

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

Mémoire présenté à
Université du Québec à Trois-Rivières

comme exigence partielle de la
Maîtrise en sciences de l'activité physique

par

Denis Marchand

ÉVALUATION DE L'ACTIVITÉ MYOÉLECTRIQUE DES MUSCLES
DU TRONC POUR DIFFÉRENTES CONDITIONS DE MANIPULATION
DE CHARGES IMPLIQUANT LA TORSION

Avril 1991

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.

RESUME

Durant l'exécution d'une tâche industrielle, les contraintes mécaniques qu'absorbent le rachis lombaire et les muscles du tronc proviennent des mouvements de flexion, d'extension et principalement des mouvements en torsion. Cette étude vise à mesurer les niveaux d'activation de trois paires de muscles qui articulent le tronc (erector spinae, latissimus dorsi et l'obliquus externus abdominis) durant différentes conditions de manutention. Les signaux électromyographiques (EMG) des muscles étudiés sont enregistrés pour 12 sujets masculins. Ces sujets manipulent trois différentes charges (20, 98 et 196 N) combinées à cinq amplitudes de rotation du tronc (0°, 30°, 45°, 60° et 90°) avec deux conditions d'angle de flexion au niveau du tronc (0° et 30°). L'EMG enregistré est transformé en pourcentage d'utilisation musculaire (PUM) par le biais d'une référence EMG maximale produite durant une contraction isotonique maximale volontaire pour chaque muscle mesuré. L'analyse de variance démontre que les variations de la charge et de l'angle de rotation entraînent des effets significatifs sur le PUM des trois paires de muscles. L'inclinaison du tronc entraîne des augmentations significatives du PUM seulement pour l'erector

spinae. Cette étude fait ressortir que les PUM maximaux des erector spinae, en fonction des trois charges, sont observés à 60 ° de rotation et non à 90 °. Pour les latissimus dorsi et les obliquus externus abdominis, les PUM maximaux proviennent de l'angle de 90° pour les trois charges. Ces résultats suggèrent que l'amplitude des mouvements en torsion du tronc implique plusieurs changements dans l'activation myoélectrique des muscles qui le meuvent. Cela supporte la perspective que les caractéristiques du mouvement sont aussi importantes que le poids de la charge manipulée pour expliquer le niveau d'activation et l'implication de certains muscles.

TABLE DES MATIERES

	Page
RÉSUMÉ.....	i i
LISTE DES TABLEAUX.....	vii
LISTE DES FIGURES.....	viii
CHAPITRES	
I. INTRODUCTION.....	1
Hypothèses	4
Limites de l'étude	5
Définitions opérationnelles.....	6
II. REVUE DE LA LITTERATURE.....	8
Mécanique articulaire de la colonne vertébrale	8
Facteurs limitant la torsion.....	11
Pression intra-discale.....	13
Rôle de la pression intra-abdominale.....	15
L'électromyographie.....	17
L'EMG de surface vs charge de travail.....	17
EMG en milieu de travail.....	20
Pourcentage d'utilisation musculaire.....	21
Relation EMG et contraintes mécaniques.....	22
III. METHODOLOGIE	25
Sujets et tests d'évaluation.....	25
Plan expérimental.....	26

	Muscles	29
	Description des tâches	30
	Appareillage et analyse du signal EMG	33
	Procédures.....	36
IV.	RESULTATS	38
	Erector spinae droit.....	38
	Erector spinae gauche	44
	Latissimus dorsi droit.....	50
	Latissimus dorsi gauche	54
	Obliquus externus abdominis droit.....	57
	Obliquus externus abdominis gauche.....	61
	Comparaison des muscles ipsilatéraux pour les trois conditions de charge.....	63
	Comparaison des muscles ipsilatéraux pour les deux conditions de l'angle de flexion.....	65
	Comparaison des muscles ipsilatéraux pour les cinq conditions de mouvement du tronc.....	67
V.	DISCUSSION.....	70
	Influence de la charge.....	70
	Influence de l'angle de flexion du tronc.....	73
	Influence de l'angle de rotation.....	74
	Influence de l'effet combiné de la charge et de l'angle de flexion du tronc.....	76

Influence de l'effet combiné de la charge et de l'angle de rotation.....	78
Influence de l'effet combiné de l'angle de flexion du tronc et de l'angle de rotation.....	80
Influence de l'effet combiné de la charge, de flexion du tronc et de l'angle de rotation.....	81
VI. CONCLUSION.....	83
REFERENCES.....	85
ANNEXE	
A Questionnaire d'évaluation sur les problèmes musculo-squelettique.....	91

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux		Page
1	Permutation des conditions pour les six premiers sujets.....	27
2	Exemple d'une séquence expérimentale pour un sujet.....	28

LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1	Cette figure montre trois exemples de mouvement que les sujets doivent exécuter pendant l'expérimentation pour un soulevé sagittal (A) et avec une rotation du tronc (B et C). 30
2	Deux mouvements exécutés lors de contractions maximales volontaires pour l'erector spinae (A), le latissimus dorsi et l'obliquus externus abdominis (B). 33
3	Position d'un sujet dans son environnement à partir d'une vue dans le plan transversal..... 37
4	Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour l'erector spinae droit..... 39
5	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angle de rotation pour l'erector spinae droit..... 40
6	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angles de flexion du tronc pour l'erector spinae droit..... 41

7	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différentes charges et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation pour l'erector spinae droit.....	42
8	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'erector spinae droit.....	43
9	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des trois conditions de charge pour l'erector spinae droit.....	44
10	Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche.....	45
11	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angle de rotation pour l'erector spinae gauche.....	46
12	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche.....	47
13	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différentes charges et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation pour l'erector spinae gauche.....	48

14	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche.....	49
15	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des trois conditions de charge pour l'erector spinae gauche.....	50
16	Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour le latissimus dorsi droit.....	51
417	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angle de rotation pour le latissimus dorsi droit.....	52
18	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour le latissimus dorsi droit.....	53
19	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour le latissimus dorsi droit.....	54
20	Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour le latissimus dorsi gauche.....	55

21	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour le latissimus dorsi gauche.....	56
22	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour le latissimus dorsi gauche.....	57
23	Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis droit.....	58
24	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis droit.....	59
25	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différentes charges et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation pour l'obliquus externus abdominis droit.....	60
26	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis droit.....	61
27	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis gauche.....	62

28	Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis gauche.....	63
29	Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour les l'erector spinae droit (ESD), le latissimus dorsi droit (LDD) et l'obliquus externus abdominis droit (OED).....	64
30	Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour les l'erector spinae gauche (ESG), le latissimus dorsi gauche (LDG) et l'obliquus externus abdominis gauche (OEG).....	65
31	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angle de rotation pour l'erector spinae droit (ESD), le latissimus dorsi droit (LDD) et l'obliquus externus abdominis droit (OED).....	66
32	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angle de rotation pour l'erector spinae gauche, le latissimus dorsi gauche (LDG) et l'obliquus externus abdominis gauche (OEG).....	67

33	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour l'erector spinae droit (ESD), le latissimus dorsi droit (LDD) et l'obliquus externus abdominis droit (OED).....	68
34	Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche (ESG), le latissimus dorsi gauche (LDG) et l'obliquus externus abdominis gauche (OEG).....	69

INTRODUCTION

En industrie, la mécanisation et l'automatisation toujours plus croissante de plusieurs tâches de travail a contribué à éliminer la manipulation de charges très lourdes. Cependant, ces changements ont contraint les travailleurs à occuper des postes de travail où les mouvements sont spécifiques et répétitifs, comme les tâches de palettisation et de cueillette des caisses à la Société des alcools du Québec. Une étude menée par Institut de Recherche sur la Santé et Sécurité au Travail (1987), a laissé voir que les efforts excessifs reliés à des gestes répétitifs, pour les mouvements du tronc en particulier, sont responsables de 63 % des problèmes au dos. En effet, la surcharge de travail musculaire causée par des manipulations trop fréquentes et trop lourdes de charges ou encore avec des mouvements asymétriques, entraîne à long terme des problèmes de déchirures musculaires, d'inflammation des insertions tendineuses et certaines pathologies articulaires. La lombalgie de nature professionnelle est une manifestation courante chez les travailleurs manuels. Une enquête épidémiologique, réalisée aux Etats-Unis, indique qu'entre 20 et 65 ans, 81% des travailleurs interrogés ont éprouvé au moins une fois dans leur

carrière un épisode de douleur dorso-lombaire (Frymoyer, Pope, Clement, Wilder, MacPherson et Ashikaga, 1983).

La force nécessaire pour soulever une charge peut être considérée comme acceptable lorsqu'elle est développée dans le plan sagittal. Par contre, celle-ci est souvent démesurée, particulièrement la force développée par les muscles rachidiens, lorsque le travailleur effectue un mouvement en torsion au niveau du tronc. La plupart des études traitant des soulevés de charges se sont limitées à étudier le phénomène pour des mouvements exécutés dans le plan sagittal. Cette étude vise à mesurer et à comparer l'activité musculaire et le niveau d'implication de certains muscles articulant le tronc impliqués dans des tâches de manipulation de charges, avec ou sans torsion du tronc. Les pourcentages d'utilisation musculaire (PUM) seront mesurés pour des mouvements simples (un plan de mouvement) et pour des mouvements complexes (plusieurs plans de mouvement). L'objectif est d'arriver à déterminer dans quelle mesure certains muscles du tronc sont impliqués dans des tâches de manutention, et ce dans les trois plans de mouvements. Cette étude veut aussi mesurer si l'augmentation de la charge, de l'angle de flexion du tronc et, principalement, de l'angle de rotation, entraîne un accroissement du pourcentage d'utilisation musculaire.

L'important dans cette étude est d'arriver à déterminer quels sont les mouvements du tronc qui sollicitent davantage chacun des muscles impliqués.

Hypothèses

Par la variété des conditions expérimentales et le nombre des muscles mesurés, plusieurs hypothèses peuvent être énoncées pour cette étude.

- 1- L'augmentation de la charge accroît le PUM mesuré par électromyographie de surface, pour les muscles erector spinae, latissimus dorsi et obliquus externus abdominis.
- 2- L'augmentation de l'angle d'inclinaison du tronc accroît le PUM mesuré par électromyographie de surface, pour les muscles erector spinae, latissimus dorsi et obliquus externus abdominis.
- 3- L'augmentation de l'angle de rotation dans le plan transverse accroît le PUM mesuré par électromyographie de surface, pour les muscles erector spinae, latissimus dorsi et obliquus externus abdominis.
- 4- Les combinaisons possibles de la charge, de l'angle de flexion et de l'angle de rotation augmentent le PUM mesuré par électromyographie de surface, pour les muscles erector spinae, latissimus dorsi et obliquus externus abdominis.

Limites de l'étude

Les variables dépendantes sont les mesures d'EMG obtenues pour chaque muscle impliqué dans l'étude. Ces résultats sont transformés en PUM en faisant une relation entre l'EMG découlant des tests de force de contraction volontaire maximale dynamique et l'EMG produit lors des différents soulevés de charges.

Les variables indépendantes correspondent: (a) aux différents mouvements de soulevé, (b) aux charges manipulées, (c) à l'angle d'inclinaison du tronc et (d) aux tests de force maximum.

Les variables contrôlées sont: (a) la présence de sujets pathologiques, (b) la grandeur des sujets, (c) la distance constante entre le centre de gravité de la charge et celui du sujet, (d) les mouvements de rotation du bassin, (e) l'implication des membres inférieurs et (f) la vitesse d'exécution des tâches.

L'adiposité des sujets doit être considérée comme un facteur pouvant influencer la cueillette du signal EMG. Un mauvais pontage des fils sur la peau peut engendrer des collisions entre ceux-ci et provoquer des artefacts dans le signal.

La fatigue musculaire peut entraîner des résultats EMG supérieurs et affecter le PUM. C'est pourquoi, il est important de contrebalancer les conditions expérimentales pour éviter les effets de séquence reliés à la fatigue.

Définitions opérationnelles

Angle de flexion: Représente l'angle d'inclinaison du tronc au début et à la fin du mouvement.

Angle de rotation: Représente l'angle à laquelle la charge est prise par rapport au plan sagittal.

Isotonique: Constance de la charge durant tout le mouvement.

PUM: Pourcentage d'utilisation musculaire obtenu par le ratio entre, la valeur de l'amplitude maximale du signal électromyographique, pour chaque condition de manipulation de charge, sur celle mesurée lors d'un test de force isotonique maximal.

Torsion: Mouvement en rotation de l'extrémité d'une structure par rapport à l'autre extrémité

qui est fixe ou encore qui tourne dans le sens inverse.

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Afin de bien saisir le comportement du tronc lors des différents mouvements qu'il peut réaliser ainsi que ses limitations, la première partie de la revue de la littérature nous fera d'abord comprendre la mécanique articulaire de la colonne vertébrale, les facteurs limitant la torsion, la pression intra-discale et le rôle de la pression intra-abdominale. La deuxième partie résumera les études de certains chercheurs qui ont utilisé l'EMG pour mesurer objectivement le travail musculaire dans diverses conditions.

Mécanique articulaire de la colonne vertébrale

Selon Basmajian (1976), la taille des corps vertébraux varie en fonction du poids supporté. En effet les corps vertébraux deviennent plus massifs de la région cervicale à la région lombaire. Parallèlement, les disques augmentent aussi en taille, en conformité avec les corps vertébraux qu'ils unissent. Les mouvements entre deux vertèbres se font au niveau des disques et des articulations situées entre les apophyses articulaires. Les mouvements permis par les disques sont d'autant plus grands que les muscles qui meuvent les vertèbres s'y rattachant sont plus épais. Au niveau des

apophyses articulaires, l'amplitude des mouvements est reliée à la grandeur des surfaces articulaires. Les flexions postérieures trop importantes du rachis sont limitées par les apophyses épineuses qui butent les unes contre les autres et par la tension du ligament vertébral commun antérieur. La flexion antérieure, quant à elle, est limitée par les muscles rachidiens comme les erector spinae, par un ligament élastique qui s'étend entre la partie postérieure des pédicules, le ligament jaune ainsi que par le ligament commun postérieur situé à la face postérieure des corps vertébraux.

Certaines études ont démontré comment ces tensions produites par les différentes structures passives de la colonne vertébrale peuvent influencer le travail des muscles qui meuvent le tronc dans certaines positions. Floyd et Silver , (1955), Portnoy et Morin , (1956) et Ekholm et al., (1982) ont observé lors d'amplitudes extrêmes de la flexion du tronc, un phénomène de relaxation de l'activité myoélectrique des erector spinae. Adams et al., (1980) mentionnent que l'équilibre du tronc en pleine flexion est maintenu par, la tension des ligaments capsulaires des facettes articulaires, les disques intervertébraux, les ligaments supra/inter épineux et le ligament jaune, dans l'ordre. Aussi pour soulever une charge, des études ont démontré que le fait de diminuer la

lordose lombaire durant l'extension du tronc contribuait à réduire la demande musculaire des erector spinae.(Delitto et al.,1985, Hart. et al.,1987 et Gracovetsky, 1988). Cependant, certains auteurs (Hart et al., 1987) ne sont pas en faveur de l'utilisation des structures ligamentaires qu'entraîne une position de cyphose lombaire lors d'un soulever de charge à partir du sol. Même si cette posture diminue l'EMG des erector spinae, la probabilité de causer un soulever douloureux est plus grande qu'avec une position de lordose lombaire. Les arguments apportés pour favoriser l'utilisation d'une position de lordose lombaire sont qu'elle réduit le moment de flexion du tronc et facilite le contrôle neuromusculaire du tronc lors d'un soulever de charge.

