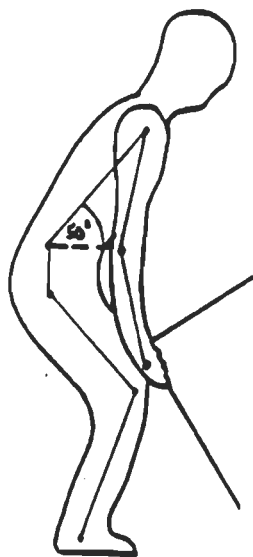


Figure 13
Figure représentant le
tronc fléchi

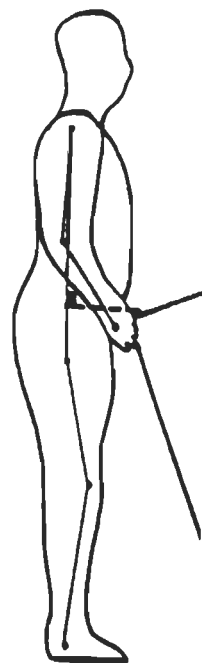


Figure 14
Figure représentant le
tronc droit

**Activité électrique de la première phase de l'activité monte
arrière sans harnais.**

Lors de la première phase de la montée d'escaliers, le pied quitte le sol. Dans un même temps les muscles antérieurs de la hanche et de la cuisse favorisent la flexion de la cuisse, au niveau de la hanche, ainsi que l'extension de la jambe au genou.

Lors de l'appui unilatéral du pied, il se produit une flexion latérale du tronc, du côté appuyé, sollicitant les muscles du rachis [Marieb (1993)]. Nous remarquons alors, (dans la Figure, 15, (A)) une augmentation du travail des érecteurs du rachis gauche lors du soulèvement du pied droit. Nous remarquons aussi, dans la figure 15, zone (A), que les érecteurs gauches se retrouvent en période de travail asymétrique (P.T.A.) tandis que le travail des érecteurs droits Figure 15, zone (A) lui, est plus silencieux. L'activité électrique des érecteurs droits diminue [Figure 15, zone (A)] sous les valeurs enregistrées lorsque le sujet est debout sur ses deux jambes, ou en période de travail symétrique Figure 15, zone (B).

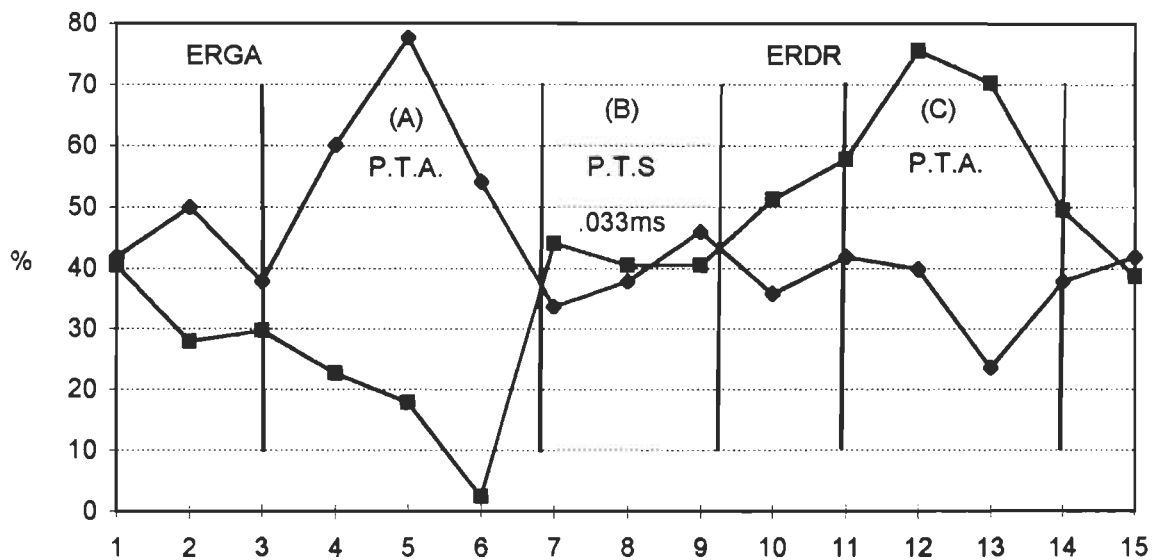


Figure 15. Représentation de l'activité électrique des érecteurs du rachis gauche et droit du sujet 10 sous la condition sans harnais et l'activité monte arrière.

Ce silence des érecteurs droits semble être causé par le travail des érecteurs gauche qui assure, à lui seul le déséquilibre dû au soulèvement du pied droit. Lorsque le pied droit amorce sa descente sur la marche, l'activité de l'érecteur gauche diminue. Quant à elle l'activité de l'érecteur droit augmente pour atteindre une période de travail symétrique lorsque le pied touche la marche [Figure, 15, zone (B)]. Nous remarquons dans la Figure 15 et la zone (B) sous la condition sans harnais, que la période de travail symétrique (P.T.S.), a une durée d'environ .033ms. Nous pouvons affirmer que cette période représente le temps où le corps travaille en équilibre. La zone (C) représente l'inverse de la description de la zone (A). Avec le soulèvement du pied gauche, le silence de l'érecteur gauche et la période de travail asymétrique (P.T.A.), ce processus se poursuit jusqu'au haut de l'escalier.

