

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

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

PAR
PIERRE SANSCARTIER

UTILISATION DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE ET DU POURCENTAGE
D'UTILISATION MUSCULAIRE COMME MESURES OBJECTIVES DES
CAPACITÉS PHYSIQUES ET FONCTIONNELLES

MAI 1997

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.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
LISTE DES TABLEAUX	iv
LISTE DES FIGURES	v
RÉSUMÉ	viii
CHAPITRES	
I. INTRODUCTION ET PROBLÉMATIQUE	1
Diagnostic	2
Théorie sur la lombalgie	5
Indices révélateurs de la lombalgie chronique	8
L'EMG comme instrument de mesure	16
Pourcentage d'utilisation musculaire	19
Objectif de l'étude	22
II. MÉTHODOLOGIE	23
Sujets	23
Muscles	25
Activités	27
Appareillage	33
Procédures	36
III. RÉSULTATS	37
Sujets	39

Estimation de la fidélité de la mesure du PUM pour les différentes tâches motrices	42
Comparaison des niveaux d'activation musculaire chez les sujets pathologiques et les sujets sains pour les différentes familles d'activité	46
Relation entre le niveau de suractivation musculaire et le niveau de douleur chez le sujet	
lombalgique	52
IV. DISCUSSION	56
Interprétation de l'estimation de la fidélité	56
Comparaison des niveaux d'activation musculaire, sujets pathologiques versus sujets sains	61
Relation entre le niveau de suractivation musculaire de l'erecteur du rachis gauche et le niveau de douleur ressenti chez le sujet lombalgique	68
Un protocole simple et efficace	72
V. CONCLUSION	77
BIBLIOGRAPHIE	79

LISTES DES TABLEAUX

Tableau	Page
1. Caractéristiques (âge, taille et poids) pour les sujets des groupes pathologique et sain	40
2. Résultats des tests de comparaison (test de Student) sur les caractéristiques des sujets	41
3. Coefficients de corrélation de la mesure du PUM pour les mouvements de flexion du tronc, de la chaise, de la marche et de rotation du tronc vers la gauche et vers la droite selon les muscles erecteur du rachis gauche (Erg), erecteur du rachis droit (ERd), ischio-jambier gauche (ISg) et ischio-jambier droit (ISd).	44
4. Coefficients de corrélation obtenus pour les activités de flexion simple du tronc, de la chaise, de la marche, de la rotation du tronc vers la gauche et de rotation du tronc vers la droite selon le muscle erecteur du rachis gauche	53
5. Synthèse de l'analyse des résultats	55

LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1. Position des points de repères anatomiques	10
2. Erecteurs du rachis (placement des électrodes)	26
3. Ischio-jambier (placement des électrodes)	26
4. Flexion du tronc	27
5. Flexion du tronc avec charge	28
6. Rotation du tronc, vue en plongée	28
7. Escalier	30
8. Se lever d'une chaise	30
9. S'accroupir	31
10. Extension du tronc de la position fléchie	31

11.	Extension du tronc avec le dos droit	32
12.	Flexion de la jambe	32
13.	Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements simples du tronc	47
14.	Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de la chaise	48
15.	Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de la marche	49
16.	Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de rotation vers la gauche	50

17. Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de rotation vers la droite	51
18. Niveaux de l'activité EMG des erecteurs du rachis selon une position debout (Hoyt, 1981)	64

RÉSUMÉ

La lombalgie chronique représente le plus important problème de santé et sécurité du travail de notre société. La recension de la littérature, laisse voir certaines contradictions dans l'étude du phénomène de la lombalgie chronique. Cette confusion semble être le résultat de certaines divergences, dans les différentes méthodes d'évaluations des sujets pathologiques. Cette étude, propose un protocole d'évaluation selon l'utilisation de l'électromyographie et du pourcentage d'utilisation musculaire (PUM). Ce protocole vérifie si le PUM permet une mesure objective et efficace du niveau d'activation musculaire chez des patients lombalgiques effectuant différents types de tâches motrices. Les niveaux de PUM des erecteurs du rachis et ischio-jambiers sont enregistrés lorsque les sujets effectuent cinq familles d'activités différentes soit: les mouvements de flexion, les mouvements de chaise, la marche et les mouvements de rotation du tronc.

L'analyse des résultats montre que la mesure du PUM selon les familles d'activités est une mesure fidèle pour l'ensemble des groupes musculaires étudiés. La comparaison des niveaux d'activation musculaire chez les sujets pathologiques et les sujets sains pour les différentes familles d'activités, laisse voir une augmentation des PUM pour le groupe lombalgique et cela pour l'ensemble des groupes musculaires. Toutefois, uniquement l'erecteur du rachis gauche obtient une suractivation

musculaire significativement différente ($P<0.05$). Une relation semble possible entre la latéralisation naturelle d'un individu (80% de sujets droitiers) et la suractivation musculaire de l'erecteur du rachis gauche. Dans cette étude, nous proposons une échelle soit le niveau de suractivation musculaire (NSM). Le but de cette échelle est de catégoriser les PUM obtenus chez les sujets lombalgiques. L'échelle (NSM) permet d'évaluer la position du PUM obtenu chez un sujet lombalgique par rapport à la moyenne des PUM du groupe sain selon chaque famille d'activités. Les NSM (erecteur du rachis seulement) des sujets pathologiques sont comparés aux niveaux de douleur ressenti par les sujets lors de l'évaluation initiale. Cette comparaison montre une relation significative entre les NSM et les niveaux de douleur pour les activités de flexion, de marche et de rotation du tronc. Finalement dans cette étude nous avons élaboré un protocole d'évaluation simple et efficace des niveaux de suractivation musculaire chez les sujets atteints de lombalgie chronique. Ces NSM sont interprétés comme des limitations physiques et fonctionnelles, car la douleur est invalidante pour le sujet lombalgique et celui-ci doit dépenser plus d'énergie pour effectuer les tâches. Pour le milieu du travail, cette étude ouvre les portes pour une évaluation adaptée aux exigences des différentes tâches exécutées par le travailleur lombalgique.

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Au Québec, 53% des affections vertébrales sont reliées au dos (CSST, 1991). Ces affections vertébrales sont nombreuses et présentent des coûts élevés pour la société. Un nombre important de travailleurs affligés de maux de dos sont traités pendant des mois sans que rien ne se passe. Environ 60% des individus atteints de lombalgie occupationnelle ont une récidive après un an (Leboeuf, 1991). Tous les travailleurs affligés d'un mal de dos finissent par devenir un cas chronique en dépit des soins prodigues. Les activités de manutention en milieu de travail sont souvent reportées pour être les causes de blessures au dos. Ainsi, elles sont responsables d'un fort pourcentage d'absence pour maladie. Entre 1988 et 1989, les maux de dos représentent 70% des jours d'absence et plus de 70% des coûts d'indemnisation, ce qui totalise 36% du budget de la CSST. C'est un fait que le coût des invalidités qu'entraîne la lombalgie et particulièrement la lombalgie chronique, a dramatiquement augmenté durant la dernière décennie et tout porte à croire que cette augmentation persiste. En nombre absolu, on estime que les cas chroniques ont coûté environ 300 millions de dollars versés par la CSST en compensation pour les maux de dos en 1988. Devant l'ampleur de ce problème, il est évident que plusieurs chercheurs s'intéressent au phénomène de la lombalgie et à

son évaluation.

La revue de littérature laisse voir que les chercheurs s'intéressant à l'évaluation de l'activité musculaire des sujets lombalgiques divergent d'opinion quant aux hypothèses émises et aux méthodes utilisées. Certains points ressortis de ces études requièrent une analyse approfondie. Ainsi le diagnostic, les réflexes, les indices révélateurs de la lombalgie et les techniques d'enregistrement sont les sujets traités ci-dessous. Une confrontation des études antérieures viendra clore cette partie du document.

Diagnostic

Le diagnostic pose certains problèmes surtout en ce qui a trait à la classification de la pathologie et les méthodes utilisées pour poser celui-ci. La classification des pathologies du dos est très peu révélatrice. En effet, le milieu clinique relie 12 à 15% des problèmes de dos à des sources physiques (hernie discale, spondylolisthésis, arthrose, fracture par tassemement du corps vertébral, spondylolyse, etc) qui indiquent clairement la source du problème. Les 85% restant sont classés idiopathiques ou non spécifiques (Leboeuf, 1991). Pour l'évaluation des capacités physiques fonctionnelles résiduelles, soit les limitations

occasionnées par la lombalgie, il semble que l'absence de points de repères visuels (comme la radiographie) occasionne certains malaises chez les cliniciens (Mayer, 1987). Ceci fait suite à un manque de mesures objectives pour l'évaluation des pertes fonctionnelles au niveau du dos et, de ce fait, cet état entraîne des écarts d'évaluation des capacités du patient. La difficulté de prononcer un diagnostic précis influence l'efficacité des traitements prescrits qui demeurent souvent imprévisibles (Triano et coll., 1985).

Les méthodes diagnostiques utilisées pour évaluer les cas de lombalgie chronique font les frais de certaines critiques. Le clinicien n'a souvent recours qu'à l'évaluation subjective basée sur les informations fournies par le patient et à des mesures d'amplitude de mouvement et de force à l'aide de méthodes inadéquates (Mayer, 1987). Certaines études semblent démontrer que les techniques d'évaluation communément employées pour mesurer la mobilité articulaire du rachis et la force des muscles paraspinaux ne peuvent différencier correctement l'individu lombalgique d'un individu sain (Klein, 1991). Les tests de force, d'après Mayer (1985), ne sont pas idéaux pour l'évaluation des patients pour les raisons suivantes:

1. L'anxiété et la peur de se blesser inhibent la production d'un effort maximal;
2. La douleur occasionne une inhibition de la contraction et, par le fait même, une diminution de la performance.