D'un autre côté, Gracovetsky, (1988) prétend que durant un mouvement de flexion-extension du dos, tel le soulever de charge, la force nécessaire pour balancer cette charge est répartie entre les muscles du dos et les ligaments postérieurs. La distribution de la force produite par ces deux sources dépend de la technique utilisée pour soulever les charges. Comme les ligaments sont des structures passives, produisant une force uniquement lorsqu'ils sont sous tension, une bonne configuration géométrique de la colonne vertébrale permet aux ligaments de développer un maximum de tension. Donc une

lordose lombaire très prononcée a pour effet d'empêcher l'augmentation de la tension dans les ligaments postérieurs. Par contre un changement de géométrie de la colonne vertébrale, caractérisé par une faible lordose lombaire, étire les ligaments et génère de la tension. Cela contribue à diminuer le travail des muscles du rachis et semble mieux répartir la pression sur les disques.

Facteurs limitant la torsion

La région lombaire, à cause de l'épaisseur de ses disques, devrait être, en principe, la partie la plus mobile de la colonne vertébrale. En effet, on retrouve à ce niveau des amplitudes de mouvements importantes pour la flexion-extension (plan sagittal), modérées pour la flexion latérale (plan frontal) et restreintes pour la torsion (plan transverse). À ce niveau, les vertèbres sont emboîtées, c'est-à-dire que les apophyses articulaires supérieures de la vertèbre en-dessous agrippent les bords extérieurs des apophyses articulaires de la vertèbre qui est au-dessus. C'est dans un rôle de protection que l'agencement des articulations situées entre les apophyses articulaires lombaires limite énormément la rotation, car la torsion provoquée par la combinaison des mouvements décrits précédemment peut être trop grande pour les disques.

McGlashen , Miller, Schultz et Andersson (1987) ont réalisé une étude sur neuf cadavres afin de mesurer le déplacement, en degrés, de l'articulation L5-S1 dans divers mouvements. Ils voulaient mesurer les différences d'amplitude de mouvement pour une condition expérimentale où les éléments postérieurs de l'articulation étaient intacts par rapport à celles où l'on avait retiré les facettes articulaires, le ligament interépineux et le ligament jaune. Les résultats ont laissé voir que le déplacement moyen pour la flexion avec les éléments postérieurs présents était de 7.19° avec un écart-type de (1.77°) . Sans les éléments postérieurs, l'amplitude moyenne de la flexion montait jusqu'à 18.51° ($\pm 8.47^\circ$), ce qui entraîne une augmentation significative, $p < 0.05$, avec un ratio entre les deux conditions de 2.57. Pour la flexion latérale, l'amplitude moyenne avec les éléments postérieurs était de 4.38° ($\pm 1.44^\circ$) comparativement à 6.83° ($\pm 1.75^\circ$) lorsque ceux-ci étaient enlevés. Cette différence était non significative avec un ratio de 1.56. La torsion, quant à elle, provoquait un déplacement moyen de 3.38° ($\pm 1.03^\circ$) avec l'articulation intacte, alors qu'il augmentait à 9.27° ($\pm 3.23^\circ$) pour l'autre condition. La comparaison donnait une différence significative, $p < 0.05$, avec un ratio élevé de 2.74. Par conséquent, il semble bien que les structures osseuses et ligamentaires qui limitent les mouvements en flexion et

particulièrement en torsion sont relativement importantes. Sans elles, les disques permettraient une grande étendue de mouvement qui aurait pour effet d'augmenter la pression à l'intérieur des disques de façon démesurée.

Pression intra-discale

Certaines études comme celle de Stokes (1987) ont utilisé des disques intervertébraux lombaires de cadavres humains dans le but de mesurer la réaction des fibres de l'anneau fibreux selon certaines contraintes. L'anneau fibreux du disque intervertébral est la partie externe formée de couches de faisceaux fibreux obliques et entrecroisés qui recouvrent le noyau. Les disques ont été soumis à des contraintes par compression, flexion, extension et torsion. Selon les conclusions de cette étude, les mouvements de torsion provoquent des tensions considérables au niveau des fibres postéro-latérales de l'anneau fibreux par rapport à celles mesurées sur les fibres antérieures. La zone postéro-latérale est donc plus exposée aux contraintes mécaniques à cause de la configuration des fibres qui enveloppent le disque. Cela peut expliquer la raison pour laquelle la majorité des hernies se retrouvent dans cette région de la colonne vertébrale.

Dans la manipulation de charges, il n'y a pas que le poids de la charge qui doit être pris en considération. Par exemple, si une charge est portée très longtemps, ou trop souvent (fréquence), une certaine quantité de liquide contenue dans le noyau du disque est chassée et une diminution de l'épaisseur de ce dernier est constatée (Wirhed, 1984). En effet, la partie fibreuse (anneau fibreux) du disque est composée essentiellement de fibres de collagène qui s'allongent sous l'effet d'une charge prolongée. Une position de travail où le disque est soumis longtemps à des contraintes en compression asymétrique est une cause fréquente d'hernie. Lorsque l'on soulève une lourde charge cela entraîne une augmentation de pression dans le disque et le noyau peut alors enfoncer l'anneau fibreux. Il en résulte une compression sur une racine nerveuse causant des douleurs aiguës.

La pression à l'intérieur d'un disque varie en fonction de la position du corps et de la charge extérieure (Nachemson, 1981). Par exemple, la flexion du tronc à 30° entraîne une pression intra-discale plus forte que la station debout avec le tronc droit. Ceci est attribuable au travail statique plus important des muscles rachidiens en station assise qu'en station debout, causé par un déplacement du centre de gravité du tronc vers l'avant. La compression sur le disque dépend du

poids de la partie supérieure du corps et de la force avec laquelle les muscles rachidiens se contractent. Selon Wirhed (1985), un disque jeune et intact peut supporter une pression de 800N/cm^2 . Par conséquent, si on considère que la surface du disque entre L5-S1 est de 10 cm^2 , la force pouvant être appliquée sur celui-ci est de 8000 N .

Donc, il semble que les disques, particulièrement ceux à la base du rachis lombaire, sont sensibles aux différentes positions que peut prendre le tronc. La torsion produite par un mouvement de rotation du tronc apparaît comme étant un facteur dangereux pour les disques puisqu'elle indispose la structure postérieure de l'anneau fibreux. De plus, lorsqu'un mouvement en torsion est réalisé en manipulant une charge considérable, les muscles rachidiens et abdominaux doivent se contracter davantage, ce qui a pour effet d'augmenter les forces de compression sur les disques. Par contre, quand les muscles abdominaux se contractent, cela a pour effet d'accroître la pression à l'intérieur de la cavité abdominale aidant à diminuer la compression appliquée sur les disques.

Rôle de la pression intra-abdominale

L'augmentation de la pression abdominale, provoquée par la contraction des muscles abdominaux et du diaphragme, agit

de façon à exercer des forces dans plusieurs directions et en particulier vers le haut et le bas de la cavité abdominale (Morris, Lucas et Brestler, 1961). Ces forces tendent à s'opposer à celles exercées sur le rachis par la masse du tronc et celles des muscles qui stabilisent le tronc à la verticale. On peut mesurer une augmentation de la pression intra-abdominale avec les voies aériennes fermées lors d'efforts de soulèvement d'un objet lourd.

Grew (1980) a mesuré la pression intra-abdominale à l'aide de la pression artérielle lors de variations de charges debout et lorsque le tronc est fléchi à 30°. Il en est venu aux conclusions suivantes: En flexion du tronc la pression augmente lentement avec l'accroissement de la charge, alors qu'en position debout celle-ci augmente rapidement. On retrouve une saturation dans les deux cas.

En résumé, la première partie de la revue de la littérature fait mention des limitations du rachis relatives aux différentes positions du tronc et aussi aux charges extérieures qui lui sont appliquées. Ces deux facteurs mis ensemble ou pris séparément contribuaient à faire varier l'intensité du travail ou l'implication des muscles qui meuvent le tronc. La deuxième partie présente comment certains chercheurs sont arrivés à mesurer objectivement et quantitativement le

travail musculaire par l'utilisation de techniques électromyographiques.

L'Électromyographie (EMG)

EMG de surface vs charge de travail

L'électromyographie est une technique permettant d'enregistrer l'activité électrique du muscle. Lors d'une contraction musculaire, le développement de la tension dans le muscle est produit par une ou plusieurs unités motrices. Une unité motrice correspond à un motoneurone et les fibres musculaires qu'il innerve. Quand une unité motrice s'active, le mouvement des ions sur la membrane entraîne un potentiel d'action (Basmajian, 1978). Par l'EMG de surface on recueille les potentiels d'action du muscle situé à proximité des électrodes, sous la peau. Durant l'augmentation d'un effort volontaire du muscle, l'activité électrique enregistrée augmente à cause de la haute fréquence de décharge des motoneurones et de l'activation d'un plus grand nombre d'unités motrices (Milner-Brown, Stein & Yemm, 1973).

Bouisset et Goubel (1973) ont évalué l'EMG intégré produit par le biceps brachii lors de la flexion du coude avec des charges variant de 0 à 5 kg. Les résultats ont laissé voir une relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail mécanique

produit par le muscle. Ils conclurent que cette relation dérivait d'une proportionnalité entre le travail mécanique du muscle et deux mécanismes physiologiques essentiellement impliqués dans la gradation d'une contraction musculaire: l'augmentation du nombre d'unités motrices actives et l'augmentation du rythme de dépolarisation de celles-ci.

Plusieurs autres études ont démontré de fortes corrélations entre l'électromyographie de surface et la force développée par les muscles pour des contractions isométriques (Chaffin, Lee & Freivalds, 1980; Lind & Petrofsky, 1979; Komi & Viitasalo, 1976; Hagberg & Jonsson, 1975; Milner-Brown & Stein, 1975) et pour des contractions dynamiques (Petrofsky, 1979; Bigland-Ritchie & Woods, 1974; Bouisset & Goubel, 1973).

Schultz, Cromwell, Warwick & Andersson (1987), ont mesuré la relation qui existe entre l'EMG produit par les muscles qui meuvent le tronc et la force appliquée sur ceux-ci pour différents mouvements. Les sujets étaient immobilisés au niveau du pelvis pour éviter tout mouvement du bassin et des membres inférieurs. Avec l'aide d'un harnais, placé sous les bras à la hauteur de la poitrine, et d'un système de câbles, l'expérimentateur appliquait dans un premier temps des forces sur le tronc du sujet dans différentes directions. La tâche de

ce dernier était de résister par des efforts musculaires isométriques aux diverses forces l'incitant à exécuter des mouvements comme la flexion, l'extension sagittale, l'extension latérale et la rotation du tronc. Dans un deuxième temps, les sujets devaient réaliser des mouvements volontaires dans les mêmes conditions, à différentes intensités de leur force maximale. L'analyse des résultats a démontré que le mouvement d'extension sagittale produisait plus de signal EMG au niveau des erector spinae. L'extension latérale serait au second rang alors que la rotation provoquerait une activation musculaire relativement faible. Quant au rectus abdominus, la flexion produisit un EMG supérieur suivie de l'extension latérale. L'obliquus externus abdominis, quant à lui, fut surtout sollicité lors des mouvements d'extension latérale, suivi respectivement par la flexion et la rotation du tronc. Cependant, comme les résultats de cette étude sont reliés à l'exécution de mouvements simples, aucune combinaison d'extension et de rotation n'a été mesurée. Il est donc difficile d'établir un lien entre ces mesures et les mouvements réels que le travailleur exécute en industrie. Pour mieux comprendre le travail de manutentionnaire, il faut étudier la combinaison des différents mouvements impliqués dans la tâche.

EMG en milieu de travail

Andersson & Ortengren.(1984), ont réalisé une étude dont l'objectif était d'utiliser l'électromyographie de surface pour mesurer le niveau de travail des muscles rachidiens dans certaines tâches de travail reliées à l'industrie automobile. Treize ouvriers travaillant sur une chaîne de montage ont été évalués par l'EMG avec des électrodes placées aux niveaux des vertèbres T8, L1 et L3 de chaque côté de la colonne vertébrale. Les charges de travail ont été calculées à partir de la valeur moyenne de l'amplitude du signal EMG rectifié et lissé. Les résultats ont démontré qu'il est possible d'enregistrer un signal EMG sans gêner le travailleur. Différentes tâches de travail ont entraîné des écarts d'amplitudes des signaux entre les muscles des régions thoracique et lombaire. Les différences entre les résultats ont laissé voir également qu'il est possible d'identifier des postures ou des postes de travail corrects ou incorrects. L'utilisation de l'EMG pourrait aussi servir dans la prévention des maux de dos en permettant de doser avec une certaine efficacité les charges de travail et ainsi éviter les problèmes à court ou à long terme.

Cependant, pour en arriver à quantifier objectivement le travail musculaire, l'analyse EMG devrait permettre de

quantifier en terme de pourcentage, le taux d'implication des muscles visés dans une tâche donnée.

Pourcentage d'utilisation musculaire

La plupart des études recensées dans la présente section, expriment leurs résultats en comparant les niveaux d'activation musculaire recueillis pour différentes conditions expérimentales ou de travail. Ce genre d'évaluation permet de voir l'évolution de la demande musculaire selon l'augmentation de la charge, ou encore selon différents mouvements. Par contre celle-ci ne permet pas de déduire si la personne utilise 30 % de sa capacité maximale pour exécuter le mouvement ou bien 70 %. Pour obtenir un tel pourcentage d'utilisation musculaire nous avons besoin d'une valeur de référence, c'est-à-dire de connaître le 100 % d'utilisation des muscles impliqués.

La technique du PUM a été utilisée dans des activités journalières par Normand (1988), et Richard (1985). Cette technique consiste, dans un premier temps, à mesurer l'EMG durant une contraction musculaire maximale dynamique dans le plan de mouvement où le muscle considéré est le plus sollicité. Cette procédure fournit une référence physiologique, c'est à dire 100% d'activation musculaire. Par la suite, on

recueille le signal EMG produit par le muscle au cours du mouvement à évaluer. On obtient le PUM en comparant l'activation musculaire de la tâche à celle obtenue pour la production de la force maximale dynamique. Ce PUM peut donc servir à contrôler la demande physiologique des muscles et estimer les contraintes que doivent supporter les articulations qu'ils meuvent.

Relation EMG et contraintes mécaniques

Plusieurs études ont tenté de mesurer le travail des muscles qui meuvent le tronc, en particulier celui des erector spinae par l'utilisation d'une technique électromyographique en faisant varier les conditions de charges et les mouvements du tronc. Ces études voulaient vérifier s'il y avait une relation entre l'EMG et d'autres mesures servant à évaluer les contraintes articulaires. Andersson, Ortengren et Nachemson (1977) ont mesuré l'effet d'une variation de charge de 0 à 300 N lorsque le tronc est en flexion de 30° sur la pression intra-abdominale (PIA), la pression intra-discale (PID) et l'activité myoélectrique (EMG) des muscles du dos. Ils ont aussi évalué l'influence d'une charge soulevée asymétriquement lors d'une extension latérale et avec une rotation du tronc sur les trois paramètres de mesure. De plus l'effet d'une charge de 200 N pour 5 angles de flexion du tronc différents (10°, 20°, 30°, 40°

et 50°) a aussi été mesuré. Les électrodes étaient placées à cinq niveaux de chaque côté de la colonne vertébrale soit à T4, T8, L1, L3 et L5. Les résultats laissent voir que la valeur des paramètres mesurés (PIA, PID et EMG) augmentaient tous avec l'élévation du poids de la charge externe à un angle fixe du tronc et avec l'accroissement de l'angle de flexion du tronc. Des relations linéaires ont été établies entre les trois paramètres mesurés. Durant les manipulations de charges avec des mouvements asymétriques du tronc, les valeurs de PIA, PID et EMG mesurées ont augmenté par rapport à celles obtenues pour des mouvements symétriques avec la même charge. L'augmentation du signal EMG provenait surtout du côté controlatéral au mouvement pour les électrodes placées au niveau lombaire (L1, L3 et L5) et ipsilatéral au mouvement pour celles de la région thoracique (T4 et T8). La pression intra-abdominale et intra-discale ainsi que l'amplitude du signal EMG étaient plus élevées quand le tronc était chargé en rotation que lors des extensions latérales.