L'analyse des données de la Figure 16 et la zone (A), sous la condition de manutention avec le harnais à appui bilatéral, montre bien que l'activité électrique de l'érecteur du rachis droit augmente lorsque le pied gauche du sujet quitte le sol pour gravir la marche. L'érecteur droit se retrouve ainsi en période de travail asymétrique (P.T.A.), comparativement au travail de l'érecteur gauche qui, lui, est

plus silencieux. L'activité électrique de l'érecteur gauche diminue aussi sous des valeurs obtenues lorsque le sujet est en position debout.

Lorsque le pied gauche amorce sa descente et touche la marche, l'activité électrique de l'érecteur droit diminue et l'activité de l'érecteur gauche augmente pour atteindre des valeurs presque symétriques. Nous remarquons, dans la zone (B) de la figure 16, que la période de travail symétrique, en présence du harnais à appui bilatéral, est plus longue (.059ms) comparativement à (.033ms) sans harnais.

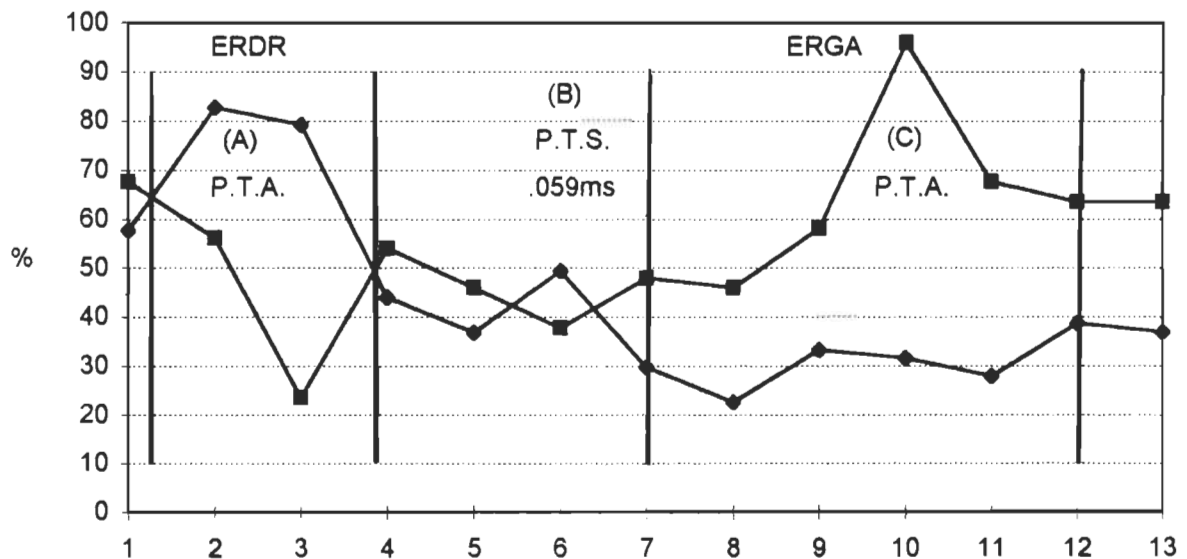


Figure 16. Représentation de l'activité électrique des érecteurs du rachis gauche et droit du sujet 10 sous la condition avec harnais et l'activité monte arrière.

Coût du travail et fréquence cardiaque.

Afin de déterminer les effets des conditions de manutention et des activités de déplacement sur la fréquence cardiaque, un coût de travail a été calculé de la façon suivante. Pour chaque sujet les données suivantes sont établies: $CTSH = Fc \text{ Arr (SH)} - Fc \text{ Dép (SH)} = 22,861 \text{ b/m}$.

$$CTAH = Fc \text{ Arr (AH)} - Fc \text{ Dép (AH)} = 11,222 \text{ b/m}$$

où $CTSH$ et $CTAH$ dénotent le coût du travail sans et avec harnais, respectivement, $Fc \text{ Arr}$ et $Fc \text{ Dép}$ dénotent les fréquences cardiaques mesurées à l'arrivée et au départ.

La moyenne du coût du travail, sans le harnais ($CTSH$)= 22,861 b/min, versus 11,222 b/min pour la moyenne du coût de travail avec ($CTAH$). Le test (t) pour deux moyennes jumelées démontre une différence significative entre les deux conditions ($t = - 3,738$; $dl=8$; $p < 0,01$).

Coût de la prise de charge et fréquence cardiaque.

Pour déterminer les effets des conditions de manutention sur la fréquence cardiaque lors de la prise de charge, un coût de la prise de charge a été calculé de la façon suivante.

Pour chaque sujet les données suivantes sont établies:

$$\text{CPCSH} = \text{Fc Dép (SH)} - \text{Fc Rep (SH)} = 10.916 \text{ b/m}$$

$$\text{CPCAH} = \text{Fc Dép (AH)} - \text{Fc Rep (AH)} = 10.416 \text{ b/m}$$

où CPCSH et CPCAH dénotent le coût de la prise de charge sans et avec le harnais, respectivement, Fc Dép et Fc Rep, représentent les fréquences cardiaques mesurées au départ et au repos.