En clinique, la lombalgie chronique est souvent associée à une élévation de la tension des muscles paraspinaux (Nouwen et coll., 1984). Certains cliniciens évaluent par la palpation les spasmes musculaires. Cette façon subjective de procéder entraîne des erreurs d'appréciation du tonus musculaire compte tenu des différents pourcentages de graisse et de l'épaisseur de la peau recouvrant les muscles de chaque individu. Ces lacunes sont à la source des confusions qui règnent dans la communauté médicale. Un indice objectif pour les mécanismes pathologiques du rachis permettrait l'évaluation plus appropriée des victimes (Triano et coll., 1985). Cet indice pourrait se baser sur les mécanismes reliés à la lombalgie chronique.

Théories sur la lombalgie

L'hyperactivité musculaire observée par les cliniciens est attribuée à deux mécanismes; le réflexe spasmodique du muscle à la douleur (*spasme/réflexe*) (Arena et coll., 1989, 1991; Triano et coll., 1985; Nouwen et coll., 1984; DeVries, 1967) et la réponse anormale à un stress psychologique (*stress/causalité*) (Arena, 1989; Bush, 1985; Nouwen et coll., 1984).

Spasme/réflexe. En effet, notre corps possède une capacité de provoquer, sous forme d'un réflexe, un spasme musculaire en réponse à un état pathologique (Nouwen, 1984). Suite à un traumatisme des structures osseuses ligamentaires, tendineuses ou musculaires (de la région lombaire de notre colonne vertébrale par exemple), notre corps réagit par un réflexe musculaire spasmodique soutenu (Nouwen, 1984). Cette réaction a pour but de protéger la zone lésée contre de plus importants dommages. Il a été démontré par diverses expériences que la stimulation mécanique des structures profondes (fascia, ligament, périoste, ...) de l'articulation lombaire n'entraîne pas que la douleur mais une activité spasmodique des muscles entourant la région visée (Nouwen, 1984).

Bien que la réponse réflexe soit considérée comme une réponse de protection faisant suite à la douleur, elle peut après un certain temps devenir une source de douleur qui, à son tour, augmente la réponse spasmodique des muscles impliqués et ainsi de suite (Nouwen, 1984; Bush, 1985). D'après Ahern et coll. (1986) et Nouwen et coll. (1984), cette seconde source de douleur est le résultat d'une ischémie locale causée par la contracture musculaire soutenue. Celle-ci provoque une diminution du flux sanguin et une accumulation de métabolites (déchets). Il est aussi possible que la douleur provenant du spasme musculaire soit le résultat de la traction d'un muscle par ses tendons sur les attaches avec le périoste. Ce spasme musculaire peut provoquer une irritation des surfaces articulaires par une compression des disques intervertébraux (Nouwen et coll., 1984).

Stress/causalité. En se basant une recension des écrits, Nouwen et coll. (1984) explique l'incidence des composantes émotionnelles sur le phénomène de la lombalgie. Certaines découvertes font état d'une augmentation de la tension des muscles du corps chez les sujets subissant un stress émotif tel l'anxiété (Peters et coll., 1991; Bush, 1985; Nouwen, 1984). Il est donc possible que certaines lombalgies soient la conséquence de spasmes musculaires soutenus provenant d'un état d'anxiété persistant.

Nouwen (1984) et Arena (1989) appuient ces deux théories. Ils affirment d'après les résultats de leurs études que ces théories soutiennent une activité EMG plus élevée pour le sujet pathologique selon différentes tâches motrices.

Il est possible, à la lumière de ces deux théories portant sur les causes possibles de la lombalgie, d'émettre l'hypothèse suivante:

- ▶ L'activité EMG des muscles paravertébraux devrait être supérieure chez le sujet lombalgique comparativement au sujet sain pour différentes postures et mouvements

En clinique, la lombalgie chronique semble être une conséquence de l'élévation de la tension des muscles de la région lombaire (Nouwen, 1984). Cette hypothèse soutient que l'individu ayant une lombalgie aura une activité EMG des muscles paravertébraux différente de celle de l'individu sain. L'activité EMG anormale de ces muscles est associée à la lombalgie chronique, suggérant l'utilisation de l'électromyographie de surface pour des fins d'études et d'évaluations (Ahern, 1986).

Plusieurs chercheurs ont utilisé et utilisent toujours des techniques d'enregistrements électromyographiques pour l'étude du syndrome de la lombalgie chronique.

De plus, des études récentes sur l'électromyographie indiquent qu'il y a certaines composantes musculaires identifiables chez le patient lombalgique (Klein, 1991).

Indices révélateurs de la lombalgie chronique

Les retombées pratiques de l'étude de la lombalgie suggèrent plusieurs hypothèses et conclusions. Arena (1991, 1989) et plusieurs autres chercheurs (Shidero, 1995; Perters, 1991; Ahern, 1988, 1986; Nouwen, 1984, 1987; Bush, 1985; Kippers, 1984; Tanii, 1983; Jayasinghe, 1978; Miyazaki, 1962) soutiennent par leurs résultats que certaines caractéristiques de l'activité EMG des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc permettent d'identifier et d'évaluer l'individu lombalgique.

Dans l'ensemble de ces études proposent l'élaboration d'un protocole basé sur des tâches motrices sollicitant les principaux groupes musculaires de la région lombaire du tronc. Parmi les activités proposées, les mouvements d'extension et de flexion du tronc révèlent un patron moteur très particulier.

Chez les sujets sains, cette séquence est précise et commune à tous. Ce même patron moteur de l'activité EMG observé dans le

mouvement de flexion du tronc semble être altéré et même absent chez le sujet souffrant de maux de dos. Des chercheurs (Toussaint, 1995; Holleran, 1995; Shirado, 1995; Paquet, 1994; Ahern, 1988; Nouwen, 1987; Schultz, 1985; Kippers, 1984; Tanii, 1983; Miyazaki, 1962; Floyd, 1951) ont identifié et décrit cette séquence.

Le silence EMG et la flexion du tronc. (*Le sujet sain*). Toussaint, (1995), Holleran, (1995), Shirado, (1995), Paquet, (1994), Tanii (1983) et Kippers (1984) ont observé, qu'à un certain degré de flexion du tronc, un silence myoélectrique apparaît chez le sujet sain au niveau de l'activité des muscles *erecteurs du rachis*. L'analyse du mouvement indique qu'au tout début du silence EMG, soit entre 80° et 90° de flexion, la hanche est fléchie à environ 56% de son amplitude maximale et la flexion vertébrale est à 89% de son maximum. Entre la position debout et l'apparition du silence (disparition de l'activité EMG des *erecteurs du rachis*), c'est la colonne vertébrale qui est la principale responsable de la flexion du tronc. La hanche contribue davantage lors de la position de silence jusqu'à la flexion maximale. À partir de la flexion maximale, c'est la rotation de la hanche qui initie le mouvement d'extension.

Selon les observations de Tanii (1983), au début du silence EMG lors de la flexion, les points de repère posés sur l'acromion, le trochanter et l'épine sciatique antéro-supérieure sont tous alignés (Figure 1). Le mouvement de ces points de repère anatomiques indique que le changement de l'activité des *erecteurs du rachis* durant la flexion ou

l'extension, varie en fonction de la flexibilité de la colonne. Les résultats des études de Tanii (1983) et les données des recherches antérieures suggèrent que la diminution soudaine de l'activité EMG qui se produit au moment de la pleine flexion correspond avec l'amplitude maximale au niveau de L4/L5 (l'amplitude maximale de la colonne est en fait la limite physiologique de mouvement entre les vertèbres) et que les structures passives bloquent leur mouvement. Ceci indique que les structures passives du rachis supportent le tronc (Toussaint, 1995; Tanii, 1983)

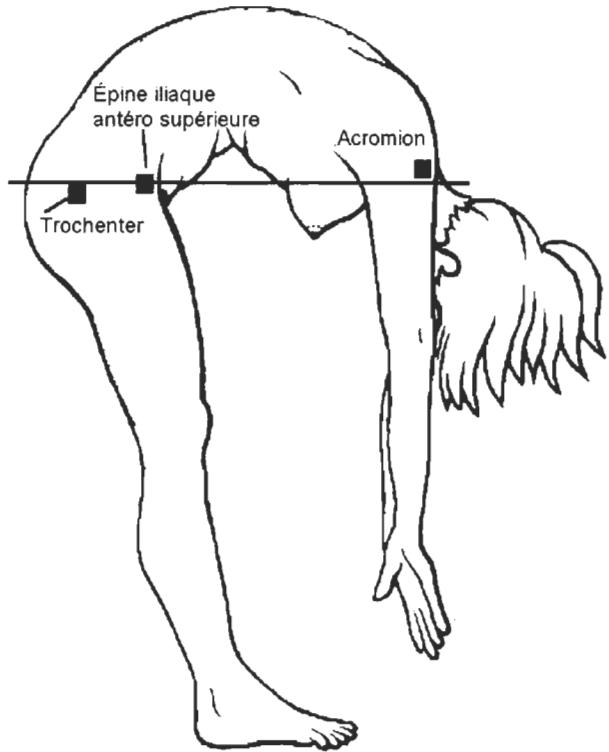


Figure 1. Position des points de repère anatomiques

pendant que la hanche termine la flexion du tronc jusqu'à son maximum (Kapandji, 1975).