Donc, quand on répartit symétriquement une charge entre les deux mains, les erector spinae et d'autres muscles responsables de la flexion et de l'extension sagittale exercent une pression bilatérale sur le disque. Cependant, si on soulève cette charge avec une seule main, les muscles du côté opposé à

la charge doivent se contracter davantage pour maintenir l'équilibre au niveau du tronc et contrebalancer le poids de la charge, ce qui a pour effet d'augmenter la pression exercée sur les disques intervertébraux.

Une étude de Freivalds, Chaffin, Garg et Lee, (1984) a comparé l'EMG des erector spinae recueilli au niveau de L3/L4 avec les forces de compression appliquées au niveau de L5/S1 lors d'un soulever de charge symétrique. Ces forces étaient calculées à partir d'un modèle biomécanique à 7 segments et à 6 articulations dont celle de L5/S1. Les résultats ont montré des corrélations significatives entre ces deux mesures qui confirment la relation entre la force de compression à L5/S1 et l'activité myoélectrique des erector spinae. Donc, pour des situations similaires en industrie, cette relation implique que l'EMG peut être utilisé non seulement comme une indication indirecte de la force de contraction des muscles, mais aussi pour exprimer les forces de compression ressenties au niveau lombaire lors des soulèvements de charges dynamiques.

METHODOLOGIE

Sujets et tests d'évaluation

Douze sujets masculins, ayant une moyenne d'âge de 25 ans avec un poids moyen de 72.3 kg et une taille moyenne de 178.4 cm, ont participé à l'expérimentation. Dans le but d'éliminer la possibilité de mesurer un sujet avec une pathologie au niveau de la colonne vertébrale, chacun d'entre eux doit répondre préalablement à un anamnèse visant à l'évaluation subjective de leur efficacité articulaire et musculaire (voir questionnaire en annexe). Les sujets doivent subir des tests d'amplitudes articulaires au niveau du tronc, et le test de Lasèque, pour dépister la présence d'une hernie. Un autre test consiste en une évaluation de la posture à l'aide d'un Metrecom. Cet appareil permet de repérer les apophyses épineuses des vertèbres pour ensuite les représenter dans l'espace sur différents plans. Dans le plan sagittal, il est possible de percevoir une lordose ou une cyphose exagérée alors que dans le plan frontal, une scoliose peut être identifiée et évaluée. Par conséquent, si l'un des sujets avait présenté une anomalie quelconque, il aurait été exclu de l'expérience et remplacé par un autre sujet.

Plan expérimental

L'étude comporte 30 conditions expérimentales obtenues par les combinaisons des trois charges, des deux angles de flexion du tronc, et des cinq angles de rotation, qui sont manipulés aléatoirement à l'aide d'un programme informatique. L'ordre de présentation des séries est permuté pour contrôler les erreurs pouvant être reliées à la fatigue et à un effet de séquence. Dans un premier temps nous tenons compte uniquement de la charge (A) pour manipuler les conditions expérimentales. De cette façon nous obtenons six présentations de séries différentes telles que résumées dans le Tableau 1.

Tableau 1

Permutation des conditions de charges pour les six premiers sujets

Présentations Séries	1 ^{ère}	2 ^{ème}	3 ^{ème}	4 ^{ème}	5 ^{ème}	6 ^{ème}
1 ^{ère}	A1	A1	A2	A2	A3	A3
2 ^{ème}	A2	A3	A1	A3	A1	A2
3 ^{ème}	A3	A2	A3	A1	A2	A1

Par la suite on tente de réduire l'effet de séquence pouvant survenir dans l'ordre de présentation des variables B et C à l'intérieur de chaque série en les disposant à l'aide d'un tirage au sort. Ce tirage doit être fait pour chacune des séries et refait d'un sujet à l'autre. Le tableau 3.2 présente un exemple de séquences expérimentales où les variables B et C furent réparties au hasard.

Tableau 2

Exemple d'une séquence expérimentale pour un sujet

PREMIERE SERIE	DEUXIEME SERIE	TROISIEME SERIE
A1-B2-C1	A2-B1-C2	A3-B1-C5
A1-B2-C5	A2-B2-C4	A3-B1-C1
A1-B1-C2	A2-B2-C5	A3-B2-C2
A1-B1-C3	A2-B2-C2	A3-B1-C4
A1-B1-C1	A2-B1-C1	A3-B1-C2
A1-B1-C4	A2-B1-C3	A3-B2-C3
A1-B1-C5	A2-B2-C1	A3-B2-C5
A1-B2-C4	A2-B1-C4	A3-B2-C4
A1-B2-C3	A2-B2-C3	A3-B2-C1
A1-B2-C2	A2-B1-C5	A3-B1-C3

Où les variables sont les suivantes:

- | | |
|--------------------|----------|
| A - Poids | 1- 20 N |
| | 2- 98 N |
| | 3- 196 N |
| B - Angle du tronc | 1- 0° |
| | 2- 30° |

- C- Mouvement du tronc
- 1- Soulevé sagittal 0°
 - 2- Soulevé en torsion 30°
 - 3- Soulevé en torsion 45°
 - 4- Soulevé en torsion 60°
 - 5- Soulevé en torsion 90°

Muscles

Les muscles impliqués dans cette étude sont les erector spinae gauche et droit, les latissimus dorsi gauche et droit et les obliquus externus abdominis droit et gauche. Avant la pose des électrodes, la peau est préalablement lavée à l'aide d'un tampon alcoolisé et les électrodes sont disposées sur la partie superficielle du muscle selon les références anatomiques de Delagi (1978). Pour les erector spinae les électrodes étaient placées à 3 cm de chaque côté de l'apophyse épineuse de la vertèbre L3. Pour les latissimus dorsi, l'emplacement des électrodes se situait à trois largeurs de doigt à partir de l'aisselle, sur la partie postérieure du repli axillaire. Dans le cas des obliquus externus abdominis, les électrodes étaient placées à 5 cm des crêtes iliaques vers l'intérieur. Pour tous les muscles, les électrodes sont disposées de façon à suivre l'orientation des fibres musculaires.

Description des tâches

Pour le soulevé sagittal, le sujet doit lever une charge placée devant lui et l'amener vers son abdomen dans une position agréable de transport avant de la déposer à son point de départ (Figure 1, A). Dans les soulevés en torsion, le sujet doit prendre par exemple une charge à 45° sur sa gauche et la transporter vers la droite sur un arc de cercle de 90° avant de la déposer (Figure 1, B). Donc si la charge est placée à 90° , elle doit parcourir un arc de cercle de 180° (Figure 1, C).

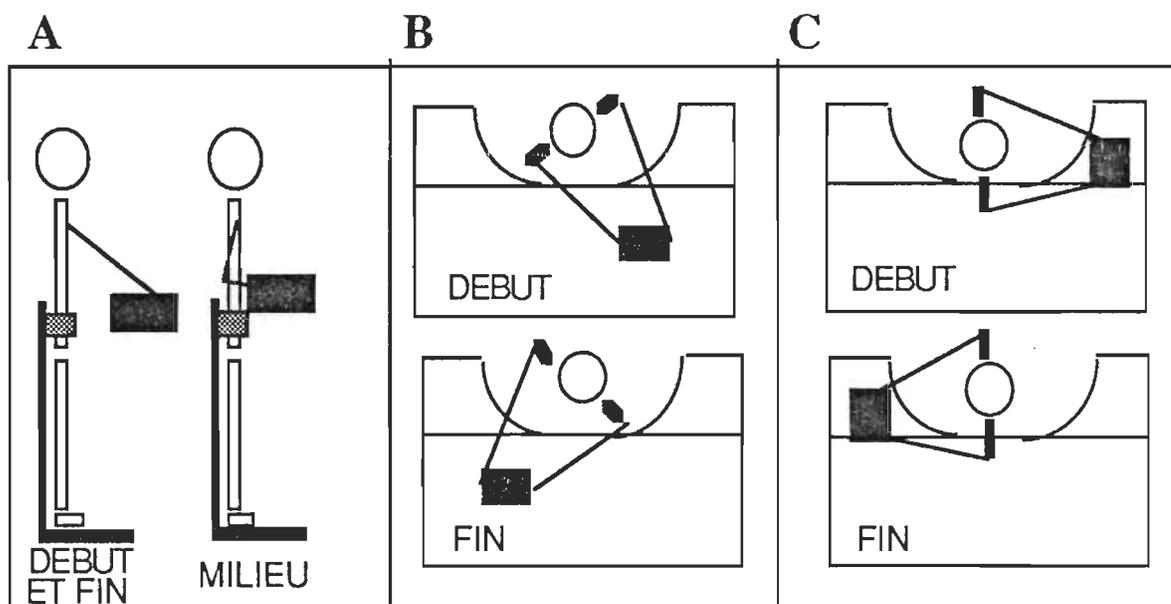


Figure 1 Cette figure montre trois exemples de mouvement que les sujets doivent exécuter pendant l'expérimentation pour un soulevé sagittal (A) et avec une rotation du tronc (B et C).

La vitesse de mouvement du sujet avec la charge doit être exécutée selon un temps défini pour chaque condition. Pour les mouvements en torsion ce rythme doit correspondre à une vitesse de 40° s avec un écart accepté dans le temps de mouvement total de ± 250 ms. Par conséquent, pour un mouvement angulaire où l'arc de cercle à parcourir est de 90° et la condition de l'angle de rotation est de 45° , le sujet a entre 2 et 2.5 s pour transporter la charge d'une base à l'autre. Au niveau du soulevé sagittal, le sujet dispose de 1.5 à 2 s pour réaliser le mouvement quand le tronc est droit et de 2 à 2.5 s quand il était incliné à 30° .

Quand les séries sont terminées, le sujet exécute des tests de force maximale, dans un plan de mouvement spécifique à chacun des muscles impliqués dans l'étude. Toutes les épreuves maximales sont réalisées avec des contractions musculaires dynamiques pour produire un EMG relatif aux mouvements utilisés dans cette étude. Pour obtenir une contraction maximale des erector spinae, le sujet doit réaliser des extensions du tronc sur un dynamomètre isotonique (*Dynatrac-Medex Inc*). La charge maximale est appliquée à la hauteur des épaules et l'axe de rotation du bras de levier est placé au niveau de l'articulation L5/S1. Le sujet est en position assise et l'angle de flexion au niveau du tronc

est de 30° (Figure 2, A). Pour les latissimus dorsi, le sujet a le bras en abduction à 90° et le coude fléchi (Figure 2, B). Celui-ci doit effectuer une adduction sur un bras de levier dont la base d'appui se situe sous le coude et l'axe de rotation à l'articulation gléno-humérale. Pour obtenir l'amplitude du signal EMG maximum des obliques externus abdominis, le sujet doit réaliser un redressement assis en croisé (du coude droit au genou gauche) avec une charge appliquée à l'épaule. Cependant, comme le signal EMG, produit par les obliques externus abdominis durant le mouvement et visant à évaluer les latissimus dorsi, fut supérieur à celui enregistré lors des redressements assis en croisé, celui-ci est donc retenu pour le calcul de PUM de ces muscles abdominaux.

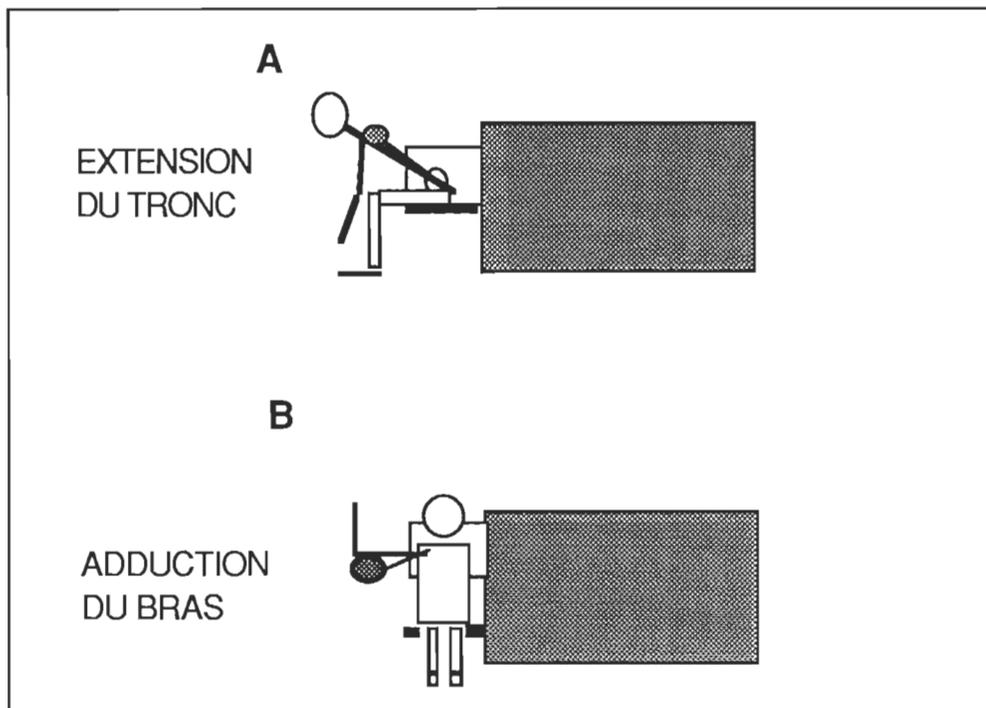


Figure 2. Deux mouvements exécutés lors de contractions maximales volontaires pour l'erector spinae (A), le latissimus dorsi et l'obliquus externus abdominis (B).

Appareillage et analyse du signal EMG

Pour contrôler la vitesse de mouvement du sujet avec la boîte, le début et la fin du mouvement sont obtenus au moyen de plaques de contacts, fixées sous la boîte et sur les bases de départ et d'arrivée de la table, qui sont tous reliées à un chronomètre. Lorsque la boîte quitte la table, la différence de voltage produite actionne le chronomètre qui s'arrête avec le retour au voltage initial que provoque le dépôt de la boîte sur la table.

Pour obtenir l'angle de flexion désiré au niveau du tronc, la hauteur de la table est ajustable par le biais de tréteaux de différentes grandeurs. Les mouvements du pelvis et l'implication des membres inférieurs sont enrayés au moyen d'une ceinture de cuir de 12 cm de largeur disposée à la hauteur des hanches, juste en-dessous des crêtes iliaques supérieures. Celle-ci est fixée à un support postérieur dont la base se situe sous les pieds du sujet. Les 3 charges ont toutes la même dimension soit 34 cm par 49 cm de surface et 11 cm de hauteur avec des poignées à 5 cm de la base.