La moyenne du coût de la prise de charge, sans le harnais CPCSH = 10.916 b/min, versus 10,416 b/min pour la moyenne CPCAH. Le test (t) pour deux moyennes jumelées démontre une différence non significative entre les deux conditions (t= - 0,212; dl=8; p>0,05).

Coût de l'opération et fréquence cardiaque.

Afin de déterminer les effets des conditions de manutention sur la fréquences cardiaques lors de l'opération, un coût de l'opération a été calculé de la façon suivante. Pour chaque sujet les données suivantes sont établies:

$$\text{COSH} = \text{Fc Arr (SH)} - \text{Fc Rep (SH)}$$

$$\text{COAH} = \text{Fc Arr (AH)} - \text{Fc Rep (AH)}$$

où COSH et COAH dénotent le coût de l'opération sans et avec le harnais, respectivement, **Fc Arr** et **Fc Rep**, représentent les fréquences cardiaques mesurées à l'arrivée et au repos.

La moyenne du coût de l'opération, sans le harnais COSH = 33,777 b/min versus 21,638 b/min pour la moyenne COAH. Le test (t) pour deux moyennes jumelées démontre une différence significative entre les deux conditions (t= -3,276; dl 8 p<0,01).

Valeur de recouvrement et fréquence cardiaque.

Nous avons évalué aussi une indice de recouvrement, c'est à dire la valeur de fréquence cardiaque que le sujet obtient à la fin de la tâche, comparé à la fréquence cardiaque au début de la tâche. Pour ce faire, la valeur de recouvrement a été calculé de la façon suivante. Pour chaque sujet les données suivantes sont établies:

$$\text{VRSH} = \text{Fc Dépôt (SH)} - \text{Fc Rep (SH)}$$

$$\text{VRAH} = \text{Fc Dépôt (AH)} - \text{Fc Rep (AH)}$$

où VRSH et VRAH dénotent la valeur de recouvrement sans et avec le harnais, respectivement, **Fc Dépôt** et **Fc Rep**, représentent les fréquences cardiaques mesurées au dépôt de la charge et au repos.

La moyenne de la valeur de recouvrement, sans le harnais VRSH = 25,361 b/min versus 17,527 b/min pour la moyenne VRAH. Le test (t) pour deux moyennes jumelées démontre une différence significative entre les deux conditions ($t = -1,853$; $dl = 8$; $p < 0,01$).

Pourcentage de récupération et fréquence cardiaque.

Afin de déterminer les effets des conditions de manutention sur le retour de la fréquence cardiaque à des valeurs de repos, le pourcentage de récupération a été calculé de la façon suivante. Pour chaque sujet les données suivantes sont établies: $\frac{Fc \text{ Réc} - Fc \text{ Rep}}$

$$Fc \text{ Arr} - Fc \text{ Rep}$$

La moyenne du pourcentage de récupération sans le harnais = 94 pourcent. La moyenne du pourcentage de récupération avec le harnais = 121 pourcent. Le test (t) pour deux moyennes jumelées démontre une différence significative entre les deux conditions ($t = 4,103$; $dl = 8$; $p < 0,01$).

Discussion

L'essentiel de cette étude porte sur l'utilisation, dans le milieu ambulancier, d'un harnais à appui bilatéral de déménagement, adapté pour manutentionner une civière chaise, déplaçant les patients dans des escaliers.

Les résultats démontrent que l'utilisation du harnais à appui bilatéral, pour manutentionner la civière chaise, contribue à diminuer l'effort musculaire et la réponse cardio-vasculaire.

En effet, les résultats obtenus dans cette étude convergent vers ceux de Métivier (1995). Ils témoignent d'une diminution du pourcentage d'utilisation musculaire des érecteurs du rachis lors de l'utilisation du harnais à appui bilatéral chez les déménageurs. L'étude de Métivier (1995) observe une diminution d'utilisation musculaire des érecteurs du rachis de 30 pourcents. Cette diminution est supérieure à celle de 9,3 pourcents observée dans la présente étude avec les techniciens ambulanciers. Cette différence de contribution des muscles érecteurs du rachis, est principalement attribuable à deux facteurs, soit le poids de la charge à manutentionner et les postures employées afin de soulever ces

dernières. Ainsi, dans l'étude de Métivier (1995), le réfrigérateur pesait 300lbs alors que dans la présente étude, la civière chaise pesait 200lbs. Puisque le poids de la charge à manutentionner représente l'un des facteurs déterminant quant à la sollicitation musculaire, (Jan Dul et al., 1987; Poulsen 1970; Ayoub 1977; Ayoub et al., 1979; Ortengren et al., 1981;) un excédent de 100lbs lors de la manutention influence directement l'augmentation de l'activité musculaire. Cette relation explique donc, en partie, la différence de contribution musculaire des érecteurs (20,7 pourcents) établit entre l'étude de Métivier (1995) et notre étude.