Causes du silence EMG. Les données existantes indiquent que durant le silence des *erecteurs du rachis*, ce sont les ligaments qui supportent la colonne (Toussaint, 1995; Schultz, 1985; Floyd, 1951). L'extension de la colonne vertébrale est initiée par l'étirement (par l'intermédiaire de la rotation de la hanche) des structures passives. À cause de son fort pourcentage d'élastine dont est composé le ligament jaune et sa proximité de l'axe de flexion, cela lui permet de résister à la flexion du rachis. La résistance qu'offre ce ligament à la flexion représente 1/7 de la résistance passive totale (Kippers, 1984). C'est surtout au début de la période de silence qu'il intervient. Son rôle est de réduire l'activité des extenseurs lors de la flexion et aide au retour à la position debout. La direction plutôt postérieure des fibres collagéniques du ligament inter-épineux, lui donne une orientation tangente à l'axe de flexion du tronc. Ce ligament est plutôt sous tension vers la fin de la flexion maximale.

Absence du silence EMG chez le sujet pathologique. Dans le mouvement de flexion et d'extension, la réduction ou le silence EMG est rarement présent chez les sujets pathologiques. Dans l'étude menée par

Ahern (1988), 23 des 40 patients (57,5%) ne démontrent aucune relaxation des *erecteurs du rachis* comparativement à 3 des 40 sujets contrôles (7,5%). Le phénomène de relaxation est absent chez la majorité des patients probablement parce qu'ils n'ont pu effectuer une flexion complète du tronc. Une très grande variabilité des angles de flexion fut rapportée dans l'étude de Ahern (1988). Une autre explication possible est que chez les sujets pathologiques, on observe une suractivation des muscles collatéraux pour compenser l'anticipation d'une éventuelle douleur qui, elle-même, contribue à une hyperactivité des muscles paravertébraux à cette phase de la flexion, où les muscles devraient relaxer.

Pour DeVries (1967) et Jayasinghe (1978), chez les sujets atteints de lombalgie, le silence EMG est inexistant et l'activité myoélectrique présente est proportionnelle à la sévérité de la douleur. Les muscles du dos contractent vigoureusement tout au long de la flexion à cause d'une augmentation de la tension sur les ligaments lésés. Ces mêmes ligaments sont incapables de soutenir l'augmentation de la tension sans l'apparition de douleur ou sans endommager davantage les structures.

L'étude de Nouwen (1987) suggère que la flexion du tronc des patients ne diffère pas de celle des sujets sains. C'est plutôt par une

bascule du bassin l'avant sans flexion de la colonne que les patients obtiennent une activité EMG plus élevée lors du mouvement de flexion du tronc. Ce patron de mouvement du patient explique aussi (par la contraction statique plutôt que dynamique) pourquoi, lors de l'extension, les patients ont une activité EMG moindre pour les muscles paraspinaux. Selon les résultats de la recherche, le patient effectue les mouvements selon un patron qui diffère de celui du sujet normal.

Autres indices. *La flexion du tronc.* Dans l'étude de l'activité musculaire reliée au phénomène de la lombalgie chronique, le mouvement de flexion du tronc a été fréquemment utilisé par les chercheurs. Il faut comprendre que la flexion du tronc est le principal mouvement permis par la charnière lombaire (Nordin, 1989) et que ce mouvement est accompli essentiellement par l'action des muscles postérieurs du tronc (Kapandji, 1975). Afin d'évaluer l'influence de la pathologie sur l'hypertonie musculaire de la région lombaire observée par certains chercheurs (Shirado, 1995; Ahern, 1986, 1988; Nouwen, 1984, 1987; Bush, 1985; Kippers, 1984; Tanii, 1983; Jayasinghe, 1978; Miyazaki, 1962), l'enregistrement EMG des erector spinae lors de la flexion du tronc a été largement exploité. Bien que cette activité semble adéquate pour l'évaluation des incidences de la pathologie, d'autres variables ont suscité l'intérêt de plusieurs chercheurs.

La rotation du tronc. Parmi les découvertes entourant l'étude EMG de la lombalgie, Ahern (1988) compare, dans un mouvement de rotation du tronc, l'activité de l'*erecteur du rachis* gauche à celui du droit sous la forme d'un index de rotation. L'index de rotation représente la différence des mesures EMG, en valeur absolue, des *erecteurs du rachis* droit et gauche pour un mouvement maximal de rotation du tronc. L'index est obtenu par la moyenne des valeurs pour la rotation du tronc vers la gauche et la droite. Ahern (1988) observe une suractivation musculaire de l'*erecteur du rachis* droit pour un mouvement de rotation du tronc vers la gauche et vice versa.

L'activité asymétrique des groupes musculaires. Comme indice des pathomécanismes du rachis, Triano (1985) propose de démontrer la pertinence de l'utilisation de l'asymétrie de l'activité EMG (des muscles paravertébraux) comme mesure objective et potentielle pour l'évaluation de la lombalgie. D'un point de vue statistique, il semble y avoir une relation entre la présence de la lombalgie et l'action asymétrique des *erecteurs du rachis* pendant certaines activités posturales. Donc, l'évaluation de l'activité asymétrique des muscles paraspinaux peut être considérée comme une mesure objective de la performance de l'articulation lombaire. Il explique que l'asymétrie observée est le reflet d'une réponse conditionnée, acquise durant un épisode douloureux de la

pathologie. Le déplacement du centre de gravité, dû à l'altération des structures (causant la douleur), provoque une contracture des muscles paraspinaux qui rétablit l'équilibre du centre de gravité.

Nouwen (1985) nous indique qu'une déviation marquée fut observée chez les sujets lombalgiques. Des actions asymétriques dans l'exécution de mouvements furent enregistrées lorsqu'on s'attendait à des mouvements bilatéralement symétriques. L'auteur explique cette déviation par un moyen réflexe d'éviter la contraction de certaines régions musculaires responsables de l'apparition de la douleur.

Fatigue musculaire. Une expérience menée par Jayasinghe (1978) visait à mesurer les effets de la fatigue sur l'activité myoélectrique des muscles de la posture. Des sujets lombalgiques et des sujets sains devaient se maintenir en position debout durant une courte période de temps. D'après les résultats obtenus chez les patients, l'amplitude du signal EMG tend à augmenter avec le temps et semble reliée à la fatigue ou à l'insuffisance musculaire (Tsudoi, 1994; Roy, 1989; DeVries, 1968). Par contre, pour le groupe contrôle, le niveau du signal tend à diminuer avec le temps.

L'EMG comme instrument de mesure

L'étude de la lombalgie et de l'activité myoélectrique des principaux muscles du tronc laisse voir une divergence marquée des conclusions formulées par les différents chercheurs. Certains n'admettent pas l'hypothèse d'une suractivation musculaire associée à la lombalgie (Cohen, 1986; Collins, 1982; Kravitz, 1981). Un autre groupe de chercheurs confirme le phénomène de suractivation des muscles du dos (Shirado, 1995; Arena, 1989; Ahern, 1988; Nouwen, 1987; Ahern, 1986; Triano, 1985; Nouwen, 1984; Hoyt, 1981) lorsque le patient est comparé aux sujets sains pour des activités sollicitant les muscles paravertébraux.

L'électromyographie apparaît comme un instrument de mesure privilégié en recherche sur l'évaluation de l'activité musculaire. Ce type de mesure constitue un lien méthodologique entre les phénomènes physiologiques et biomécaniques (Laurig, 1976). Cependant l'utilisation de l'enregistrement du signal EMG n'apparaît pas évident pour l'étude de la lombalgie. En effet, les travaux d'Arena (1991) l'ont amené à formuler certaines limitations méthodologiques.

Plusieurs conclusions provenant de travaux de recherche sur l'EMG de surface et la lombalgie sont contradictoires. On peut, selon

Arena (1989), expliquer ces divergences:

1. La classification des lombalgies par leur diagnostic n'est pas assez rigoureuse. Certaines études regroupent tous les sujets lombalgiques dans un même groupe sans tenir compte de l'étiologie de la pathologie.
2. La plupart des études évaluent leurs sujets sur une seule position.
3. La difficulté d'obtenir deux groupes (pathologique et contrôle) dont l'âge est significativement semblable.

Il est important de bien définir l'étiologie de la lombalgie lors d'études sur l'activité de l'EMG des muscles de la posture chez l'individu pathologique. L'utilité de mesurer les sujets lors de plusieurs positions est un des facteurs négligés, ce qui explique certaines contradictions quant à l'utilisation du signal EMG comme instrument de mesure. Dans la majorité des cas, les sujets sains sont significativement plus jeunes que les sujets pathologiques. Cette différence d'âge reflète une réalité clinique, c'est-à-dire qu'il est rare chez les gens plus âgés de ne pas avoir souffert d'une lombalgie au moins une fois dans leur vie. Il est possible que l'utilisation de protocoles variés pour la mesure du signal EMG soit en partie responsable des divergences contradictoires dans l'interprétation des résultats.

Origines des contradictions. Endépit du fait qu'un nombre considérable d'études aient été effectuées à l'aide de l'enregistrement EMG, les résultats obtenus de ces recherches sur la lombalgie demeurent dans leur ensemble relativement contradictoires. Les causes de cette dualité prennent semble-t-il, source dans une mauvaise gestion et identification des composantes du protocole expérimental pouvant influencer les résultats de la recherche. Les écarts de méthodologie sont principalement attribués à un nombre trop limité d'activités pour l'évaluation des sujets à une mauvaise catégorisation des pathologies reliées à la région lombaire et, finalement, à une variabilité non désirable du signal EMG par l'utilisation de l'enregistrement non calibré de l'activité myoélectrique.