Les fils des électrodes sont pontés sur la peau à l'aide de ruban adhésif chirurgical pour limiter les artéfacts. Un appareil Grass (Série 5 à 4 canaux) et un Nihon Kohden (2 canaux) servent à l'amplification des signaux électromyographiques bruts qui sont, par la suite, filtrés par une bande passante de 30-600 Hz. Ces signaux sont par la suite rectifiés et filtrés à nouveau, dans le but d'obtenir l'enveloppe linéaire du signal électromyographique à une fréquence de coupure de 6 Hz. Puis les signaux sont enregistrés par un ordinateur IBM via un convertisseur analogue-numérique de 12 bits (*Watscope-Northern Digital*). La fréquence d'échantillonnage des signaux est fixée à 100 hz. L'état brut des différents signaux recueillis est vérifié avant

le début de la séance dans le but de dépister la présence d'artéfacts.

L'activité EMG produite par une contraction musculaire demeure une mesure relative à chaque personne. Des facteurs tels que l'adiposité des sujets et une légère variation de l'emplacement des électrodes de surface peuvent faire varier l'intensité du signal. Aussi, comme les gens ont des capacités musculaires différentes, l'enregistrement d'un voltage similaire entre deux sujets, pour une même tâche, ne veut pas nécessairement dire qu'ils utilisent tous les deux la même force. C'est pourquoi l'utilisation du pourcentage d'utilisation musculaire s'avère essentielle pour rendre les mesures encore plus précises.

Les signaux EMG des six muscles sont recueillis simultanément pour chacun des trois essais de chacune des conditions expérimentales. Dans les tâches où il y a une rotation du tronc, seul le signal d'un mouvement de gauche à droite est enregistré. L'EMG maximum pour chaque muscle est obtenu en faisant la moyenne de l'amplitude maximale du signal des trois essais pour chaque condition. À partir d'un traitement informatique, les valeurs EMG enregistrées pour un muscle, à l'intérieur d'un même essai, sont comparées afin d'en faire ressortir le plus haut niveau du signal d'un essai. Cette

valeur est additionnée avec celle des deux essais de la même condition expérimentale et divisée par le nombre d'essais pour obtenir la valeur moyenne. Par la suite, ces résultats EMG, pour chaque muscle, sont comparés à ceux obtenus lors des test de force maximale pour déterminer à quel pourcentage le muscle travaillait à l'intérieur de chacune des conditions. Par la suite, les résultats obtenus sont soumis à une analyse de variance pour mesurer les différences significatives entre les conditions expérimentales pour chacun des muscles impliqués.

Procédures

À son arrivée dans le laboratoire le sujet doit, dans un premier temps, remplir le test d'évaluation de sa condition articulaire et musculaire. Par la suite il est soumis à un examen de la colonne vertébrale à l'aide du *Metrecom*. Nous procédons à la pose des électrode si les tests ne présentent aucune anomalie ou contre-indication pouvant altérer la qualité des essais ou encore affecter la santé du sujet .

Lorsque le sujet est en place dans son environnement expérimental (Figure 3), il est stabilisé au pelvis par le biais de la ceinture. La hauteur des tréteaux est ajustée pour convenir aux deux conditions de l'angle de flexion au niveau du tronc lors d'un soulever sagittal. Afin de vérifier si

l'amplification des signaux EMG est adéquate et éviter une saturation des signaux pendant l'expérimentation, le sujet doit réaliser un essai avec la condition expérimentale où il meut une charge de 196 N avec un mouvement de rotation à partir d'un angle de 90° et une inclinaison du tronc de 30°. Par la suite, celui-ci réalise les 30 conditions expérimentales en suivant un plan comme celui décrit précédemment dans le Tableau 2. Le sujet doit réaliser trois essais réussis par condition. À la fin de chaque série de manipulation de charge, le sujet prend 10 minutes pour s'asseoir et relaxer afin d'éviter de ressentir trop de fatigue. Quand les trois séries sont terminées, le sujet exécute les tests de force volontaire maximale.

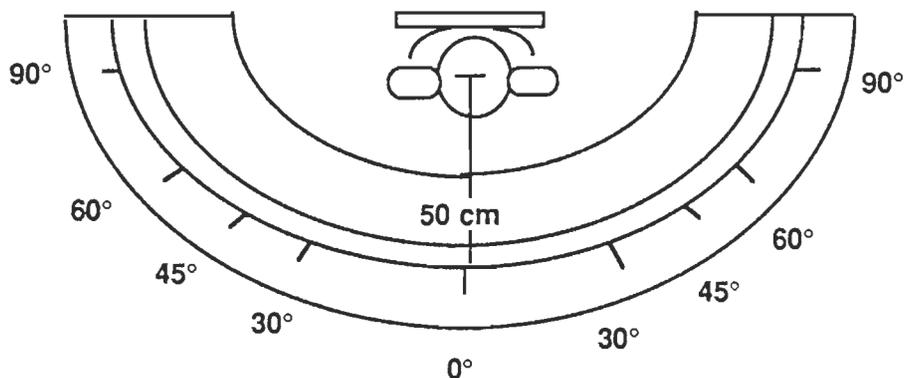


Figure 3 Position d'un sujet dans son environnement à partir d'une vue dans le plan transversal.

RESULTATS

Les résultats sont présentés en pourcentage d'utilisation musculaire (PUM) pour les six muscles étudiés. Dans un premier temps, chaque muscle est présenté séparément selon les effets isolés et combinés des variables indépendantes (la charge, l'angle de flexion et l'angle de rotation du tronc). Seuls, les résultats avec des analyses de variances où $p < 0.05$ sont présentés dans cette section. Aussi, il est nécessaire de rappeler que, lors des manipulations avec une rotation du tronc, les signaux EMG sont enregistrés pour les mouvements de gauche à droite uniquement. Par la suite, pour mieux percevoir l'implication des structures étudiées, les comparaisons des muscles ipsilatéraux sont expliqués pour chacune des trois variables indépendantes.

Erector spinae droit

Effets isolés des variables indépendantes

L'analyse des résultats laisse voir que l'erector spinae droit est très sensible aux différentes conditions expérimentales utilisées dans cette étude. Avec l'accroissement de la charge, les différences de PUM

produisent des effets significatifs avec un $F(2, 20) = 35.23$, $p < 0.001$. La Figure 4 présente l'évolution constante du PUM en relation avec l'augmentation de la charge qui donne une corrélation de $r = 0.96$.

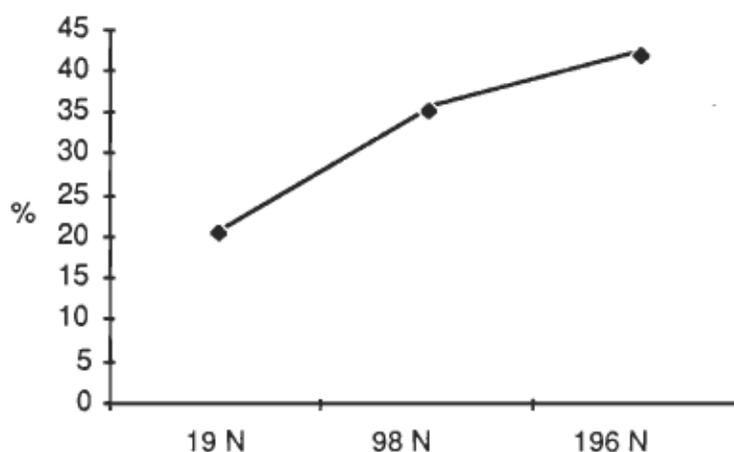


Figure 4 Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour l'erector spinae droit.

En ce qui concerne l'influence de l'inclinaison du tronc, la flexion de 30° entraîne une augmentation significative de la demande musculaire, $F(1, 10) = 66.68$, $p < 0.001$. La Figure 5 montre l'augmentation du PUM de 8.9 % causée par des manipulations de charge avec le tronc incliné à 30° .

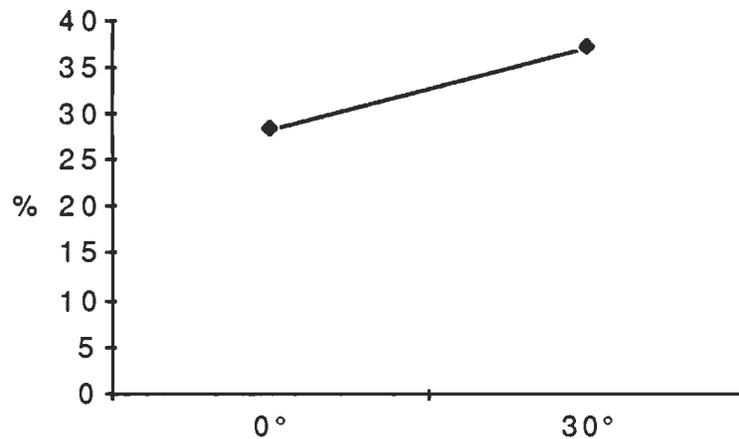


Figure 5 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angle de rotation pour l'erector spinae droit.

Pour la rotation du tronc, les différences entre les variations d'angles donnent un $F(4, 40) = 18.00$, $p < 0.001$. À la Figure 6, le PUM augmente avec l'accroissement de l'angle de 0° à 60°, mais celui-ci tend vers une diminution à 90°. L'analyse de régression donne un $r = 0.78$ de 0° à 90°, mais obtient un $r = 0.98$ de 0° à 60°.

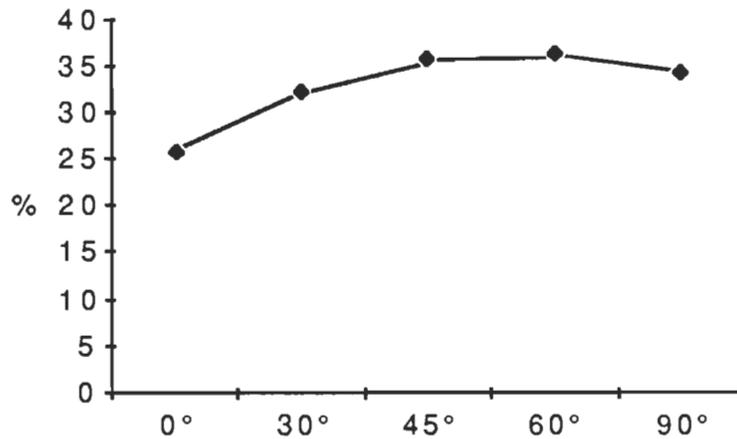


Figure 6 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angle de flexion du tronc pour l'erector spinae droit.

Effets combinés des variables indépendantes

La combinaison de la charge et de l'angle de flexion du tronc laisse voir des effets légèrement significatifs avec un $F(2,20) = 3.72$, $p < 0.05$. Les résultats présentés à la Figure 7 montrent que l'augmentation de la charge entraîne un accroissement du PUM et que l'inclinaison du tronc amplifie l'effet de la charge.

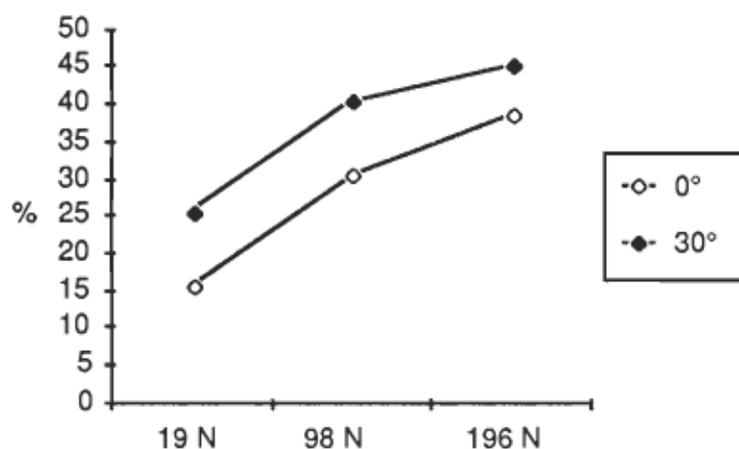


Figure 7 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différentes charges et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation pour l'erector spinae droit.

Si l'on combine la charge avec l'angle de rotation, on obtient un $\underline{E}(8, 80) = 5.36$, $\underline{p} < 0.001$. La Figure 8 laisse voir que la variation de l'angle de rotation entraîne l'augmentation des PUM jusqu'à 60° suivie d'une baisse à 90°. Les trois charges produisent des niveaux différents des PUM à tous les angles de rotation.

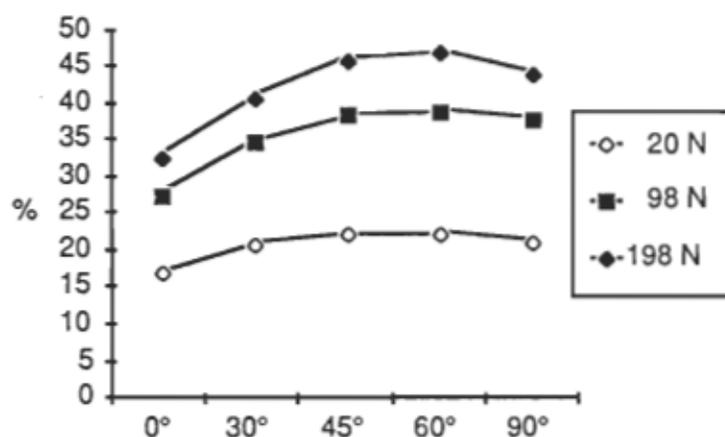


Figure 8 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'erector spinae droit.

La combinaison de l'angle de rotation avec l'angle d'inclinaison du tronc donne aussi des différences significatives, $E(4, 40) = 4.37$, $p < 0.005$. La Figure 9 montre deux courbes légèrement différentes l'une de l'autre à cause de la baisse du PUM quand l'angle de rotation est de 60° et que les sujets ont le tronc droit (0° d'inclinaison).

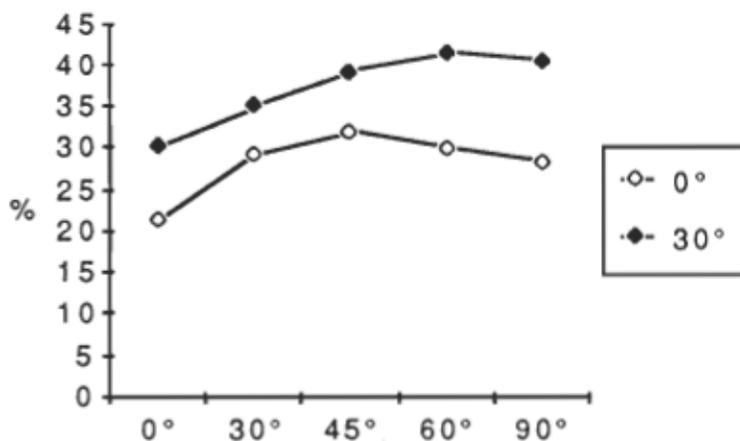


Figure 9 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des trois conditions de charges pour l'erector spinae droit.

Erector spinae gauche

Effets isolés des variables indépendantes

Pour l'erector spinae gauche, l'augmentation de la charge entraîne un accroissement significatif de la demande du PUM avec un $F(2, 14) = 23.41$, $p < 0.001$. La Figure 10 présente l'évolution de la demande musculaire par rapport à la charge manipulée qui donne un $r = 0.98$.