L'activité <<soulever>> considérée comme exigeante dans l'étude de Métivier, n'a pas été récupérée dans notre étude. Des contraintes physiques, nous empêchant d'effectuer les bons ajustements avec le harnais, n'ont pas permis de mesurer les activités <<soulever>> et <<déposer>> à partir du sol. La charge a donc été placée sur un banc ajustable en hauteur, facilitant l'accrochage du harnais avec la civière chaise. Les sujets n'avaient donc pas à fléchir les jambes et le tronc pour soulever et déposer la charge. Cette flexion du tronc, associée au lever d'une charge lourde, impose une augmentation de la force et, parallèlement l'augmentation de l'activité

musculaire (Bayer et Flechtenmacher, 1950; Inman et al., 1952; Lippold, 1952; Sherrer, 1957; Sherrer et Bourguignon, 1959; Bergstrom, 1959; Ralston, 1961; Jones et Hunter, 1982; Laurence et De Luca, 1983; Hof, 1984). La comparaison des moments de force, démontre qu'il est 4,13 fois plus exigeant de soulever le frigo avec le tronc fléchi que de soulever la civière chaise avec le dos droit. Ceci coïncide tant avec les résultats de P.U.M., obtenus par Métivier et al (1995), qu'avec ceux obtenus dans la présente étude. En effet, la comparaison des résultats de P.U.M. démontre que le soulèvement du frigo implique un effort 3,22 fois plus exigeant, que pour soulever la civière chaise. La flexion du tronc, nécessaire à la réalisation de l'activité soulever, dans le cas d'une charge lourde, semble en être la cause.

La stabilité du tronc étant assurée par la contraction des muscles érecteurs du rachis et la coactivation des muscles abdominaux [Mack (1998, 97), Cholewicki (1996), Granata (1996), McGill (1996), Zetterberg (1987), Gracovetsky (1981)], nous croyons que la stabilité du tronc augmente lorsque le harnais à appui bilatéral est porté. En effet, la diminution du pourcentage d'utilisation musculaire obtenue dans la présente étude ainsi que dans l'étude de Métivier (1995), tend à confirmer l'augmentation de la stabilité du tronc.

Quand le harnais à appui bilatéral est chargé, il joue un rôle de stabilisateur de la colonne vertébrale. Ses courroies, antérieures et postérieures, reposent sur chaque épaule et stabilise le dos, l'abdomen, et le thorax. Qui plus est, les courroies agissent comme un étau favorisant ainsi la stabilité de la colonne vertébrale. La disposition des courroies a pour effet de réduire la sollicitation des érecteurs du rachis, en limitant les mouvements de flexions et d'extensions du tronc, les flexions latérales gauche et droite, ainsi que les rotations du tronc, provoquées par la montée d'une charge dans un escalier. Nous savons que les charges imposées aux muscles stabilisateurs de la colonne vertébrale sont significativement influencées par la dynamique des levés de charge, comprenant l'angle du tronc, le poids de la charge, la vitesse du mouvement, les flexions, les extensions et les rotations du tronc [Goel (1991), McGill (1985), Marras (1991, 94, 96)].

En présence du harnais, l'amélioration de la stabilité du tronc, se traduit par une période de travail symétrique plus longue, qui contribue à diminuer l'effort global des muscles érecteurs du rachis lors de la montée arrière de chacune des marches avec la civière chaise. L'effort global passe donc de 30.99 pourcents, sans le harnais, à 22.64 pourcents, avec l'utilisation du harnais (p.46, Figure 7).

Cette diminution de l'effort global des érecteurs du rachis est attribuable aux périodes de travail symétrique (P.T.S.) plus longues avec le harnais passant de (.059ms) à (.039ms) sans le harnais (p.66, Figure 16), (p.64, Figure 15). Les résultats de cette étude démontrent que le port du harnais à appui bilatéral diminue significativement le pourcentage d'utilisation musculaire des muscles érecteurs du rachis droit et gauche. Il contribue à rendre moins exigeante pour les ambulanciers la tâche de montée et descendre un escalier avec la civière chaise.

Tout comme les érecteurs du rachis, on remarque dans nos résultats une diminution significative de l'activité musculaire des ischio-jambiers droit et gauche de 8% lorsque le harnais à appui bilatéral est porté, comparativement à la condition sans harnais. Cette diminution d'activité musculaire a été observée aussi par Métivier et al, (1995) avec une diminution de 12.5%. Selon Métivier (1995), les résultats obtenus sont attribuables au fait que les ischio-jambiers agisse comme agoniste pour stabiliser le bassin lors de la flexion et de l'extension du tronc. Selon Métivier (1995), il est normal que les ischio-jambiers soient plus sollicités dans une posture où la flexion du tronc est plus accentuée, comme dans la manutention manuelle sans aides.

Fréquence cardiaque

Les résultats de notre étude démontrent aussi que le port du harnais à appui bilatéral, lors de l'ascension et de la descente d'une civière chaise dans des escaliers, diminue significativement la fréquence cardiaque des ambulanciers, et permet une diminution du coût de travail. En effet, le coût de travail chute de 50%, passant de 22,861 b/m à 11,222 b/m. Ces résultats rejoignent ceux de Davis (1956), ainsi que ceux de Lind et McNicol (1968), à l'effet que l'utilisation du harnais, versus aucune aide à la manutention, diminue la fréquence cardiaque durant le travail. Cette baisse de la fréquence cardiaque semble être attribuable à l'amointrissement de l'effort fourni par les muscles squelettiques actifs lors du port du harnais.