Pourcentage d'utilisation musculaire

Pour les sujets d'un même groupe, l'enregistrement du signal EMG est principalement dépendant du pourcentage de graisse de l'individu et de l'emplacement des électrodes de surface sur les groupes musculaires ciblés (Van-Dieen, 1991). Plus la distance entre l'électrode de surface et le muscle cible est grande, plus il est difficile d'obtenir un signal de grande amplitude. Il n'est pas aisé, chez un individu possédant un fort pourcentage de graisse, d'obtenir une lecture du signal de grande amplitude. L'emplacement des électrodes influence la lecture du signal EMG. L'intensité du signal capté par les électrodes est proportionnelle à la quantité de fibres qui dépolarisent. L'enregistrement de l'EMG de surface est la somme algébrique des potentiels d'action des fibres musculaires (Chaffin, 1991). Une électrode placée sous une petite section d'un muscle, recueillera un signal d'amplitude plus faible. Le pourcentage de graisse varie d'un individu à l'autre, il est impossible de positionner les électrodes de façon optimale. L'utilisation du signal EMG non calibré entraîne une variabilité qui n'est pas désirée entre les sujets du même groupe. Il n'est pas rare de retrouver dans des études, un écart-type de même valeur que le signal EMG moyen (Nouwen, 1987). Cet écart dans les mesures entre les sujets du même groupe est identifié comme source potentielle d'erreurs. Cette variabilité diminue la puissance des tests statistiques. La différence de l'activité EMG entre

deux groupes distincts (pathologiques versus sains) de sujets peut s'avérer non-significative étant donnée une trop grande variabilité intra-groupe. Est-il possible de diminuer cette variabilité entre les sujets d'un même groupe? L'utilisation d'une référence pour calibrer l'activité EMG permettrait-elle d'atténuer la variation du signal occasionnée par le pourcentage de graisse et de l'emplacement des électrodes sur la peau?

Afin de faciliter la comparaison de l'activité des muscles de la jambe lors de la marche, Dubo (1979) est parmi les premiers à utiliser une mesure EMG relative. Lyons et al. (1983) ont également utilisé une référence EMG pour l'étude de l'activation musculaire des extenseurs et abducteurs de la hanche lors d'activités journalières. Tata (1983) a utilisé la même technique pour comparer l'implication du quadriceps pour la montée et la descente d'un escalier. Normand (1988) et d'autres chercheurs (Vakos et coll., 1994; Mirka et coll, 1991; McGill et coll, 1991) proposent une référence EMG correspondant à l'activité myoélectrique lors d'une contraction maximale du muscle. Les valeurs de l'activité EMG du muscle lors du mouvement étudié sont divisées par le signal EMG maximal du même muscle. Cette mesure est exprimée en pourcentage d'utilisation musculaire (PUM). L'utilisation d'une mesure relative (PUM) permet d'établir le pourcentage d'utilisation musculaire pour toutes les activités étudiées.

$$P.U.M. = \frac{\text{activité EMG du muscle lors du mouvement}}{\text{activité EMG du muscle lors d'une contraction maximale}}$$

Selon Normand (1988), cette normalisation de signal diminue la variabilité entre les sujets d'un même groupe. Cette façon d'utiliser l'enregistrement EMG semble appropriée pour comparer des niveaux d'activation musculaire différents.

Pour l'étude de la lombalgie chronique, la principale difficulté est de mesurer de façon objective l'impact de cette pathologie sur l'individu. L'étude du phénomène de la lombalgie suscite donc l'intérêt des chercheurs. Ceux-ci, malgré de nombreuses recherches, ne réussissent pas à s'entendre sur l'efficacité des moyens disponibles pour l'évaluation des sujets lombalgiques. Plusieurs approches sont proposées et sont pour la plupart pertinentes. Malgré tout, certaines faiblesses ressortent des protocoles expérimentaux. Ces lacunes ne sont pas sans solutions. Les plus marquantes seraient l'élaboration d'un protocole basé sur un nombre plus significatif d'activités d'évaluation, une catégorisation plus assidue des pathologies cibles et, finalement, un instrument de mesure utilisant l'activité électrique des principaux groupes musculaires impliqués dans les mécanismes de la pathologie. Cet instrument devra tenir compte des aspects non contrôlables (pourcentage de graisse et placement des électrodes) qui s'ajoutent à la mesure et biaissent la variabilité de l'amplitude du signal EMG.

Objectifs de l'étude

Cette étude propose l'utilisation d'une mesure calibrée (pourcentage d'utilisation musculaire) pour l'évaluation de l'activité musculaire. Les mesures sont enregistrées lors de l'exécution de différentes tâches motrices impliquant les groupes musculaires de la posture. L'objectif de cette étude est d'établir un protocole d'évaluation selon l'utilisation de l'électromyographie et du pourcentage d'utilisation musculaire, et de vérifier si celui-ci permet une mesure objective et efficace du niveau d'activation musculaire chez des patients effectuant des tâches motrices. Ce protocole devrait permettre de différencier le sujet pathologique du sujet sain. Ainsi, les niveaux maximaux d'activation musculaire d'un sujet pathologique effectuant des mouvements simples de flexion et d'extension du tronc pourraient être comparés aux niveaux maximaux correspondants d'une population saine. Des différences statistiquement significatives entre les niveaux d'activation pourraient être interprétées comme des caractéristiques particulières et distinctes des sujets pathologiques. De ce fait, cette étude permettra de vérifier si l'utilisation de l'électromyographie (EMG), conjointement avec le pourcentage d'utilisation musculaire, constitue une mesure objective des capacités physiques et fonctionnelles de sujets atteints de lombalgie chronique.

CHAPITRE II

MÉTHODOLOGIE

La présentation de la méthodologie est détaillée sous six principales rubriques, soient: les sujets, les muscles, les activités analysées, les mesures, le signal EMG, le plan expérimental et les procédures.

Sujets

Un total de vingt sujets participent à la présente étude. Tous sont issus d'un appel public pour des candidats volontaires. Dix des vingt sujets souffrent d'une lombalgie chronique depuis au moins un an.

Les sujets pathologiques retenus sont ceux qui, en dépit de leur lombalgie chronique, ne sont pas sous traitement médical, pharmacologique ni chiropratique au moment de l'appel des volontaires (ni au cours des trois derniers mois précédent l'appel).

Les 10 sujets considérés sains (sans douleurs et anomalies au niveau lombaire) sont le point de comparaison de la présente étude. Ceux-ci n'ont jamais eu d'épisodes de douleurs ou de diminution des capacités physiques reliées à l'articulation sacro-lombaire.

L'âge de l'ensemble des sujets varie de 18 à 49 ans (voir le Tableau 1). Ces individus n'ont pas de troubles apparents et ne démontrent aucune évidence radiologique ou clinique d'une maladie congénitale infectieuse acquise, systémique ou néoplasique, incluant l'hernie discale focale ou séquestrée.

Afin d'éliminer la possibilité d'évaluer des individus présentant des caractéristiques pathologiques non désirées, ceux-ci doivent répondre à un anamnèse. Ce pré-test permet l'évaluation subjective de la lombalgie et de déceler les sujets que ne répondent pas à certains critères de sélection. Seuls les sujets pathologiques sont soumis à une évaluation radiologique du rachis lombaire.

Muscles

Les muscles impliqués dans le soutien et le mouvement de la région lombaire sont nombreux. Les *erecteurs du rachis* et les *ischio-jambiers* ont été sélectionnés puisqu'ils sont principalement impliqués dans la majorité des tâches motrices impliquant cette région. De plus, ces muscles ont la particularité d'être superficiels. Pour chaque activité, l'activité EMG des ces muscles fut enregistrée.

Avant la pose des électrodes, la peau est préalablement nettoyée à l'aide d'un tampon alcoolisé. Pour chaque muscle, deux électrodes sont disposées de part et d'autre du point moteur, de façon à suivre l'orientation des fibres musculaires.

Selon les références anatomiques de Delagi (1978), les électrodes sont collées sur la peau à trois centimètres de l'apophyse épineuse de part et d'autre de la vertèbre L3 pour les muscles *erecteurs du rachis* (Figure 2). Pour l'*ischio-jambier*, l'électrode est positionnée à mi-chemin d'une ligne rejoignant la tête du pérone et la tubérosité ischiatique (Figure 3).

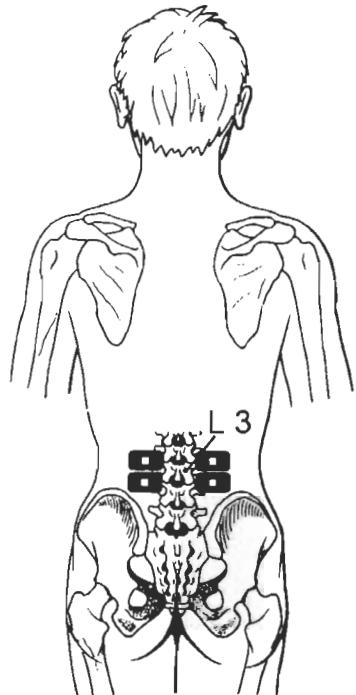


Figure 2. *Erecteurs du rachis* (emplacement des électrodes)

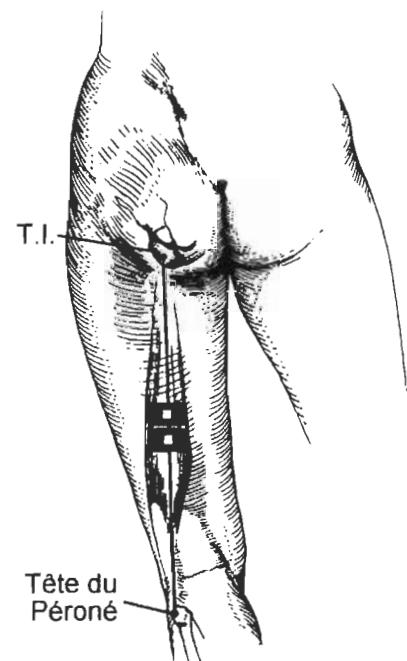


Figure 3. *Ischio-jambier* (emplacement des électrodes)

Activités

L'évaluation du sujet comporte trois blocs de mesures. L'activité myoélectrique de deux groupes musculaires est mesurée premièrement lors de mouvements du tronc, et deuxièmement lors de l'exécution d'activités journalières. Troisièmement, le sujet doit effectuer des mouvements d'extension du tronc et de flexion des jambes en contraction musculaire maximale. En tout, 20 activités sont exécutées par le sujet à raison de trois essais par activité.