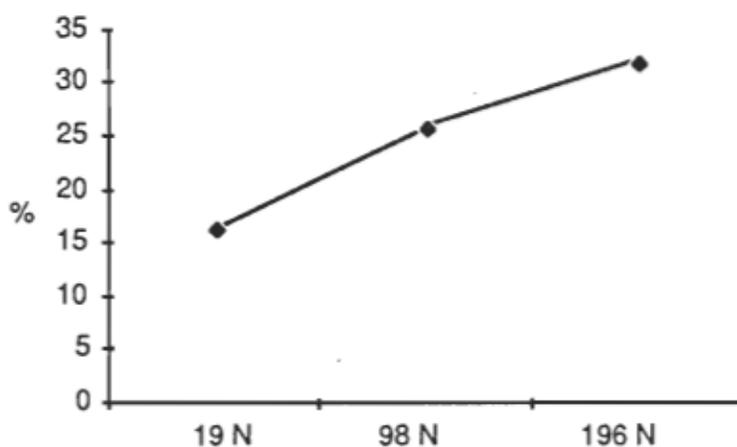


Figure 10 Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche.

Pour l'angle de flexion du tronc, la variation de 0° à 30° entraîne une différence significative avec un $F(1,7) = 24.05$, $p < 0.005$. La Figure 11 présente le PUM de l'erector spinae gauche selon l'angle de flexion du tronc.

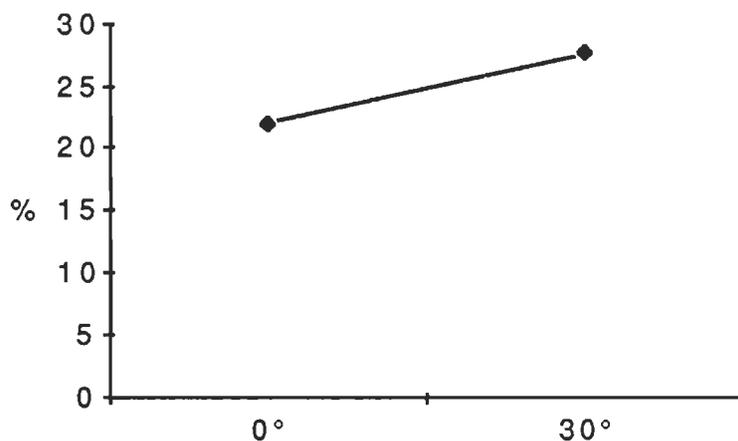


Figure 11 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angle de rotation pour l'erector spinae gauche.

L'autre variable manipulée, où l'on obtient des différences significatives est l'angle de rotation avec un $F(4, 28) = 17.5, p < 0.001$. La Figure 12 montre les PUM qui correspondent à l'angle de rotation avec un coefficient de corrélation $r = -0.88$. On remarque un PUM plus élevé (28 %) lorsque le mouvement est à 0° (soulevé sagittal).

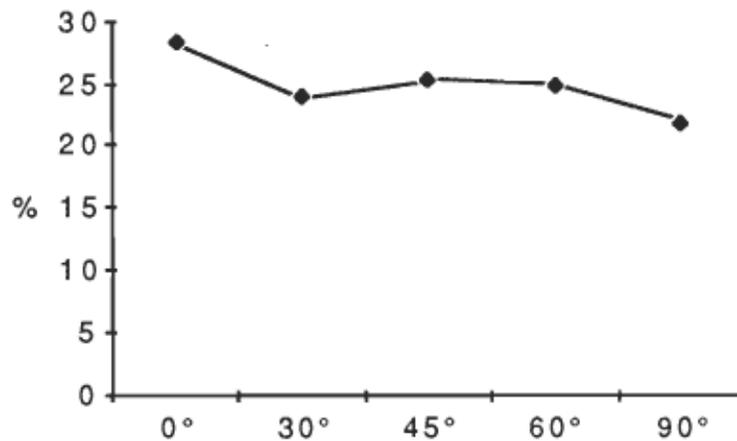


Figure 12 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angles de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche.

Effets combinés des variables indépendantes

Pour la combinaison de la charge et de l'angle de flexion du tronc, l'analyse de variance donne des différences significatives entre les conditions, $F(2, 14) = 4.28$, $p < 0.05$. La Figure 13 laisse voir que l'inclinaison du tronc à 30° accentue les PUM obtenus par les sujets.

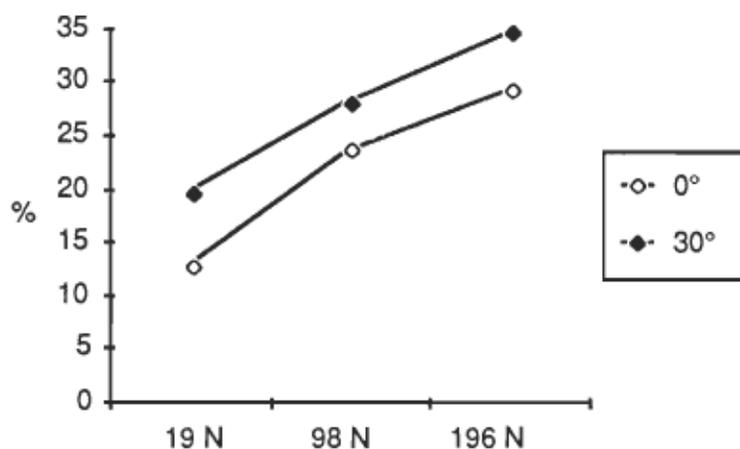


Figure 13 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différentes charges et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation pour l'erector spinae gauche.

L'effet combiné découlant de la variation de charges et de l'angle de rotation donne des différences significatives avec un $F(8, 56) = 7.94$, $p < 0.001$. La Figure 14 laisse percevoir trois tracés différents produits par la variation des deux variables.

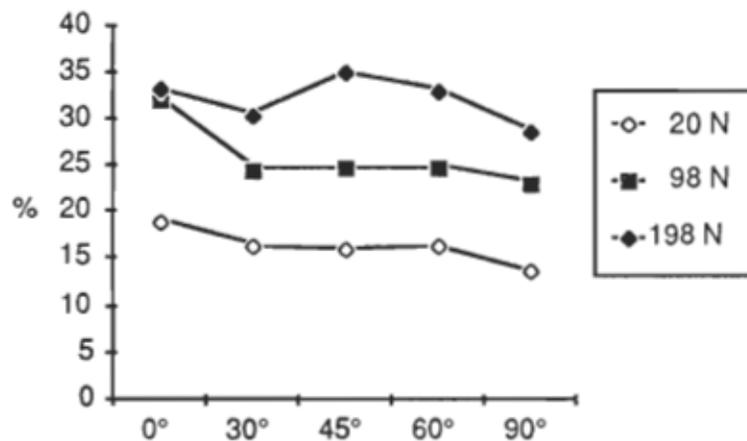


Figure 14 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche.

L'autre effet combiné qui obtient des résultats significatifs provient de la variation de l'angle de flexion du tronc et de l'angle de rotation avec un $F(4, 28) = 7.6, p < 0.005$. La Figure 15 présente les PUM obtenus par les sujets par la variation des deux variables. Quand l'angle de rotation est de 0° les résultats laissent voir des résultats supérieurs pour les deux conditions d'angle de flexion. L'inclinaison amplifie le PUM de l'erector spinae gauche.

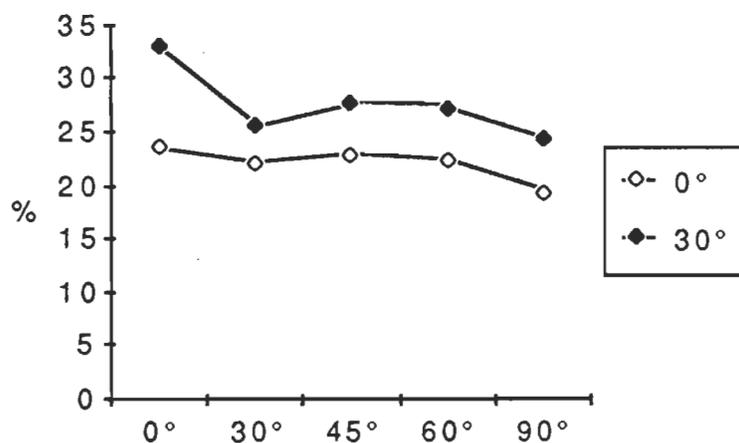


Figure 15 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des trois conditions de charges pour l'erector spinae gauche.

Latissimus dorsi droit

Effets isolés des variables indépendantes

Pour le latissimus dorsi droit, l'analyse statistique sur l'influence de la charge laisse voir des différences significatives entre les trois conditions avec un $F(2, 16) = 19.67$, $p < 0.001$. La Figure 16 présente les PUM du latissimus dorsi droit relatifs aux trois conditions de charges qui obtiennent un $r = 0.96$.

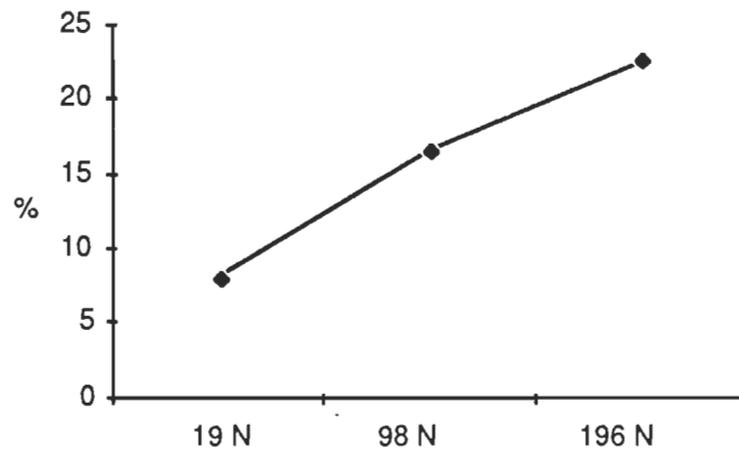


Figure 16 Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour le latissimus dorsi droit.

Pour l'analyse de l'angle de flexion du tronc, on obtient un $E(1, 8) = 5.91$, $p < 0.05$. L'augmentation du PUM du latissimus dorsi droit, lors d'une manipulation avec 30° de flexion, est présentée à la Figure 17.

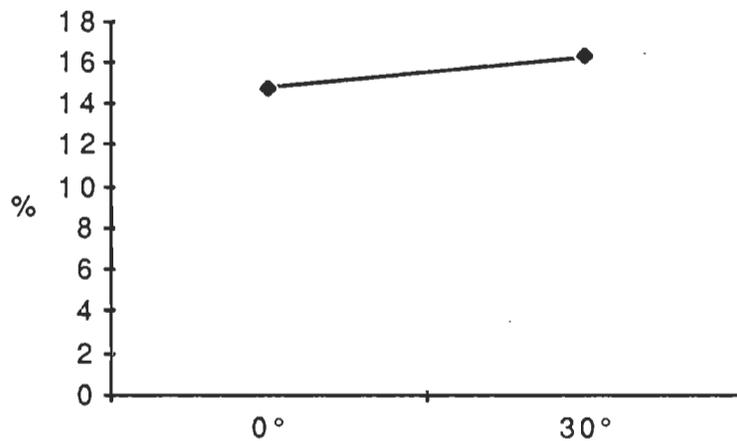


Figure 17 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angle de rotation pour le latissimus dorsi droit.

Pour l'angle de rotation, l'analyse des PUM pour le latissimus dorsi droit laisse voir une variance significative, $F(4, 32) = 29.34$, $p < 0.001$. La Figure 18 présente les résultats obtenus pour les différents angles avec une corrélation de $r = 0.95$. Dans cette figure, on remarque l'accroissement du PUM qui semble plus prononcé de 60° à 90°. Ce qui révèle que la torsion semble impliquer davantage l'action du latissimus dorsi.

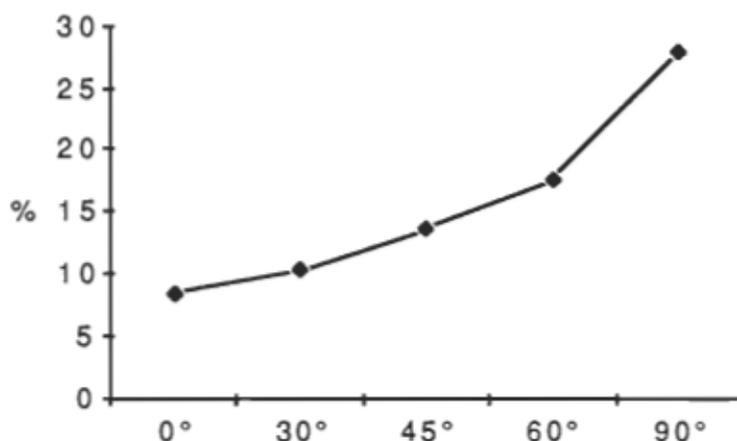


Figure 18 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angles de flexion du tronc pour le latissimus dorsi droit.

Effets combinés des variables indépendantes

Lorsque l'on combine les charges et l'angle de rotation du tronc pour le latissimus dorsi droit, on retrouve encore des différences très significatives, $F(8, 64) = 5.57$, $p < 0.001$. La Figure 19 laisse voir cette augmentation marquée du PUM de 60° à 90° pour les différentes conditions de charges. On remarque aussi que pour la charge de 198 N, l'augmentation de la demande du PUM s'accroît à 45°. Donc pour des mouvements similaires où l'angle de rotation est le même, il semble que le latissimus dorsi peut être sollicité davantage en fonction de la charge.

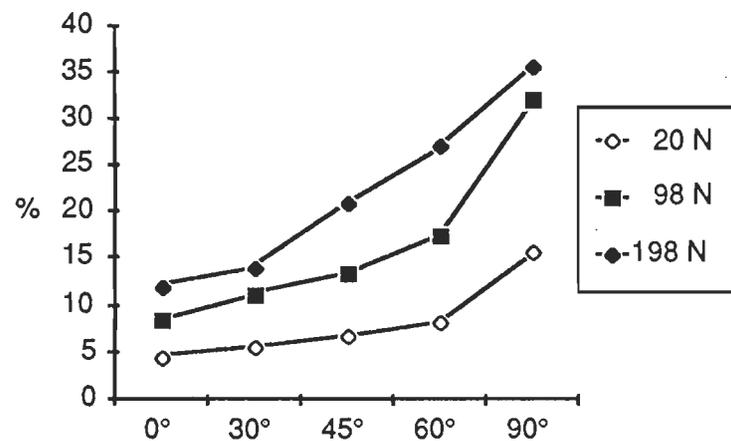


Figure 19 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour le latissimus dorsi droit.

Latissimus dorsi gauche

Effets isolés des variables indépendantes

Pour le latissimus dorsi gauche, l'analyse statistique des différences produites par les trois conditions de charge laissent voir des résultats significatifs avec un $F(2, 8) = 5.72$, $p < 0.05$. La Figure 20 montre comment le PUM s'accroît avec l'augmentation de la charge pour donner un coefficient de corrélation $r = 0.99$.

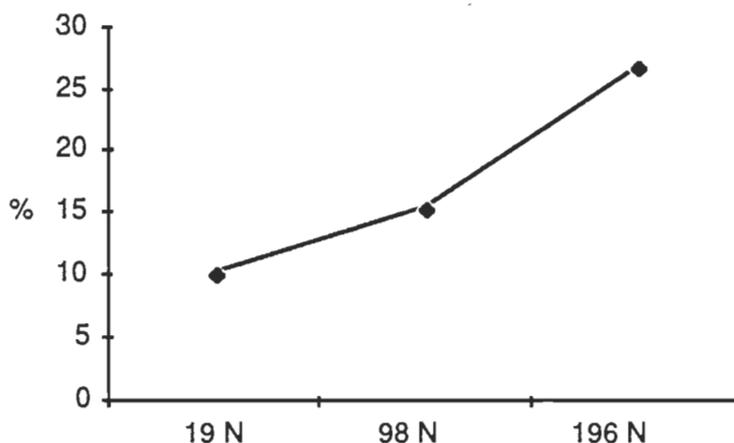


Figure 20 Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour le latissimus dorsi gauche.