Nous savons, que l'augmentation de la fréquence cardiaque est liée à la charge de travail, Fox (1984), Ergonomics guide (1971), Davis et al (1969), Andrews (1969), Garg et al (1978), Fleck et al (1985), McDougal et al (1983), McCarthy et al (1984), Wescott et al (1983). Qui plus est, les résultats attestent que l'activité montée des escaliers est plus exigeante que l'activité descente, et ce pour tous les muscles à l'étude, incluant le myocarde. Ces résultats rejoignent ceux

de Métivier et al (1995), Palmer et al (1996), Basset et al (1997) à l'effet que gravir des escaliers accélèrent d'avantage la fréquence cardiaque que lors de la descente.

Les résultats de notre étude révèlent un effet non significatif des conditions de manutention (avec ou sans harnais) sur la fréquence cardiaque lors de la prise de charge. Le temps employé pour la prise de charge étant très court, l'augmentation de la fréquence cardiaque est trop lente pour voir un effet significatif des conditions de manutention. Cependant, ces résultats n'illustrent pas l'exécution réelle de la tâche de l'ambulancier. Des contraintes d'ajustement avec le harnais n'ayant pas permis de mesurer les activités de soulevé et déposé, ces deux activités ont été remplacées par une prise de charge sur une table. Les modifications en cours sur le harnais pourront permettre, dans une étude ultérieure, la vérification des différences sur le coût de la prise de charge lors des activités soulevé et déposé.

Les résultats de fréquence cardiaque ont permis de mesurer un coût total d'opération. Ce dernier détermine les effets du harnais pour la durée totale de l'opération.

Le coût de l'opération mesuré sans et avec harnais, révèle un coût d'opération sans harnais de 33,777 b/m de plus qu'au repos. Le coût d'opération est déterminé par la (fréquence cardiaque à l'arrivée moins la fréquence cardiaque de repos), soit $(X 128,86 \text{ b/m} - X 95,083 \text{ b/m}) = 33,777 \text{ b/m}$. Les résultats obtenus avec le harnais démontre un coût d'opération de 21,583 b/m. L'analyse de ces résultats nous indique une diminution de 7% de la fréquence cardiaque pour la durée de la tâche effectuée en laboratoire. Cette diminution de la fréquence cardiaque, reliée au port du harnais à appui bilatéral, est attribuable à une diminution de l'effort physique global nécessaire pour réaliser cette tâche. Il serait intéressant, dans une étude ultérieure, de voir évoluer le pourcentage de diminution de la fréquence cardiaque dans un contexte de tâche impliquant plusieurs paliers de marches.

Les résultats obtenus avec les valeurs de recouvrement de la fréquence cardiaque indiquent aussi que le port du harnais à appui bilatéral favorise le retour de la fréquence cardiaque à ses valeurs de départ à près de 5%. Ceci est attribuable au fait que la fréquence cardiaque est moins élevée lorsque le harnais est porté. Le retour de la fréquence cardiaque aux valeurs de départ est donc plus facile.

L'analyse des résultats impliquant la récupération cardio-vasculaire en fin de tâche, en fonction des conditions de manutention, nous a permis de constater que la récupération cardio-vasculaire est améliorée par l'utilisation du harnais à appui bilatéral. En effet, les résultats démontrent une amélioration significative de la récupération. Cette amélioration est attribuable en partie par une charge de travail moins grande Brooks (1984), Fox (1984), lorsque le harnais est utilisé. Les résultats montrent aussi que la récupération dépasse les valeurs de repos à près de 21 pourcents. Ces résultats révèlent que 5 sujets sur 9, récupèrent plus que leur valeur de repos. Ceci s'explique en partie par un possible facteur psychologique influençant la fréquence cardiaque de repos. En effet, les sujets devaient être excités à l'idée de manutentionner la charge avec le harnais. Selon MC Cafferty et al (1978) la fréquence cardiaque peut-être influencée par des facteurs comme l'appréhension et l'excitation; certains athlètes augmentent de fréquence cardiaque à plus de 150 b/m durant les situations critiques du jeu et ce même si l'activité est minime. Les résultats obtenus dans la condition sans harnais démontrent une récupération incomplète à 94 pourcents. Ces résultats s'expliquent par une charge de travail plus grande de la part des muscles squelettiques actifs, et peut-être par une contraction

prolongée des muscles abdominaux, associée à une respiration bloquée. La contraction des muscles abdominaux pourrait contribuer à augmenter la pression intra-abdominale et intra-thoracique Davis et al (1977)78), MC Gill et al (1990). Selon Hunter et al (1989), l'augmentation de pression intra-abdominale et intra-thoracique influence le volume d'éjection systolique et la fréquence cardiaque. En effet, la contraction des muscles abdominaux peut-être comparé à l'utilisation d'une ceinture d'haltérophile. L'effet de compression de la ceinture abdominale d'haltérophile contribue à augmenter la pression intra-abdominale et intra-thoracique et la fréquence cardiaque de 10 b/m, et par le fait même retarde la récupération immédiatement après l'exercice et ce pour des exercices aérobique et anaérobique Hunter et al (1989).