Mouvements du tronc. La flexion et l'extension du tronc. Au signal de l'expérimentateur, le sujet effectue dans un mouvement lent, une flexion du tronc vers l'avant. Après une brève pause (environ 1/2 seconde) en position fléchie, celui-ci revient en extension à la position verticale (Figure 4). Cette activité s'exécute en cinq secondes.

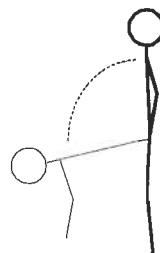


Figure 4. Flexion du tronc

La flexion et l'extension du tronc avec charge. Le sujet, en position debout, maintient avec ses mains une caisse munie de poignées et pesant 98 N, à la hauteur des hanches (Figure 5). Après le signal de départ, le sujet dépose la charge sur un tabouret de 50 cm de haut. Celui-ci, après avoir posé la caisse, relâche la prise quelques instants (environ 1/2 seconde) et revient en position verticale avec la charge. Ce mouvement s'effectue en cinq secondes.

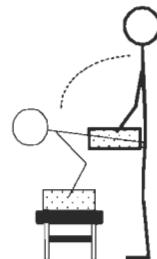


Figure 5. Flexion du tronc avec charge.

La rotation du tronc. La rotation est exécutée dans un plan horizontal (Figure 6). Lors de la réalisation de la tâche, le sujet doit respecter certaines consignes. La caisse doit toujours être maintenue près du corps et tout près de la surface de la table sans toutefois la toucher. Le mouvement est lent et continu. Au signal, la caisse est soulevée d'un côté de la table et est transportée de l'autre côté. Le plan sagittal de la caisse est à 60° (à gauche) et le sujet termine

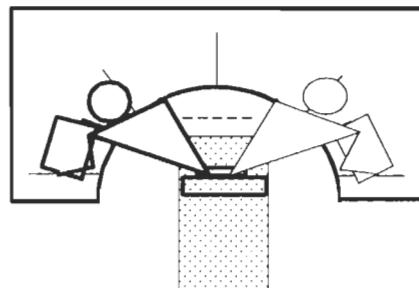


Figure 6. Rotation du tronc, vue en plongée.

sa course à 60° du plan sagittal vers la droite. Le même exercice est répété mais de la droite vers la gauche. Cette activité comporte quatre configurations différentes soit: le tronc droit avec une caisse de 20 N, le tronc droit avec une caisse de 98 N. Tout au long de ces déplacements, le sujet est maintenu au niveau du bassin par un harnais. Cette fixation permet de limiter les mouvements provenant de la ceinture pelvienne. Ainsi, on empêche les mouvements d'antéversion du bassin ainsi que toute autre contribution des membres inférieurs.

Activités journalières. *La marche.* Un cycle de marche est défini comme deux contacts successifs du même pied. L'utilisation d'un marqueur d'événement permettra l'extraction ultérieure d'un cycle de marche. Le départ est donné et le sujet marche à une cadence normale sur toute la longueur de la rampe de marche. L'enregistrement du signal débute au troisième contact du talon de la jambe visée, afin d'éviter les variables attribuables à l'accélération du mouvement. Les mêmes étapes sont répétées pour la jambe opposée. Cette activité est exécutée à nouveau, mais cette fois ci, le sujet transporte une caisse de 98 N.

Les escaliers. Le but de cette activité est d'enregistrer un cycle complet de mouvement d'une jambe lorsque le sujet monte et descend un escalier. Pour l'utilisation d'un contact pédestre, les cinq marches de l'escalier sont conductrices et permettent des points de repère pour l'extraction du cycle. Un cycle correspond au contact d'un pied sur la deuxième marche et d'un second contact du même pied sur la quatrième marche (Figure 7).

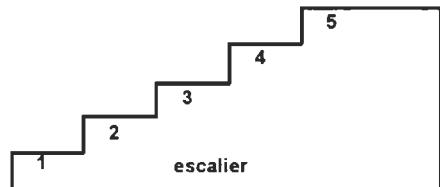


Figure 7. Escalier.

Selon les directives de l'expérimentateur, le sujet débute la montée avec le pied droit ou le gauche selon la condition. Après avoir gravi les cinq marches, le sujet doit attendre un autre signal de départ pour descendre les marches toujours en débutant le premier pas avec le pied choisi. Le cycle pour la jambe droite et la jambe gauche est enregistré lors de la montée et de la descente.

Chaise. Au signal de l'expérimentateur, la tâche du sujet consiste, à s'asseoir sur une chaise (Figure 8). L'activité musculaire est enregistrée sur une période de 3 secondes lors du mouvement de lever.

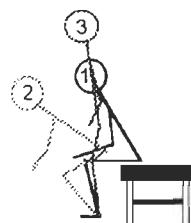


Figure 8. Se lever d'une chaise.

S'accroupir. Au signal de l'expérimentateur, le sujet descend en position de squat. Le mouvement s'effectue jusqu'à ce que la flexion des genoux atteigne 90°, de cette position accroupie, le sujet revient en position debout (Figure 9).



Figure 9. S'accroupir.

Tests de force. *Extension du tronc, dos fléchi.* Une fixation munie d'un harnais permet d'immobiliser les hanches du sujet. Un autre harnais est enfilé par le sujet. Cet attelage relie la ceinture pelvienne à un dynamomètre isométrique (Figure 10) qui mesure le moment de force développé. Le sujet est debout face à l'appareil, tronc fléchi à 30°. Au signal, le sujet redresse le tronc. Retenu à la hanche par la fixation, et le haut du tronc par l'attelage, le sujet tente d'effectuer une extension de tronc et la force isométrique maximale est enregistrée. Le mouvement est exécuté de façon lente et progressive. L'individu relâche aussitôt que la tension musculaire maximale est atteinte.

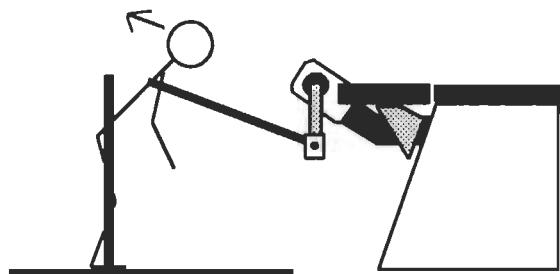


Figure 10. Extension du tronc de la position fléchie.

Force du dos en position debout. Le sujet est debout et maintient une barre à la hauteur de ses hanches avec ses mains (en supination).

La barre est reliée à un dynamomètre (Figure 11). Au signal, le sujet exerce une tension isométrique maximale avec ses bras vers le haut. Le sujet ne doit pas fléchir le dos ou les jambes, l'effort n'est produit que par les bras. L'appareil mesure le moment de force maximal développé. Le sujet relâche lorsqu'il a atteint sa force maximale.

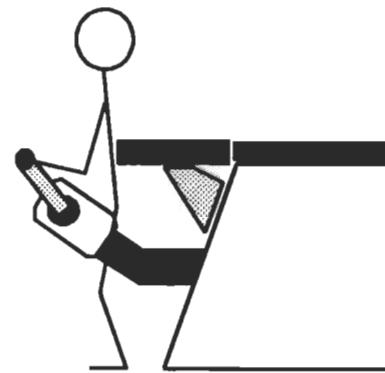


Figure 11. Extension du tronc avec le dos droit.

Flexion des jambes. Sur le dynamomètre isocinétique, le sujet est en position assise avec une jambe en flexion (Figure 12). Le bras de levier de la résistance est appuyé derrière la cheville. Le sujet exerce en flexion, une tension musculaire maximale et relâche l'effort; le moment de force maximale provenant des ischio-jambiers est alors enregistré.

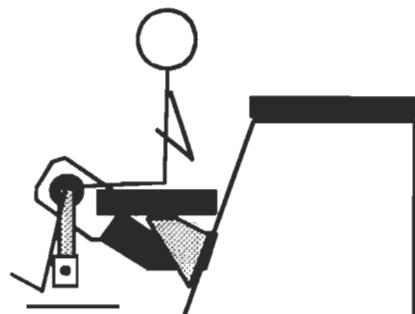


Figure 12. Flexion de la jambe.