L'autre variable qui entraîne des différences significatives est l'angle de rotation avec un $F(4, 16) = 7.04$, $p < 0.01$. La Figure 21 présente une relation entre le PUM et l'angle de rotation linéaire avec un $r = 0.91$.

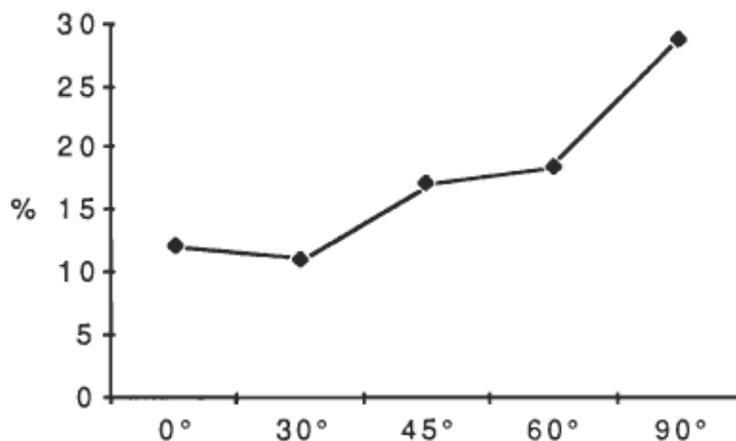


Figure 21 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angles de flexion du tronc pour le latissimus dorsi gauche.

Effets combinés des variables indépendantes

Pour le latissimus dorsi gauche, la seule combinaison qui obtient des différences légèrement significatives est celle formée par la charge et l'angle de rotation avec un $F(8, 32) = 2.17$, $p < 0.05$. La Figure 22 laisse voir que les charges de 20 N et 98 N entraînent des augmentations du PUM relatives à l'accroissement de l'angle de rotation, mais que celle de 198 N présente un résultat surprenant à l'angle de 30°.

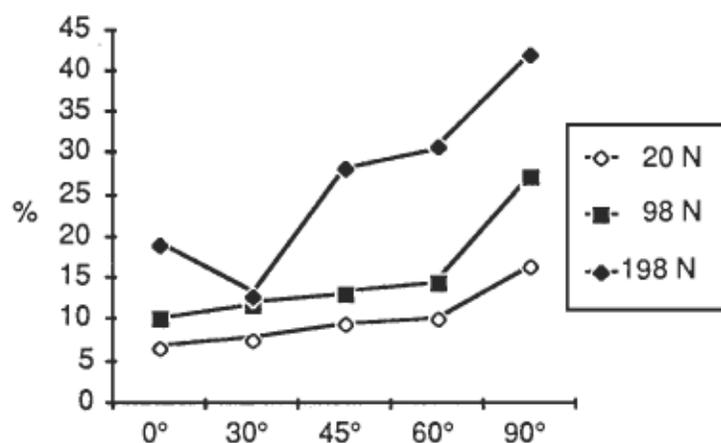


Figure 22 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour le latissimus dorsi gauche.

Obliquus externus abdominis droit.

Effets isolés des variables indépendantes

Pour l'obliquus externus abdominis droit, l'augmentation de la charge entraîne un accroissement significatif de la demande du PUM avec un $F(2, 20) = 25.35$, $p < 0.001$. La Figure 23 présente l'évolution de la demande musculaire par rapport à la charge manipulée avec une corrélation $r = 0.98$.

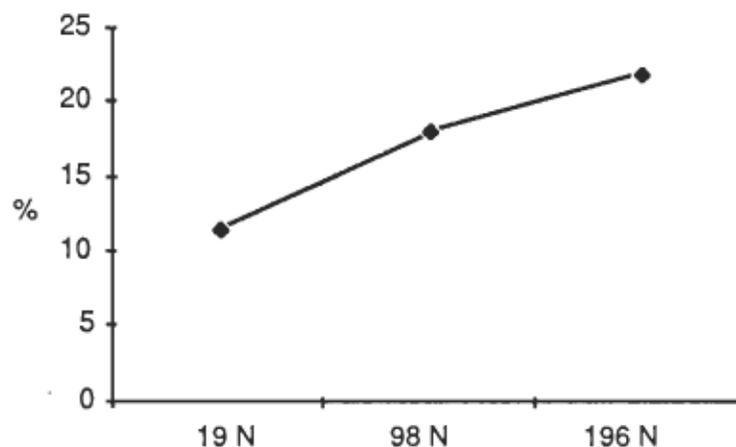


Figure 23 Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis droit.

L'autre variable manipulée où l'on obtient des différences significatives est l'angle de rotation avec un $F(4, 40) = 14.27$, $p < 0.001$. La Figure 24 montre l'augmentation du PUM correspondant à l'accroissement de l'angle de rotation où le coefficient de corrélation est de $r = 0.93$. On remarque une élévation marquée de la demande musculaire de 60° à 90° .

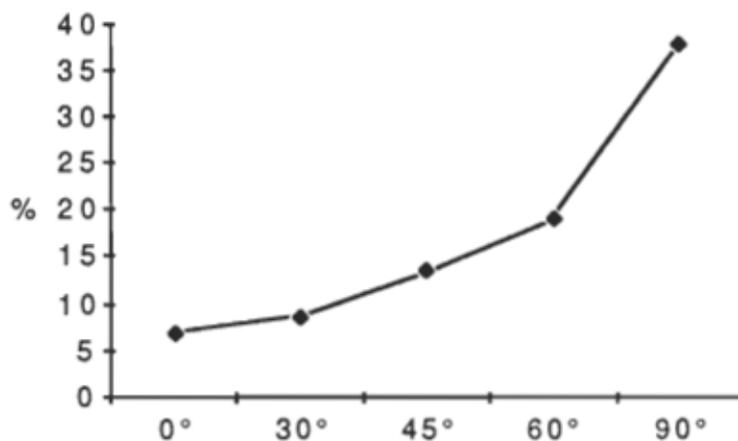


Figure 24 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angles de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis droit.

Effets combinés des variables indépendantes

Avec la combinaison de la charge et de l'angle de flexion du tronc, on obtient des différences significatives entre les conditions, $F(2, 20) = 6.83$, $p < 0.01$. La Figure 25 montre les PUM obtenus par les sujets pour l'obliquus externus abdominis droit. Ce qui est intéressant dans cette combinaison, c'est que l'angle de flexion du tronc produit une différence significative seulement pour la charge de 198 N avec un $F(1, 10) = 7.09$, $p < 0.05$.

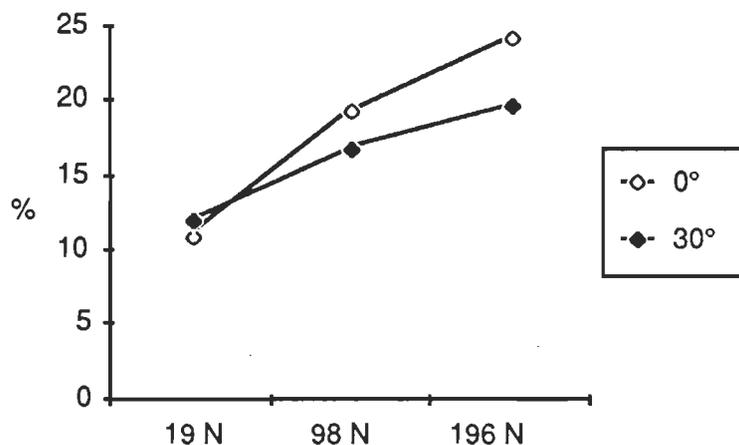


Figure 25 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différentes charges et de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation pour l'obliquus externus abdominis droit.

L'autre effet combiné qui obtient des résultats significatifs provient de la variation de charges et de l'angle de rotation, $F(8, 80) = 9.35$, $p < 0.001$. La Figure 26 montre que l'accroissement de l'angle de rotation entraîne des augmentations des PUM pour les trois conditions de charge.

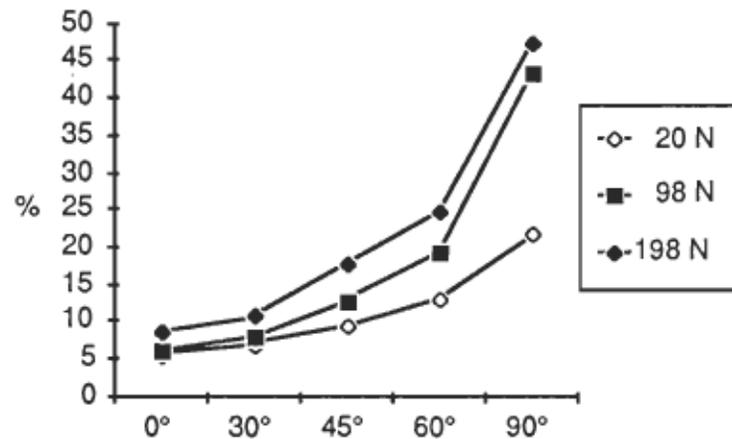


Figure 26 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis droit.

Obliquus externus abdominis gauche.

Effets isolés des variables indépendantes

Avec l'analyse de variance, seule la variable correspondant à l'angle de rotation laisse voir des différences significatives, $F(4, 32) = 6.31$, $p < 0.001$. La Figure 27 présente la progression du PUM par rapport à l'augmentation de l'angle de rotation. Cette progression semble linéaire puisque l'analyse de régression donne un $r = 0.94$.

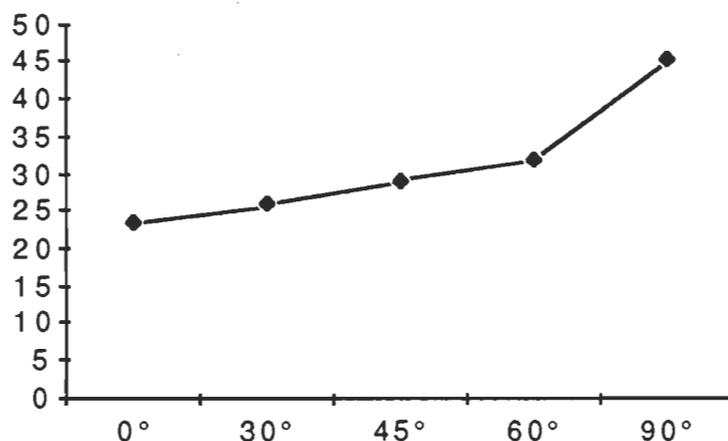


Figure 27 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charges et d'angles de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis gauche.

Effets combinés des variables indépendantes

Avec la combinaison de la charge et de l'angle de rotation on obtient des différences significatives avec un $F(8, 64) = 4.42$, $p < 0.001$. À la Figure 28 on remarque que la progression du PUM en fonction de l'augmentation de l'angle de rotation est similaire pour les trois conditions de charge.

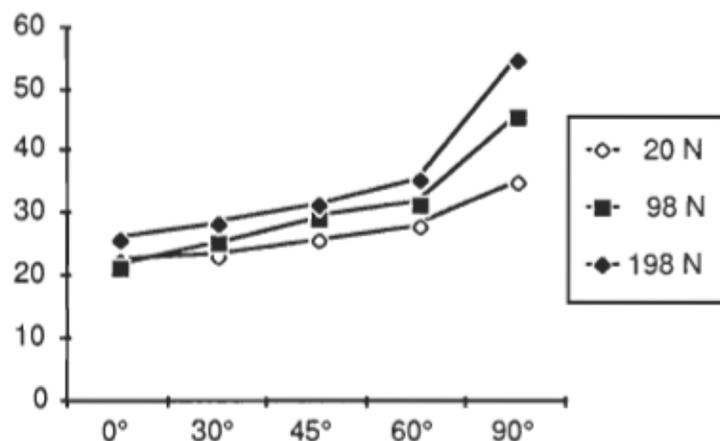


Figure 28 Moyennes des PUM des effets combinés en fonction des différents angles de rotation et des charges sans tenir compte des deux conditions d'angle de flexion du tronc pour l'obliquus externus abdominis gauche.

Comparaison des muscles ipsilatéraux pour les trois conditions de charge

L'effet de la charge entraîne une augmentation similaire pour les trois muscles du côté droit. Cependant la Figure 29 laisse voir que la demande musculaire est plus accrue pour l'erector spinae que celle du latissimus dorsi et de l'obliquus externus abdominis. En effet, pour l'ensemble des conditions avec une charge de 198 N, l'erector spinae obtient un PUM maximum de 43 % comparativement à 21 % pour les deux autres.

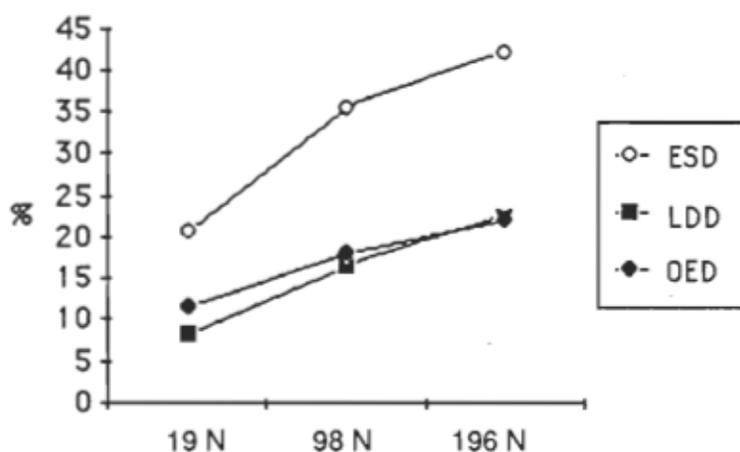


Figure 29 Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour les l'erector spinae droit (ESD), le latissimus dorsi droit (LDD) et l'obliquus externus abdominis droit (OED).

Pour les muscles du côté gauche, l'augmentation de la charge entraîne aussi un accroissement des PUM mais c'est l'obliquus externus abdominis gauche qui est le plus sollicité avec une demande qui varie de 27 % à 36 % (Figure 30). Pour l'erector spinae gauche le PUM est relativement plus faible que celui de son homologue de droite.

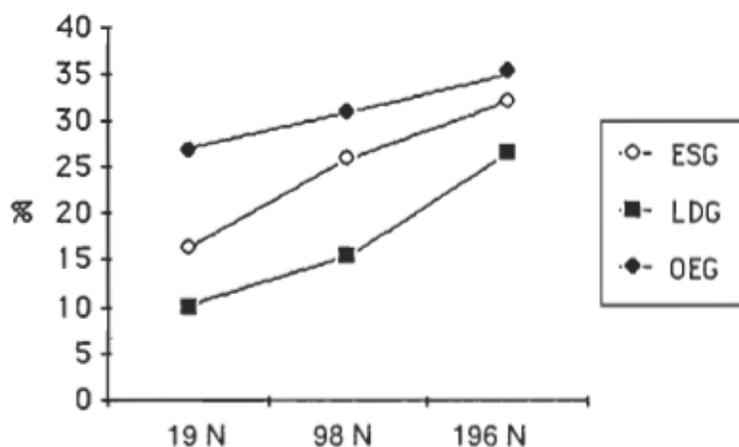


Figure 30 Moyennes des PUM en fonction des charges manipulées sans tenir compte des diverses conditions d'angle de rotation et de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche (ESG), le latissimus dorsi gauche (LDG) et l'obliquus externus abdominis gauche (OEG).