Bien qu'il ne se soit attardé à la récupération Rice (1992), relate une augmentation significative de la consommation d'oxygène quand un harnais est utilisé pour transporter une civière. Selon Rice (1992), la consommation d'oxygène est plus grande parce que les déplacements avec la civière se font plus vite.

Conclusion

Comme nous avons pu le démontrer, le port du harnais à appui bilatéral, par les ambulanciers, pour le transport d'une civière chaise, contribue à réduire l'effort global des muscles érecteurs du rachis et des ischio-jambiers en assurant une meilleure symétrie de mouvement.

La manutention manuelle sans aide occasionne donc une sollicitation musculaire plus importante impliquant une augmentation des forces de compression et de cisaillement tant sur les disques intervertébraux que sur les articulations des membres inférieurs. De ce fait, les risques de blessures au système musculo-squelettique sont accrus, ainsi que les frais inhérents à ces blessures. Les résultats de cette étude, et des études antérieures, sont probants: l'utilisation du harnais à appui bilatéral doit être privilégiée à la manutention manuelle sans aide.

L'augmentation de la fréquence cardiaque étant reliée à l'augmentation de la sollicitation musculaire, les résultats de notre étude prouvent qu'en utilisant le harnais à appui bilatéral, on diminue de façon considérable la dépense énergétique. La tâche de travail devient donc moins exigeante

pour le système cardio-vasculaire. Les résultats dénotent ainsi une amélioration de la sollicitation cardio-vasculaire. Sans contredit le harnais à appui bilatéral facilite physiquement la manutention de la civière chaise dans des escaliers. L'utilisation facile et rapide du harnais à appui bilatéral, par les techniciens(ennes), repose sur son perfectionnement. Afin d'en optimiser l'utilisation, chaque usager devrait recevoir une formation spécifique sur son maniement et son entretien.

Avenues futures de recherche.

Il serait intéressant, dans des études ultérieures, de valider l'utilisation du harnais à appui bilatéral, pour faciliter la manutention d'autres équipements dans le secteur ambulancier.

RÉFÉRENCES

- Anderson, C., D. Chaffin, G. Herrin and Mathews, L. (1985). A bioméchanical model of lumbosacral joint during lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 18 no. 8, 571-584.
- Andersson, G.B.J., Ortengren, R., Nachemson, A. (1977). Intradiscal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clin. Orthop.*, 129, 156-164.
- Association pour la Santé et la Sécurité du Travail Secteurs des Affaires Sociales. (ASSTSAS, 1983).
- Association pour la Santé et la Sécurité du Travail Secteurs des Affaires Sociales. *Tableau de bord*, (1995). Document 1 profil de la clientèle, 1994-1995.
- Association Sectorielle Transport et Entreposage, (ASTE). *Statistiques sur les lésions professionnelles*, unité 52030, (1992).
- Asfour, S.S., Genaidy, A.M., Fahmy, M.W., Youmis, A. and Waly, S.M. (1988). Endurance time and physiological responses for high frequency lifting tasks. (A preliminary report). *Advances in industrial Ergonomics and Safety 2* (pp.655-660) Halifax, Nova Scotia, Canada: Edited by Biman Das.
- Authier, M., Lortie, M. (1992), Analysis of critères retained by handlingmen in the choice of handling method. *Advances in industrial Ergonomics and Safety 4* (pp.289-296) Edmonton, Alberta, Canada: Shrawan Kumar.
- Ayoub, M.M. (1977), Lifting capacity of Workers, *Journal of Human Ergology*, 6, 187-192.
- Ayoub, M.M., Dryden, R., Mc Daniel, J., Knipfer, R. and Dixon, D. (1979), Predicting lifting capacity, *American Industrial Hygiene Association Journal*, 40, 1075-1084.
- Bassett, D.R., Vachon, J.A., Kirkland, A.O., Howley, E.T., Duncan, G.E., Johnson, K.R. (1997). Energy cost of stair climbing and descending on the college alumnus questionnaire. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol 29, No. 9, pp. 1250-1254.

Bayer, H., Flechtenmacher, R.C. (1950), Ermuduy und aktionstroms pannung bei der menschen. *Arbeitsphysiol*, 14, 261-270.

Bergstrom, R.M. (1959). The relation between the number of impulses and the integrated electric activity in electromyogram. *Acta. Physiol. Scand.* 45, 97-101.

Besner, Leclair, ass. (1995). *Analyse de sécurité des tâches du techniciens ambulancier dans une approche ergonomique* (p.ii). Ministère de la Santé et des Services Sociaux.

Bogduk, N., Macintosh, J.E., Pearcy, M.J., A universal model of the lumbar back muscles in the upright position, *Spine* 1992; 17:897-913.

Brooks, G.A. and Fahey, T.D. (1984). *Exercise Physiology*. New York: John Wiley and sons.