Appareillage

La lecture et l'enregistrement du signal EMG. Pour la lecture de l'activité électromyographique, des électrodes de surface Ag/AgCl jetables (Médi-Trace Pellet) sont apposées sur les groupes musculaires étudiés. Un pré-amplificateur capte l'impulsion myoélectrique et l'amplifie mille fois. Ce signal est directement acheminé vers un autre amplificateur. Cet appareil amplifie le signal électromyographique brut une seconde fois, lequel est par la suite filtré par une bande passante de 30 - 600 hz puis rectifié afin d'en obtenir l'enveloppe linéaire. Une carte d'interface analogue-numérique (16 bits, carte d'interface Work Bench Analog Conversion) permet l'acquisition et le transfert des données pour l'ordinateur (Mac II ci). Le logiciel de gestion et d'enregistrement des données (Analog Connection Workbench version 3.1) reçoit le signal. Pour chaque activité, le logiciel crée un fichier et imprime sur le disque dur, à une fréquence de 150 hz, les valeurs des différents canaux (4 canaux EMG). Un chronomètre intégré au programme active la lecture et l'écriture selon un temps déterminé. Ce chronomètre est activé par l'ordinateur.

Avant l'enregistrement du signal, celui-ci est directement visualisé sur un autre écran d'ordinateur (Macintosh SE) pour s'assurer que l'amplitude du signal EMG soit adéquat et que celui-ci ne contienne pas

d'artefacts.

Les marqueurs d'événements. Pour la marche et la montée des escaliers, une sandale faite d'un grillage métallique est enfilée sur le pied du sujet. Un fil, provenant d'une source électrique de faible voltage, est branché sur une longue plaque métallisée (trottoir) ainsi que dans un escalier. À chaque fois que la sandale touche la plaque, un voltage est enregistré sur l'ordinateur. Cette marque, enregistrée simultanément avec l'activité EMG, permet de synchroniser la séquence des évènements lors d'un cycle de marche ou de montée de l'escalier avec ceux de l'activité EMG.

Pour les mouvements de torsion, un marqueur délimite la portion du signal correspondant au transport de la boîte. Sur la table, un arc de cercle métallique est branché à une source électrique. Une tige de métal sous les boîtes est directement reliée à l'ordinateur. Lorsque la boîte est déposée sur la table, un certain voltage est enregistré sur l'ordinateur. Cette marque permet d'extraire la portion du mouvement correspondant au transport de la boîte uniquement.

Le signal EMG. D'un point de vue technique, l'enregistrement du signal EMG est une mesure relative et peut être affecté par certains facteurs tels l'adiposité et l'endroit d'aposition des électrodes. En effet, une grande quantité de tissu adipeux affecte la propagation de l'onde électrique vers les électrodes d'une part, et d'autres part, l'endroit exact d'apposition des électrodes d'un test à l'autre peuvent modifier substantiellement l'amplitude du signal EMG. C'est pourquoi, il est difficile de comparer l'EMG d'un sujet à l'autre car l'amplitude du signal n'est pas une caractéristique commune mais plutôt individuelle et variable.

Le signal EMG de chaque activité est donc transformé en pourcentage d'utilisation musculaire ($PUM = \text{EMG activité} / \text{EMG max} \times 100$). De cette façon, on élimine les sources de variabilités inter-individuelles occasionnées par des variables physiologiques non contrôlées¹. Il est possible grâce à l'utilisation des PUM, de comparer les résultats d'un individu à l'autre avec beaucoup plus de précision.

¹Le pourcentage de graisse et la conductivité de la peau sont des exemples de variables non contrôlées qui influencent l'amplitude du signal EMG.

Procédures

Si le sujet pathologique ou sain (selon le cas) répond aux critères de sélection, celui-ci se présente à la séance d'évaluation biomécanique. Pour le sujet pathologique, la séance débute par un questionnaire² sur l'état actuel de sa douleur.

L'expérimentation commence par la pose des électrodes. Pendant ce temps, des informations générales sur le déroulement de l'expérience sont communiquées au sujet. Une fois les électrodes en place, de simples tests de flexion du tronc et de flexion des jambes sont effectués par l'individu afin de vérifier la qualité du signal EMG. Si le signal est d'une amplitude acceptable et ne présente pas d'artefacts, la séance débute.

Avant chaque tâche, des directives et une description détaillée du mouvement à effectuer sont verbalement données au sujet. Les tests de force sont toujours réalisés à la fin de l'expérimentation. Toutes les tâches se font telles que décrites dans la rubrique des activités à la page 28. À travers l'expérimentation, plusieurs poses d'environ 5 minutes permettent de récupérer et d'éviter la fatigue musculaire. Le sujet n'effectue pas de mouvements qui lui occasionnent de la douleurs.

² Test McGill sur l'appréciation du niveau de douleur ressentie par le sujet.

CHAPITRE III

RÉSULTATS

Ce chapitre présente, dans un premier temps, les données se rapportant aux caractéristiques (âge, poids et taille) des sujets sains et pathologiques. Ces caractéristiques sont comparées afin de démontrer l'homogénéité des groupes.

Dans un deuxième temps, la fidélité de la mesure du PUM est estimée par le coefficient de corrélation calculé entre deux séances d'évaluation, soit la méthode du test-retest. Cette corrélation exprime la fidélité de la mesure.

Par la suite, les niveaux d'activation musculaire (exprimés en PUM) enregistrés lors de l'exécution des tâches motrices sont comparés entre les deux groupes de sujets. Les PUM moyens des erecteurs du rachis et des ischio-jambiers pour les sujets pathologiques sont comparés à ceux des sujets sains. Le Test de Student détermine selon un seuil de probabilité $P < 0.05$, si des différences significatives entre le PUM des muscles correspondants apparaissent pour les tâches effectuées.

Finalement, une échelle de niveaux de suractivation musculaire (NSM) est utilisée pour catégoriser le PUM enregistré chez les sujets

pathologiques lors des différentes activités de l'évaluation.

Le NSM est une classification proposée lors d'une étude¹ conjointe à celle-ci. Le but de cette échelle est de catégoriser les PUM obtenus chez les sujets lombalgiques. L'échelle (NSM) permet d'évaluer la position du PUM obtenu chez un sujet lombalgique par rapport à la moyenne des PUM du groupe sain selon chaque famille d'activités. Cette échelle catégorise le PUM du sujet pathologique en tenant compte de l'erreur de la mesure sur la moyenne obtenue pour chaque famille d'activités.

Pour une famille d'activités, le zéro de l'échelle est la moyenne des PUM enregistrés pour le groupe de sujets sains, soit 32% pour les mouvements simples du tronc. Le niveau 1 correspond à une fois l'erreur-type de la moyenne soit $32 + 1.9 = 33.9$, le niveau 2 à deux fois l'erreur-type ($32 + 3.8 = 35.8$) et ainsi de suite. L'utilisation de l'erreur-type tend à corriger la surestimation de l'écart-type dans une distribution inférieure à dix valeurs.

Les NSM estimés sont comparés aux niveaux de douleurs obtenus

¹ Évaluation des soins chiropratiques chez les individus atteints de lombalgie chronique.

à l'aide du questionnaire¹. Le degré de relation entre les NSM et le niveau de douleur ressentie au moment de l'évaluation est estimée à l'aide du coefficient de corrélation (r).

Les sujets

Le Tableau 1, présente les caractéristiques (âge, taille et poids) pour chacun des sujets sains et pathologiques. Le Test de Student sur la comparaison de moyennes non appariées permet d'identifier les différences significatives correspondant aux caractéristiques des deux groupes (pathologiques versus sains).

¹ Test McGill sur l'appréciation du niveau de douleur ressentie par le sujet.

Tableau 1

Caractéristiques (âge, taille et poids) pour les sujets des groupes pathologiques et sains.

	Sujets pathologiques (femmes)			Sujets sains (femmes)		
	Âge	Taille	Poids	Âge	Taille	Poids
	29	166 cm	59 kg	18	163 cm	52 kg
	28	160 cm	57 kg	42	163 cm	76 kg
	30	186 cm	69 kg	22	172 cm	97 kg
	23	170 cm	56 kg	49	162 cm	69 kg
	22	165 cm	49 kg	37	175 cm	78 kg
Moyenne	26.4	196.4	58.0	33.6	166.8	74.4
Écart-type	3.6496	9.9398	7.2111	13.2023	6.2573	16.257
	Sujets pathologiques (hommes)			Sujets sains (hommes)		
	Âge	Taille	Poids	Âge	Taille	Poids
	27	174 cm	79 kg	31	178 cm	82 kg
	29	185 cm	127 kg	32	168 cm	68 kg
	34	175 cm	69 kg	29	174 cm	61 kg
	24	182 cm	82 kg	41	178 cm	83 kg
	33	180 cm	79 kg	37	185 cm	84 kg
Moyenne	29.4	179.2	86.7	34.0	176.5	75.5
Écart-type	4.1593	4.6583	22.9933	4.8990	6.4758	10.216

Les résultats du Test de Student (Tableau 2) ne révèlent aucune différence significative entre les groupes sain et pathologique, pour un

seuil de probabilité plus petit que 0.05. Les sujets des différents groupes sont donc homogènes.

Tableau 2

Résultats des tests de comparaison (Test de Student) sur les caractéristiques des sujets.

Femmes			
P < 0.05	Âge	Poids	Taille
T table	2.306	2.306	2.306
T calculé	1.314	2.305	0.553

Hommes			
P < 0.05	Âge	Poids	Taille
T table	2.306	2.306	2.306
T calculé	1.789	1.113	0.837

Estimation de la fidélité de la mesure du PUM pour les différentes familles de tâches motrices

Cinq des dix sujets sains ont participé à deux séances d'évaluation. À chacune des évaluations, l'individu devait effectuer les 20 activités de l'évaluation. À l'aide de la méthode du "test-retest", le coefficient de corrélation est calculé pour toutes les familles d'activités motrices.