Comparaison des muscles ipsilatéraux pour les deux conditions de l'angle de flexion

L'inclinaison à 30° de l'angle du tronc pour manipuler une charge provoque une augmentation considérable seulement chez l'erector spinae droit et une autre relativement légère pour le latissimus dorsi droit (Figure 31). Pour l'obliquus externus abdominis droit, la flexion diminue le PUM.

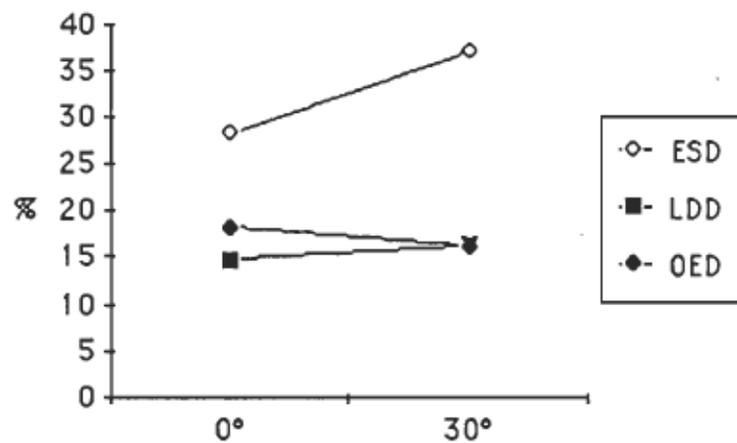


Figure 31 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angle de rotation pour l'erector spinae droit (ESD), le latissimus dorsi droit (LDD) et l'obliquus externus abdominis droit (OED).

Pour les muscles du côté gauche l'inclinaison du tronc à 30° provoque les mêmes variations que pour ceux du côté droit (Figure 32). Encore une fois, l'obliquus externus abdominis est celui qui obtient le plus haut PUM.

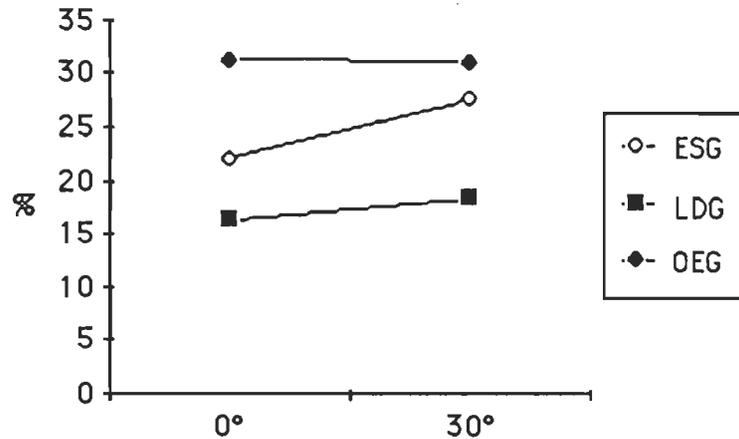


Figure 32 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de flexion du tronc sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angle de rotation pour l'erector spinae gauche (ESG), le latissimus dorsi gauche (LDG) et l'obliquus externus abdominis gauche (OEG).

Comparaison des muscles ipsilatéraux pour les cinq conditions de mouvement du tronc

Pour l'ensemble des muscles contro-latéraux au début du mouvement, c'est-à-dire du côté droit, la progression de l'angle de torsion entraîne une augmentation des PUM de 0° à 60° (Figure 33). De 60° à 90°, seul l'erector spinae droit connaît une baisse du PUM alors que celui du obliquus externus abdominis droit semble augmenter plus rapidement.

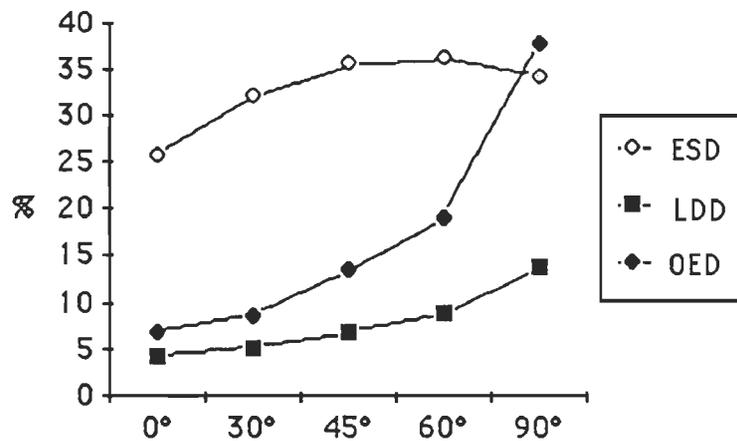


Figure 33 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour l'erector spinae droit (ESD), le latissimus dorsi droit (LDD) et l'obliquus externus abdominis droit (OED).

Pour les muscles du côté gauche, le latissimus dorsi et l'obliquus externus abdominis obtiennent des élévations des PUM en fonction de l'augmentation de l'angle, similaires à ceux de droite (Figure 34). Cependant, l'erector spinae gauche laisse voir une baisse relative à l'accroissement de l'angle puisque celui-ci obtient une pente négative.

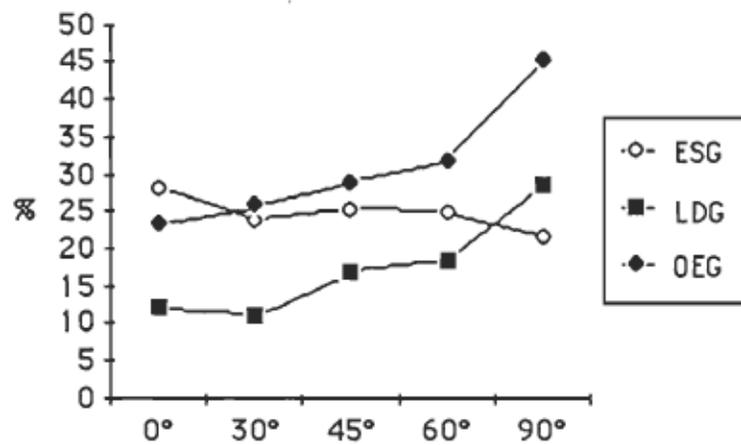


Figure 34 Moyennes des PUM en fonction de l'angle de rotation sans tenir compte des diverses conditions de charge et d'angles de flexion du tronc pour l'erector spinae gauche (ESG), le latissimus dorsi gauche (LDG) et l'obliquus externus abdominis gauche (OEG).

DISCUSSION

Influence de la charge

Globalement, les résultats obtenus laissent voir que l'augmentation de la charge accroît la demande musculaire mesurée par électromyographie de surface. En effet, pour tous les muscles étudiés, la relation entre la charge et le PUM est relativement constante, si l'on se réfère aux analyses de régression qui donnent des coefficients de corrélation supérieurs à 0.90. Ces résultats appuient ceux observés par Petrofsky, (1979), Bigland-Ritchie et Woods, (1974), Bouisset & Goubel, (1973), Andersson et al., (1977) et Schultz et al.,(1987).

En comparant le travail de chaque groupe musculaire, toujours en relation avec l'augmentation de la charge, les résultats laissent voir un PUM accru des erector spinae par rapport aux latissimus dorsi et obliquus externus abdominis. En effet, par leur fonction de muscles anti-gravité, les erector spinae sont plus sensibles aux variations de charges surtout lorsque la longueur du bras de résistance entre le centre de masse de l'objet soulevé et le centre de rotation au niveau des vertèbres L5-S1 est de 50 cm. Cette distance engendre donc

un bras de résistance qui vient amplifier l'effet de la charge en créant un moment de 98 Nm ($196 \text{ N} \times 0.5 \text{ m}$) pour la caisse plus lourde. Ce moment est important, considérant que les erector spinae ne bénéficient que d'un bras de levier de 0.06 m (Freivalds et al 1984). Donc si la force développée par les erector spinae était la seule disponible pour balancer cette charge, ces muscles devraient produire une force de 1633 N ($98 \text{ Nm} / 0.06 \text{ m}$) sans tenir compte du poids du tronc.

Pour les latissimus dorsi et les obliquus externus abdominis, l'accroissement des PUM, en fonction de la charge pour le soulever sagittal, laissent voir clairement que l'augmentation de leur activation musculaire vient aider le travail des erector spinae. Donc cela vient supporter l'hypothèse que le latissimus dorsi n'est pas simplement un adducteur de l'épaule (Basmajian,1976) mais aussi un muscle qui participe activement à mouvoir le tronc lors de manipulations de charges.

L'augmentation du PUM en fonction de la charge est différente pour les muscles d'un côté à l'autre. En effet, les muscles agissant du côté gauche, c'est-à-dire ceux qui servent à freiner le mouvement pour permettre le dépôt de la charge à un endroit précis lors de mouvements avec rotation du tronc, ont dans l'ensemble des PUM supérieurs à ceux observés du

côté droit. La question se pose à savoir si cette différence provient du fait que le latissimus dorsi et l'obliquus externus abdominis gauche sont plus sollicités lorsqu'ils agissent pour freiner un mouvement en torsion ou si cela est relié à un phénomène de prédominance des sujets latéralisés du côté droit. Il semble possible d'appuyer la deuxième alternative puisque 11 sujets sur 12 étaient droitiers. Par conséquent, cette augmentation des PUM de ces muscles serait attribuable au fait que les sujets droitiers utilisent surtout leurs bras droits pour mouvoir la charge, ce qui aurait pour effet de solliciter davantage les muscles dorsaux contra-latéraux du bras droit. Cependant, cet effet aurait dû normalement se produire au niveau de l'erector spinae gauche, mais les résultats laissent voir que le PUM est inférieur à celui observé du côté droit pour toutes les conditions de charge. Par conséquent, il faut considérer la première alternative comme probable. Cependant, l'étude actuelle ne permet pas de vérifier cette affirmation objectivement. Pour cela, l'étude aurait dû permettre de vérifier la vélocité angulaire du déplacement du tronc avec la charge et le moment d'inertie pour mesurer la quantité de momentum angulaire et le moment de force. Ainsi il serait possible d'estimer la force que doivent déployer les muscles pour arrêter le mouvement rotatoire du tronc avec la charge.

Influence de l'angle de flexion du tronc

Généralement, l'accroissement de l'angle du tronc sur laquelle est prise la charge entraîne une augmentation de la demande musculaire des erector spinae jusqu'à environ 60° de flexion (Floyd et Silver, 1955). Au-delà, de cet angle, ce sont les structures passives (ligaments et composantes élastiques musculaires) de la colonne vertébrale qui produisent la majeure partie de la tension pour maintenir l'équilibre ou balancer le tronc vers l'arrière (Frost, 1973). Les résultats obtenus dans cette étude permettent de vérifier que la flexion du tronc à 30° augmente significativement le PUM des erector spinae.. Dans l'étude, comme la longueur du bras de résistance (distance horizontale entre le centre de rotation de l'articulation L5-S1 du sujet et la charge) est toujours constante d'une condition à l'autre, cette augmentation du PUM doit nécessairement être reliée au transfert du centre de gravité du tronc vers l'avant, ce qui entraîne une augmentation de la charge pour les erector spinae. Pour les latissimus dorsi, seuls les résultats obtenus du côté droit laissent voir une différence significative. Cela vient encore renforcer l'idée que ce muscle est impliqué dans les mouvements du tronc.

Pour les obliquus externus abdominis, la flexion du tronc à 30° ne provoque aucune augmentation significative du PUM.

Au contraire, cela entraîne une légère diminution du PUM. Donc, il apparaît que lorsque le tronc est incliné vers l'avant à 30°, cela diminue la force de contraction des muscles abdominaux. Ces résultats appuient ceux qu'a obtenu Grew (1980), qui laissent voir que lors de la flexion du tronc dans le plan sagittal, l'accroissement de la charge augmente moins rapidement la pression intra-abdominale que lorsque le tronc est droit. Par conséquent, si cette flexion du tronc à 30° diminue les forces exercées par la pression intra-abdominale, pour favoriser l'extension du tronc, les muscles rachidiens doivent nécessairement travailler davantage pour redresser le tronc. Pour profiter de la pression abdominale durant des tâches de manutention, les travailleurs auraient avantage à travailler le tronc droit.

Influence de l'angle de rotation

D'après les résultats de cette étude, l'augmentation de l'angle de rotation entraîne un accroissement significatif de PUM pour tous les muscles sauf l'erector spinae gauche. Pour l'erector spinae droit cette progression du PUM en fonction de l'augmentation de l'angle a lieu entre 0° et 60°. Lorsque la charge est prise à 90° de rotation le PUM de ce muscle baisse. Il y a probablement deux facteurs qui peuvent influencer le travail de l'erector spinae droit quand l'angle de rotation est

de 90°. Premièrement, la torsion provoquée par ce mouvement a pour effet de générer une grande tension au niveau des structures passives du rachis lombaire qui limitent le mouvement des vertèbres (McGlashen et al, 1987). Cette tension qui doit être principalement produite par les ligaments capsulaire des facettes articulaires viendrait suppléer le travail des erector spinae, causant ainsi une diminution de leur activation musculaire. Deuxièmement, l'augmentation des PUM, pour les obliquus externus abdominis et les latissimus dorsi, semble démontrer l'implication de ces muscles qui participent davantage à mesure que l'angle de rotation du tronc se dirige vers les extrêmes. Cela est sûrement dû à leurs positions anatomiques. En effet, comme les muscles peuvent exercer une force uniquement dans le sens de l'alignement de leurs fibres et qu'ils doivent bénéficier d'un bras de levier pour balancer une force opposée, il semble évident que les charges prises en torsion impliquent davantage ces deux muscles. L'asymétrie du mouvement que l'on retrouve dans la torsion favorise l'efficacité des muscles contra-latéraux, en particulier lorsque ces muscles sont éloignés latéralement de l'axe de rotation qui est la colonne vertébrale. Ces résultats appuient ceux observés par Schultz et al. (1987) proposant que l'obliquus externus abdominis contra-latéral à une flexion latérale est très sollicité pour remettre le tronc droit. Donc,

lors de manipulations de charge avec rotation du tronc, les obliques externus abdominis ont une triple fonction qui est d'amorcer ou de freiner la rotation du tronc, de mouvoir la charge au début et à la fin du mouvement et de contribuer à produire une pression abdominale.

Influence de l'effet combiné de la charge et de l'angle de flexion du tronc.

Il a été mentionné précédemment que la flexion du tronc à 30° affectait surtout les muscles anti-gravité. L'effet d'interaction significatif de la charge avec l'angle de flexion pour les erector spinae appuie cette idée. En effet, la flexion du tronc entraîne une augmentation moyenne de 9.4 % du PUM pour chacune des charges, au niveau des deux erector spinae. Ces résultats rejoignent ceux observés par Andersson et al. (1977) montrant que la flexion du tronc à 30° et l'augmentation de la charge accroissent l'activation musculaire des erector spinae. Cependant, les résultats de cette étude laissent voir que l'inclinaison du tronc à 30° amplifie le PUM pour chaque charge. Donc, la combinaison de ces deux facteurs augmente plus radicalement la demande musculaire des erector spinae.