Chaffin, D.B., Baker, W.H. (1978). A biomechanical model for analysis of symmetric sagittal plane lifting. *A IIE Transactions*, 11, 16-2.

Cholewicki, J, McGill, S.M., Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronick low back pain. *Clin Biomech* 1996; 11:1-15.

Cook, T.M., and Neumann, D.M. (1987). The effect of load placement on the EMG activity of the low back muscle during load carying by men and women. *Ergonomics*, 30 (10), 1413-1423.

Commission de la Santé et de la Sécurité au Travail, (C.S.S.T.). (1988-1990), (1993-1995). *Statistiques*.

Davis, P.R. (1956). Variation of intra-abdominal pressure during Weight lifting in various postures. *Journal of anatomy*, 90, 601.

Davis, P.R. and Stubbs, D.A. (1977). A method for establishing safe handling forces in working situation. *Ergonomics* 20:557-564.

Davis, P.R. and Stubbs, D.A. (1978). Safe levels of manual forces for young males. *Ergonomics* 9:33-37.

Departement of Labour (1989). Code of practice Manual Handling in the Furniture Removal industry. *Occupational Health and Safety act*, 1985, Australie.

Doormaal, MT., Driessen, AP., Landeweerd, JA., Drost, MR. (1995). Physical workload of ambulance assistants. *Faculty of Health Sciences, University of Limburg, Maastricht, The Netherlands*. (The Ergonomics Abstracts, 1995, Feb; 38(2): 361-76.

Drury, C.G., Law, C.H. and Pawenski, C.S. (1982). A survey of industrial box handling. *Human Factors*, 24, 553-565.

Estryn-Behar, M. (1991). *Guide des risques professionnels du personnel des services de soins* (pp. 134-179). Paris: Édition Lamarre.

Fleck, S.J. and Dean, L.D. (1985). Influence of weight training experiences on blood pressure response to exercise. *Abstract Med. Sci. Sports* 17(2):185.

Freivalds, A., Chaffin, D.B., Garg, A., Lee, K.S. (1984). A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *Journal of Biomechanics*, 17, 251-262.

Gallagher, S., C. A. Hamrick, and, A.C. Love. (1990). Biomechanical modeling of symmetric lifting tasks in constrained lifting posture. *Advances in Industrial ergonomics and Safety 2* (pp.559-566). Halifax, Nova Scotia, Canada: Edited by Biman Das.

Garg, A., Badger, D. (1986). Maximum acceptable weight and maximum voluntary isometric strengths for asymmetric lifting. *Ergonomics*, 29, 1263-1272.

Goel, V.K., Han, J.S., Ahn, J.Y., Cook, T., Weinstein, J.N., Winterbottom, J., McGowan, D. and Dawson, D. (1991). Loads on human spine during dynamic lifting with knees straight. *Adv. Bioengng* 20, 33-36.

Gouvernement du Québec, Ministère de la Santé et des Services Sociaux, Services préhospitalier d'urgence au Québec. (1992). *Chaque minute compte!* 2ième trimestre 1992, Bibliothèque nationale du Québec.

Gouvernement du Québec, Ministère de la Santé et des Services Sociaux, Mauricie-Bois-Franc.(1994). *Protocoles d'intervention clinique à l'usage des techniciens ambulanciers* 4ième trimestre 1994, Bibliothèque nationale du Québec.

Gracovetski, S., Farfan, H.F. and Lamy, C. (1981) Mechanism of the lumbar spine. *Spine*. 6, 249-262.

Granata, K.P. and Marras, W.S. (1994). The influence of trunk muscle coactivity upon dynamic spinal loads. *Spine* (in review).

Haley, E. (1994). One approach to patient lifting. *Journal article, Canada*. (*Nursing abstracts*, 1994, Jan; 90(1): 57-8.

Hamerick, C.A., Cornelius, K.M., Rossi, E.W. et Unger, R.L. (1992). A Psychophysical Method to Determine Ingress/Egress Dimensions for Mobile Underground Mining Equipment. *Advances in industrial ergonomics and safety* 4.,(pp. 561-567). Edmonton, Alberta, Canada: Shrawan Kumar.

Health and Safety Executive (H.S.E). (1979). *Statistiques*.

Hof, A.L. (1984). EMG and muscle force: an introduction. *Hum. Mov. Sc.* 3, 119-153.

Hunter, G.R., MCGuirk, J., Mitrano, N., Pearman, P., Thomas, B., Arrington, R. (1989). The effects of weight training belt on blood pressure during exercise. *Journal of Applied Sport Science Research* 1989, Volume 3, No:1, pp. 13-18.

Inman, V.T., Ralston, H.J., Saunders, C.M., Feinstein, B., Wright, W.W. (1952). Relation of human electromyogram to muscular tension. *EEG and Clin. Neurophysiol*, 4, 187-194.

Institut de Recherche sur la Santé et la Sécurité au Travail, (1987). *Le cas des maux de dos, du problème vers une solution*. Montréal. Montréal, Canada.

Jan, Dul. , Hilderbrandt, V.H. Ergonomics guidelines for the prevention of low back pain at the work place, *Ergonomics*, 1987, vol. 30, No. 2, 419-429.