Les activités sont regroupées en familles d'activités motrices, selon des caractéristiques communes de leur patron moteur. Les aspects cinématiques du mouvement sont semblables. Seule la cinétique lors de l'exécution des mouvements peut varier (exemple: flexion du tronc sans charge et flexion du tronc avec charge). Pour une famille d'activités, les mêmes groupes musculaires sont actifs d'une tâche à l'autre mais selon des niveaux de PUM différents.

Pour l'ensemble des analyses statistiques de cette étude, les activités sont regroupées selon cinq différents groupes: les mouvements de flexion du tronc, de la chaise, de la marche, de rotation du tronc vers la gauche et de rotation du tronc vers la droite. Les activités impliquant la montée et la descente des escaliers ont été retirées de cette étude pour des raisons de mauvais fonctionnement des marqueurs d'événements

("foot switch"). L'interprétation des mesures de cette activité fut impossible.

Avant de regrouper les tâches en famille d'activité, une première observation des PUM obtenus chez les sujets sains a permis de constater que pour une activité donnée, les différents niveaux de PUM ont tendance à se regrouper, ce qui est logique et souhaitable. Pour une activité telle la flexion du tronc, le niveau de PUM est comparable d'un sujet à l'autre. Étant donné le peu de dispersion des données entre les sujets, une première estimation de la fidélité démontre que le PUM est une mesure très peu ou pas reproductible.

Le regroupement des tâches en familles d'activités, facilite la représentation de la fidélité de la mesure du PUM. Parce que l'effort physique n'est pas le même pour une flexion du tronc avec charge et une flexion sans charge, les niveaux de PUM seront différents d'une activité à l'autre. Ce regroupement d'activités permet d'augmenter la dispersion des données entre les sujets et rend possible une estimation plus réaliste de la fidélité.

Les résultats de l'estimation de la fidélité des mesures du PUM pour les quatres familles d'activités sont présentés au Tableau 3. Selon les coefficients de corrélation obtenus, les mesures enregistrées de PUM ont un degré de fidélité élevé.

Tableau 3

Coefficients de corrélation de la mesure du PUM pour les mouvements de flexion du tronc, de la chaise, de la marche et de rotation du tronc vers la gauche et vers la droite selon les muscles erecteur du rachis gauche (ERg), erecteur du rachis droit (ERd), ischio-jambier gauche (ISg) et ischio-jambier droit (ISd).

	(Erg)	(Erd)	(ISg)	(ISd)
Flexion du tronc	0.9227	0.9798	0.9965	0.9469
Chaise	0.8986	0.9594	0.9757	0.9450
Marche	0.8932	0.8031	0.9633	0.8859
Rotation du tronc vers la gauche*	0.8619	0.9690	*	*
Rotation du tronc vers la droite*	0.9106	0.9768	*	*

* Les muscles ischio-jambiers ne sont pas sollicités lors des mouvements de rotation du tronc

L'estimation de la fidélité par le calcul de la corrélation est significative pour les coefficients supérieurs à 0.8. Cette borne

représente la limite pour une relation significative¹ entre les données du test et du retest. Pour les corrélations calculées (Tableau 3), tous les coefficients sont supérieurs à 0.8. Il est donc possible d'affirmer que le PUM est une mesure reproductible et que l'enregistrement du niveau d'activation musculaire sera constant dans le temps pour une famille d'activités donnée.

¹Un test de Student sur une corrélation (formule ci-dessous) est effectué pour chacun des coefficients. Ce test évalue, selon le nombre de données utilisées, si la corrélation calculée est significative ($P < 0.05$).

$$t_r = \frac{r}{\sqrt{\frac{1-r^2}{(n-2)}}}$$

Comparaison des niveaux d'activation musculaire chez les sujets pathologiques et les sujets sains pour les différentes familles d'activités

Dans cette partie du chapitre des résultats, les PUM mesurés chez les sujets pathologiques sont comparés aux PUM des sujets sains. Cette comparaison est effectuée sur chacune des familles d'activités. Les différences observées entre les deux groupes sont évaluées selon un seuil de probabilité de $P < 0.05$.

Les mouvements simples du tronc. Le pourcentage d'utilisation musculaire maximale moyen enregistré pour les deux groupes est représenté sur l'histogramme de la Figure 13. On peut constater que pour l'ensemble des groupes musculaires, les mouvements simples du tronc induisent une activation musculaire qui est supérieure chez les sujets pathologiques comparativement aux sujets sains.

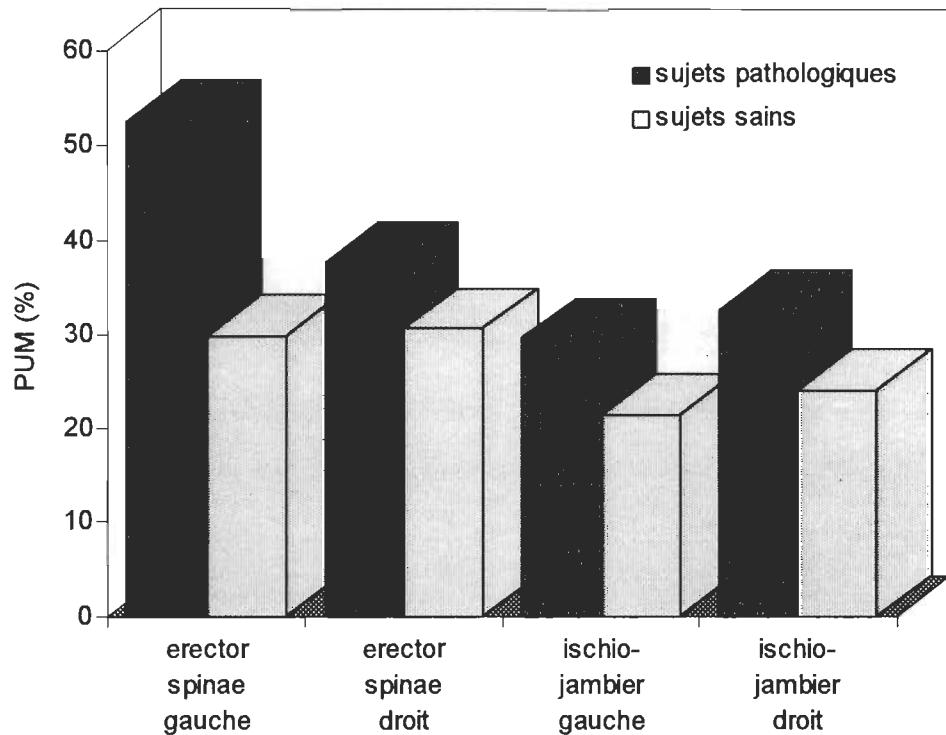


Figure 13. Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements simples du tronc.

Malgré cette tendance, seul l'erecteur du rachis gauche démontre une différence de PUM qui est significativement supérieure $T(2.101) = 5.62, P < 0.05$.

Les mouvements de la chaise. Lorsque les sujets effectuent les mouvements de la chaise, on constate une fois de plus que l'ensemble des PUM moyens mesurés pour les quatre groupes musculaires sont supérieurs chez le groupes lombalgiques comparativement à ceux observés chez le groupe de sujets sains (Figure 14). Toutefois, il n'y a que l'erecteur du rachis gauche qui possède un différence significative du PUM ($T (2.101) = 5.43, P < 0.05$).

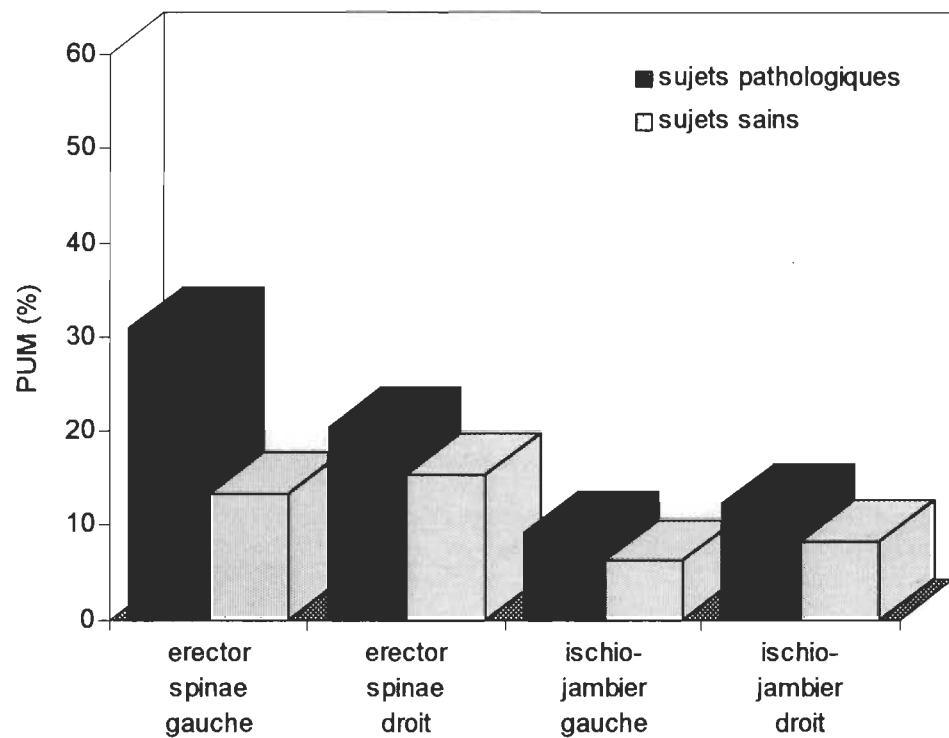


Figure 14. Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de la chaise.