L'obliquus externus abdominis droit obtient lui aussi des effets significatifs avec la combinaison de la charge et de l'angle du tronc. En effet, l'inclinaison du tronc à 30° pour les deux plus grandes charges provoque une diminution significative du PUM de ce muscle par rapport à la position droite. De plus cette différence du PUM entre les deux angles du tronc s'amplifie avec l'augmentation de la charge de 98 N à 196 N. Par conséquent il semble, lorsque les caisses sont manipulées avec le tronc droit, que l'augmentation de la charge hausse la demande musculaire des abdominaux pour contribuer à fournir la force nécessaire pour maintenir cette charge. Cette force engendrée par les muscles abdominaux viendrait donc probablement exercer une plus grande pression à l'intérieur de la cavité abdominale (Morris et al., 1961) et s'opposer à la force de compression imposée sur le rachis en fonction de la charge extérieure (Nachemson, 1981).

Si l'on transpose ces résultats pour des applications concrètes en industrie, le travail avec le tronc droit pour mouvoir des charges permet de diminuer la demande musculaire des erector spinae, ce qui permet à un manutentionnaire de travailler sur une plus longue période de temps. Pour un travail où il doit absolument fléchir le tronc,

le poids des charges et la fréquence des mouvements devraient être moins élevé.

Influence de l'effet combiné de la charge et de l'angle de rotation.

Pour l'erector spinae droit, l'analyse des résultats a laissé voir des augmentations graduelles des PUM pour chaque charge de 0° à 60° de rotation, suivies d'une baisse à 90°. Il est important de mentionner pour ce muscle, où le maximum est généralement obtenu au départ du mouvement, que la variation de l'angle de 0° à 60° entraîne une différence de 5.4 % du PUM pour la charge de 2 kg, alors que celle de 20 kg obtient une différence de 14.5 %. Donc, la combinaison de ces deux variables produit une augmentation presque trois fois plus grande du PUM de l'erector spinae droit. À l'inverse l'erector spinae gauche semble moins sollicité dans les mouvements où l'angle de rotation est plus élevé, à l'exception de la charge de 20 kg qui obtient un PUM plus élevé à 45°. Comme ce muscle est sollicité surtout dans la dernière moitié du mouvement, presque au moment du dépôt de la charge, celui-ci devient contro-latéral, celui-ci utilise un mode de contraction excentrique, c'est-à-dire qu'il résiste à l'étirement pour permettre de déposer la charge. Donc, si un muscle peut développer plus de tension lors d'une contraction

excentrique (Johnson, Adamczyk, Tennoe, et Stromme, 1976), cela explique peut-être pourquoi le PUM de l'erektor spinae gauche est moins élevé.

Un autre facteur pourrait expliquer pourquoi l'erektor spinae gauche obtient une diminution des PUM en relation avec l'augmentation de l'angle. En effet, le muscle qui obtient les PUM les plus élevés en fonction de l'angle de rotation et de la charge est l'obliquus externus abdominis gauche. Par sa triple fonction, qui est de freiner la rotation du tronc, de soutenir la charge pendant la dernière partie du mouvement, et de contribuer à produire une pression intra-abdominale, celui-ci se retrouve très impliqué lorsqu'il devient contro-latéral au mouvement (Schultz et al., 1987).

Pour les latissimus dorsi, les PUM sont comparables pour les charges de 2 kg et 10 kg, alors qu'à 20 kg, le muscle du côté gauche laisse voir des PUM supérieurs de 45° à 90°. Tous les PUM maximum pour chaque charge se retrouvent à 90° de rotation. Par conséquent, il semble que les latissimus dorsi soient très impliqués dans les mouvements en torsion du tronc et que l'élévation de la charge amplifie leurs actions, particulièrement lorsque ces muscles sont contro-latéraux au début de ce genre de mouvement. Cette idée semble logique si l'on tient compte du bras de levier dont bénéficie ce muscle

lors des mouvements latéraux du tronc. La diminution de l'implication des erector spinae à 90° de rotation du tronc vient appuyer cette hypothèse.

Influence de l'effet combiné de l'angle de flexion du tronc et de l'angle de rotation.

Les seuls muscles qui obtiennent des effets significatifs par l'interaction de l'angle de flexion du tronc et de l'angle de rotation sont les erector spinae. Pour l'erektor spinae droit, lorsque les charges sont manipulées avec le tronc, le PUM de ce muscle commence à diminuer à 60° de rotation du tronc. Cet abaissement de la demande musculaire de ce muscle est probablement relié à la tension développée par les structures passives du rachis et, plus particulièrement celle engendrée par les facettes articulaires des apophyses transverses qui butent les unes sur les autres lors de mouvements latéraux du tronc (Basmajian, 1976). Par contre, la flexion du tronc permettrait plus de mouvement au niveau de ces facettes articulaires, ce qui aurait pour effet d'empêcher la tension de se développer au niveau de ces structures. Donc l'erektor spinae droit doit suppléer cette perte de tension en se contractant davantage. Cependant l'hypothèse la plus probable demeure celle de l'augmentation de la charge, reliée à un déplacement du centre de gravité du tronc, par rapport au

centre de rotation au niveau de la colonne vertébrale. Bref, cela permet de conclure que la flexion du tronc à 30° augmente le PUM des erector spinae quelque soit l'angle de rotation où la charge est prise ou déposée. En moyenne, la flexion entraîne un accroissement de 9.1 % du PUM pour l'erector spinae de droite, comparativement à 5.6 % pour son homologue de gauche.

Influence de l'effet combiné de la charge, de l'angle de flexion du tronc et de l'angle de rotation.

Avec la combinaison des trois variables, l'analyse statistique ne révèle aucun effet significatif. Les seules informations importantes à retirer de cette combinaison sont les PUM qui sont assez élevés pour certaines conditions expérimentales. Bien entendu la condition de charge à 20 kg entraîne les PUM maximaux pour tous les muscles de l'étude. Pour l'erector spinae droit, le plus haut PUM se retrouve dans la tâche où les sujets ont un angle de flexion du tronc de 30° et un mouvement en rotation à 60° avec 50.22 % . Pour l'erector spinae gauche, le PUM maximal de 37.8 % est obtenu avec l'angle de rotation à 45° et le même angle de flexion du tronc que l'erector spinae droit. Le latissimus dorsi droit obtient son PUM maximal de 36.3 % avec la flexion du tronc à 30° et l'angle de rotation à 90°. Pour le latissimus dorsi gauche et les deux obliquus externus abdominis, les PUM maximaux sont

obtenus avec le tronc non incliné et l'angle de rotation à 90°. Le latissimus dorsi gauche utilise 41 % de sa force maximale pour manipuler la charge dans ces conditions, alors que les obliques externus abdominis droit et gauche obtiennent respectivement un PUM de 49 % et 57 % ce qui est très élevé. Ces résultats sont peut-être reliés au fait que la pression intra-abdominale, causée par la contraction de ces muscles, contribue à diminuer la pression que supporte les disques intervertébraux, surtout parce qu'ils sont plus vulnérables lors des mouvements de rotation (Stokes, 1987).

CONCLUSION

La majorité des études, qui ont cherché à mesurer l'activation myoélectrique des muscles rachidiens pour la manipulation de charge, se sont limitées aux mouvements dans le plan sagittal et frontal. La présente étude vise surtout à évaluer le travail des muscles qui meuvent le tronc lors de mouvement impliquant de la torsion du tronc. L'analyse des résultats laisse voir que l'augmentation de l'angle de rotation du tronc de 0° à 90° n'entraîne pas une progression constante du pourcentage d'utilisation musculaire (PUM) de l'erector spinae droit qui est contro-latéral au début du mouvement. En effet, l'accroissement de la demande de ce muscle ne progresse que jusqu'à 60° de rotation du tronc. Cela est probablement relié au fait que de 60° à 90° de rotation, le latissimus dorsi droit et l'obliquus abdominis droit viennent suppléer le travail de l'erector spinae droit car les PUM les plus élevés de ces muscles sont obtenus à cet angle.

Par conséquent, l'analyse des résultats tend à prouver que le latissimus dorsi n'est pas seulement un adducteur, un extenseur et un rotateur interne de l'épaule mais aussi un muscle très impliqué pour mouvoir le tronc particulièrement

lorsqu'un travailleur manipule des charges avec une torsion du tronc. De plus, l'implication importante du latissimus dorsi et de l'obliquus externus abdominis, dans ce genre de mouvement, est sûrement une conséquence de leur position anatomique. En effet, l'orientation de leurs fibres musculaires doit permettre à ces muscles de développer le maximum de tension lorsque le tronc est en rotation et incliné latéralement.

En résumé, l'augmentation de la charge laisse voir des augmentations significatives des PUM pour tous les muscles. La flexion du tronc accentue l'effet de la charge en augmentant les PUM. La combinaison de la charge, de l'angle de flexion et de l'angle de rotation du tronc entraîne des PUM très élevés pour certains muscles.

REFERENCES

- Andersson, G.B.J., Ortengren, R., Nachemson, A. Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectrique back muscle activity related to posture and loading. Clin. Orthop. 129 (1977), 156-164
- Andersson, G.B.J. et Ortengren, R. Assessment of back load in assemblyline work using electromyography. Ergonomics 11 (1984) 1157-1168.
- Basmajian, J.V. (1976) Primary anatomy. Baltimore: The Williams & Wilkins Compagny.
- Basmajian, J.V. (1978) Muscles alive. Their fonctions revealed by electromyography. (4th Ed.), Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J.J. (1974) Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. J. Appl. Physiol., 36, 475-479.
- Bouisset, S. & Goubel, F. (1973) Integred electromyographical activity and muscles work, J. Appl. Physiol., 35, 695-702.

- Chaffin, D.B., Lee, M. & Freivalds, A. (1980) Muscle strength assessment from EMG analysis. Med. Sci. Sports Exercise, 12, 205-211.
- Delagi, E.F., Perotto, A., Iazzetti, J. et Morrison, D. (1975) Anatomic guide for the electromyographer. Charles C. Thomas publisher.
- Delitto, R., Rose, S.J. Apts DW (1985) An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting. Phys. Ther., 65: 673
- Ekholm, U.P., Arborelius et Némets, G. (1982) The load on lombo-sacral joint and trunk muscle activity during lifting. Ergonomics, 25, 2, 145-161
- Floyd, W.F., Silver, P.H.S. (1955) The function of erector spinae muscles in certain movements and postures in man. J. Physiol. (Lond.) 129, 184-203
- Freivalds, A., Chaffin, D.B., Garg, A. & Lee, K.S. (1984) A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. J. Biomech., 17, 251-262
- Frost, H. (1973) Orthopaedic biomechanics. (Vol. V.) Springfield, Ill., C.C. Thomas

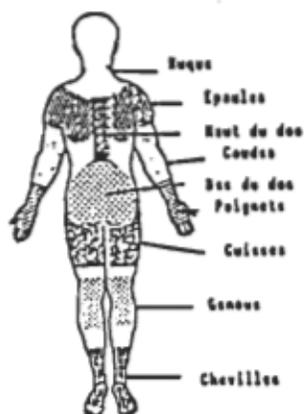
- Frymoyer, J.W., Pope, M.H., Clements, J.H., Wilder, D.G., Macpherson, B., Ashikaga, T. (1983) Risk factor in low-back pain. J. Bone Joint. Surg., 65-A, 213-218
- Gracovetsky, S. (1988). The spinal engine. New York-Wien: Springer-Verlag.
- Grew, N.D. (1980) Intra-abdominal pressure reponse to load applied to the normal subjets. Spine, 5(2), 149-154
- Hagberg, M. & Jonsson, B. (1975) The amplitude distribution of the myoelectric signal in an ergonomic study of the deltoid muscle. Ergonomics, 18, 311-319
- Hart, D.L., Stobbe , J.T. et Majid, J. (1987) Effect of lumbar posture on lifting. Spine, 12, 2, 138-145
- IRSST (1987). Le cas des maux de dos du problème vers une solution. Institut de recherche en santé et sécurité au travail, Montréal.
- Komi, P.V. & Viitasalo, J.H.T. (1976) Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. Acta Physiol. Scand., 96, 267-276.

- Lind, A.R. & Petrofsky, J.S. (1979) Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions. Muscle & Nerve, 2, 257-264.
- McGlashen, K.M., Miller, J.A.A., Schultz, A.B., & Andersson, G.B.J. (1987) Load displacement behavior of the human lombo-sacral joint. Journal of Orthopaedic Research, 5, 488-496
- Milner-Brown, H.S. et Stein, R.B. (1975) The relation between the surface electromyogram and muscular force. J. Physiol., 246, 549-569.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. & Yemm, R. (1973) The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. J. Physiol., 230, 359-370.
- Morris, J.M., Lucas, D.B. & Bresler, M.S. (1961) Role of the trunk in stability of spine. J. Bone Joint Surg., 43-A, (3), 327-351
- Nachemson, A. (1981) Disc pressure measurement. Spine., 6, (1), 93

- Normand, M.C. (1988). Calibration physiologique de l'activation musculaire au cours de mouvements simples et complexes. Thèse de doctorat, non publiée. Québec: Université Laval.
- Petrofsky, J.S. (1979) Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on bicycle ergometer. Eur. J. Appl. Physiol., 41, 1-15
- Portnoy, H., Morin, F. (1956) Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. Am. Jour. of Physiol., 186, 122-126
- Richard, C.L. (1985) EMG activity level comparisons in quadriceps and hamstrings in five dynamic activities. In: D.A. Winter et al. Biomechanics IX-A. Champaign, IL: Human Publisher, 313-317.
- Schultz, A., Cromwell, R., Warwick, D. & Andersson, G. (1987) Lumbar trunk muscle use in standing isometric heavy exertions. J. Ortho. Res., 5, 320-329.
- Stokes, I.A.F. (1987) Surface strain on human intervertebral discs. J. Ortho. Res., 5, 348-355.

ANNEXE A

Questionnaire d'évaluation sur les problèmes
musculo-squelettique



ANNEXE 1: Traduction française du formulaire scandinave pour le recueil des plaintes concernant le système musculo-squelettique.
Sur ce diagramme, vous pouvez identifier les différentes régions du corps mentionnées dans les questions ci-dessous. Vous devez déterminer dans quelle(s) partie(s) du corps vous avez ou avez eu des problèmes (si vous en avez!).

Répondre dans tous les cas	Répondre seulement si vous avez eu des problèmes	
Avez-vous durant les <u>12 derniers mois</u> eu des problèmes (courbatures, douleur, inconfort) au niveau de	Avez-vous durant les <u>12 derniers mois</u> été dans l'incapacité de faire votre travail (à la maison ou en dehors) à cause du problème?	Avez-vous eu des problèmes durant les <u>7 derniers jours</u> ?
14 La nuque 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	16 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	16 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
17 Les épaules 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui, épaule droite 3 <input type="checkbox"/> Oui, épaule gauche 4 <input type="checkbox"/> Oui, les deux	18 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	18 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
20 Les coudes 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui, le droit 3 <input type="checkbox"/> Oui, le gauche 4 <input type="checkbox"/> Oui, les deux	21 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	22 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
23 Les poignets/les mains 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui, la droite 3 <input type="checkbox"/> Oui, la gauche 4 <input type="checkbox"/> Oui, les deux	24 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	25 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
26 Le haut du dos 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	27 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	28 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
28 Le bas du dos 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	30 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	31 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
32 Une ou les deux hanches/cuisses 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	33 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	34 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
36 Un ou les deux genoux 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	36 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	37 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui
38 Une ou les deux chevilles/pieds 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	39 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui	40 1 <input type="checkbox"/> Non 2 <input type="checkbox"/> Oui