Jones, L.A., Hunter, I.W. (1982). Force and EMG correlates of constant effort contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 51, 75-83.

Karwowski, W., Pongpatana, N., Yates, J.W. (1992). Perception of load heaviness and EMG quantification of muscular response in manual lifting: (A pilot study). *Ergonomics and safety* 4 (pp. 645-650) Edmonton, Alberta. Canada: Shrawan Kumar.

Lagassé, P., Turcotte, F. (1994). *Normes physique et médicales d'admission pour les techniciens ambulanciers*. Québec: Département d'éducation physique et de médecine sociale et préventive, Université Laval.

Laurence, J.H., De Luca, C.J. (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J. Appl. Physiol.* 54, (6), 1653-1659.

Lavender, S.A., Mirka, G.A., Schoanmarklin, R.W., Sommerich, C.M., Sudhakar, L.R., And Marras, W.S. (1989). The effects of preview and task symmetry on trunk muscle response to sudden loading. *Human Factors*, 31, 101-115.

Lind, A.R., et Mc Nicol, G.W. (1968). Cardio-vascular responses to holding and carrying weight by hand and by shoulder. *Journal of Applied Physiology*, 25, 261-267.

Lind, A.R., Petrofsky, J.S. (1979). Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions. *Muscle and Nerve*, 2, 257-264.

Lippold, O.C.J. (1952). The relation between integrated action potentiels in human muscle and its isometric tension. *J. Physiol. Lond*, 117, 492-499.

Mack, G., Gardner-Morse, MS., Ian, A.F. Stokes. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stabilisation. *Spine* January, 1-1998, Volume 23. numéro 1.

Marchand, D. et al (1991). Évaluation de l'activité myoélectrique des muscles du tronc pour différentes conditions de manipulation de charges impliquant la torsion. Université du Québec à Trois-Rivières, Canada.

Marieb, E.N., Laurendeau, G. (1993). Anatomie et Physiologie Humaines. Éditions du renouveau pédagogique, pp 302-303.

Marras, W.S., Granata, K.P. (1996). Spine loading during trunk lateral bending motions. *J. Biomechanics*. Vol. 30. No. 7. pp. 697-703.

Marras, W. S., King, A.I., Joynt, R. L. (1984). Measurements of load on the lumbar spine under isometric and isokinetic conditions. *Spine*, 9, 176-187.

Marras, W. S., Mirka, G.A. (1992). A comprehensive evaluation of trunk response to asymmetric trunk motion, *Spine* 17(3), 318-326.

Petit Robert, Nouvelle édition remaniée et amplifiée sous la direction de Rey-Debore, J., Rey, A., du Petit Robert par Paul Robert. (1993).

Peterson, E.A., Andres, R.O. (1992). A novel application of posturography to the effects of asymmetrical load handling. Departement of exercise science university of Massachussets at Amherst, Amherst.

Poulsen, E. (1970), Prediction of maximum loads in lifting from measurement of back muscle strength, progressive physical therapy, 1, 146-149.

Ralston, H.J. (1961). Use and limitations of electromyography in quantitative study of skeletal muscle function. Amer. J. Orthop. 47, 521-530.

Rice, V.J. (1991). A usability assessment of two harnesses for stretcher-carrying. *Occupational Physiology Division*, U.S. Army Research, Institute of Environmental Medicine, Natick, MA 01760-5007.

Schultz, A.B., et Andersson, G.B.J. (1981). Analysis of load on the lumbar spine. *Spine*, 6, 76-82.

Schultz, A.B., Andersson, G.B.J., Ortengren, R, Bjork, R, Nordin, M. (1982). Analysis and quantitative myoelectric measurements of load on the lumbar spine when holding weights in standing postures. *Spine*, 7, 390-396.

Schultz, A.B., Haderspeck, K., Warwick, D., Portillo, D. (1983). Use of trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. *J. of Ortho. Research*, 1, 77-91.

Sherrer, J., Bourguignon, A., Marty, R. (1957). Évaluation électromyographique du travail statique. *J. Phys. Med.*, 49, 376-378.

Sherrer, J., Bourguignon, A. (1959). Changes in the electromyogram produce by fatigue in man. *J. Phys. Med.* 38, 170-180.

Sommerich, C.M. et Marras, W.S. (1992). Temporal patterns of trunk muscle activity throughout a dynamic, asymmetric lifting motion. *Human Factors*, 34 (2), 215-230.

Wescott, W. and Howes, B. (1983) Blood pressure response during weight training exercise. *Nat. Strength Conditioning Assoc. J.* 5(1):67-71.

Yates, J.W., Pickering, K., Karwowski, W. (1990). High frequency lifting and blood lactate production. Exercise physiologie laboratory. Center for ergonomics University of Louisville, Louisville, KY 40292. *Advences in industrial ergonomics and Safety 2* (pp.643-649) Halifax, Nova Scotia, Canada: Biman Das.

Zetterberg, C., Andersson, G.B.J., Schultz, A.B. (1987). The activity of individual trunk muscles during heavy physical loading. *Spine*, 12, 1035-1040.