Les mouvements de la marche. D'après les résultats des activités de marche (Figure 15), le PUM enregistré pour les erecteurs du rachis est supérieur à celui des sujets pathologiques. Pour les mêmes sujets, le niveau d'activation musculaire semble légèrement plus élevé pour l'ischio-jambier gauche et sensiblement plus faible pour le droit. Comme toutes les activités précédentes, l'erecteur du rachis gauche est le seul groupe musculaire ayant une différence de PUM significative avec un T ($2.101) = 3.314$, $P < 0.05$.

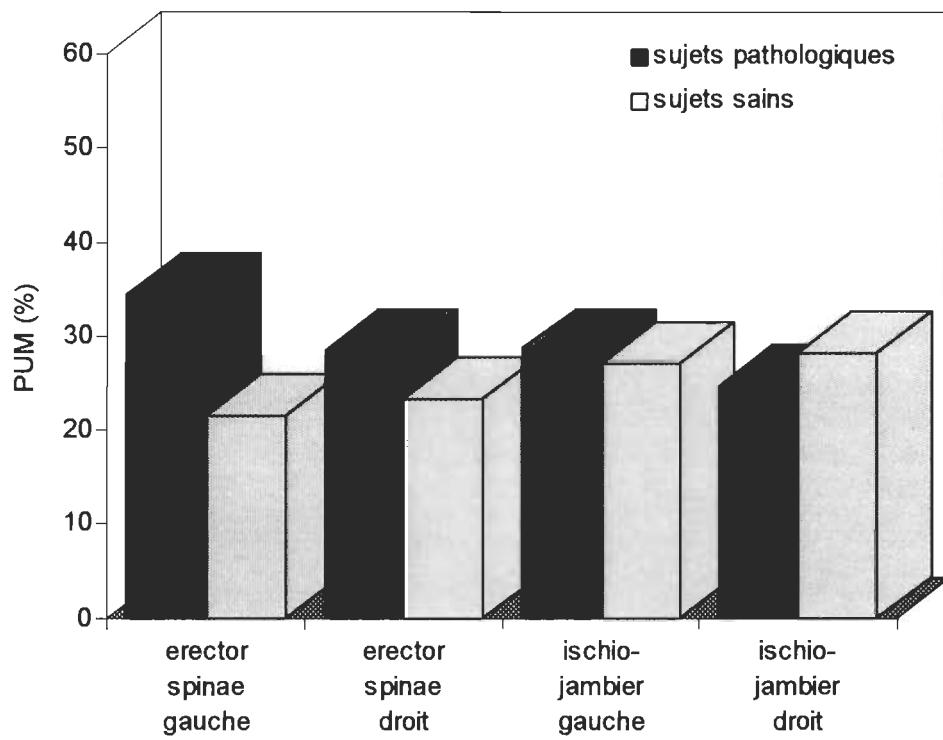


Figure 15. Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de la marche.

Les mouvements de rotation du tronc vers la gauche. Quand les sujets sains et les sujets pathologiques exécutent un mouvement de rotation du tronc de la droite vers la gauche, les niveaux du PUM de l'erecteur du rachis droit des deux groupes sont comparables (Figure 16). Par contre, l'activité musculaire de l'erecteur du rachis gauche est significativement plus élevé ($T (2.101) = 2.57, P < 0.05$) chez les groupes pathologiques.

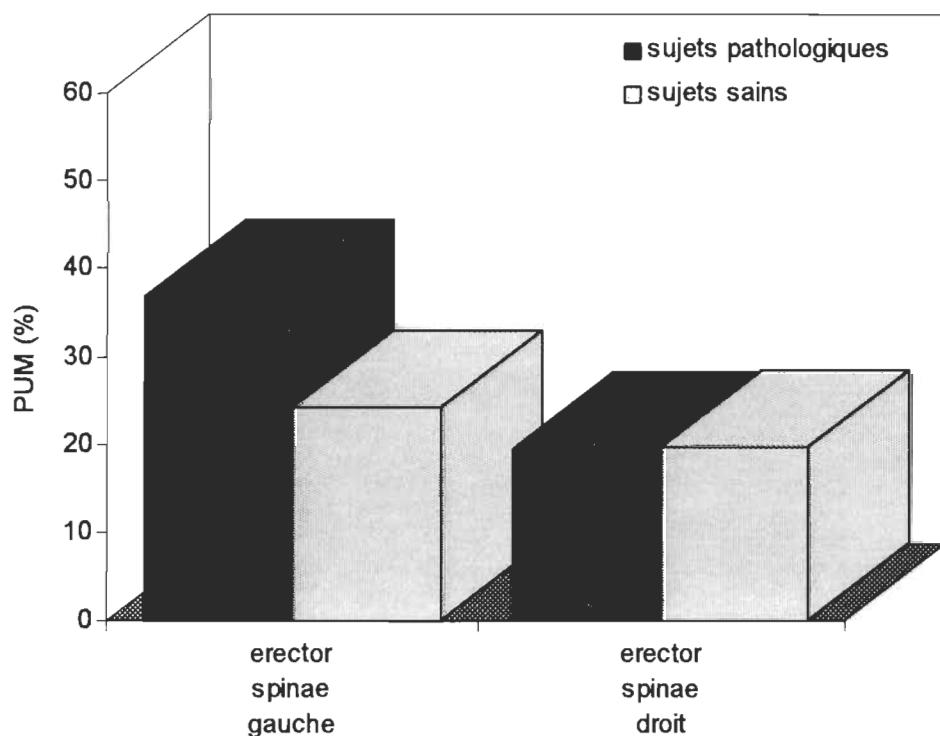


Figure 16. Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de rotation du tronc vers la gauche.

Les mouvements de rotation du tronc vers la droite. La Figure 17 montre une légère augmentation du PUM de l'erecteur du rachis droit pour les sujets lombalgiques comparativement aux sujets sains lorsque les individus effectuent une rotation du tronc de la gauche vers la droite. L'erecteur du rachis gauche démontre un niveau de PUM significativement supérieur comme c'est le cas pour le mouvement inverse ($T(2.101) = 4.227, P < 0.05$).

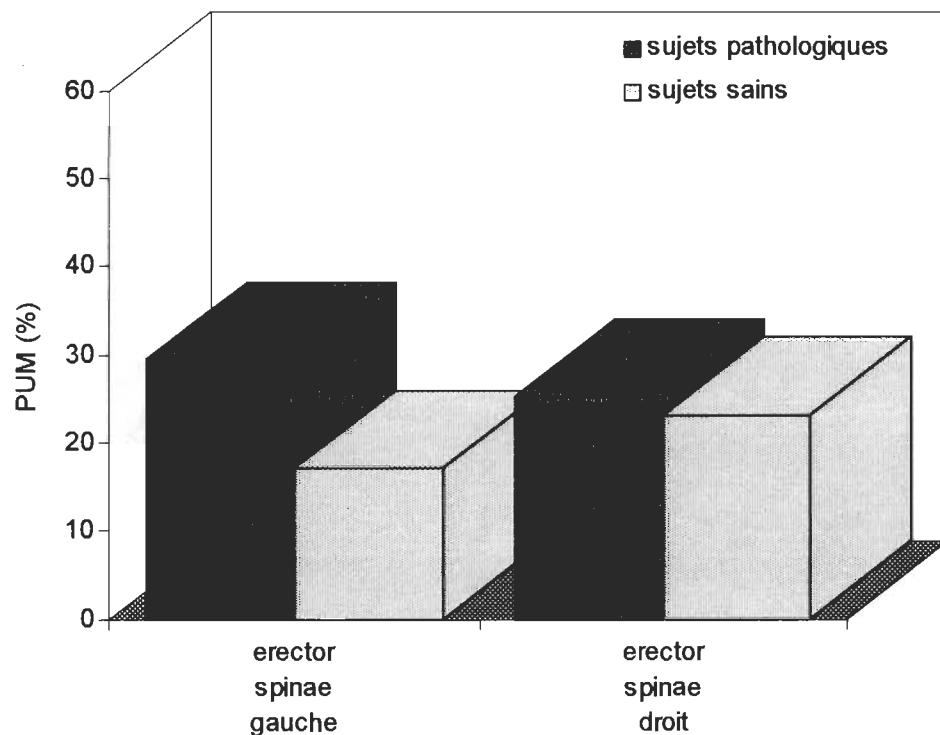


Figure 17. Histogramme représentant les niveaux d'activation musculaire moyens (exprimé en PUM) pour les mouvements de rotation du tronc vers la droite.

Relation entre le niveau de suractivation musculaire et le niveau de douleur chez les sujets lombalgiques

Dans cette dernière partie de l'analyse des résultats, la validité des mesures du NSM est démontrée. Les résultats d'un test connu sur l'évaluation de la douleur sont utilisés afin d'estimer le degré de relation entre ceux-ci et les niveaux de suractivation musculaire (NSM) enregistrés chez les sujets pathologiques.

Suite à la comparaison des PUM entre les sujets pathologiques et les sujets sains, l'*erecteur du rachis* gauche est le seul ayant démontré une suractivation musculaire significative ($P < 0.05$). Malgré la tendance à une augmentation du PUM pour l'ensemble des autres muscles chez les sujets lombalgiques, la relation entre les NSM et le niveau de douleur au dos exprimé par les pathologiques ne peut être statistiquement vrai que pour le muscle *erecteur du rachis* gauche. La relation entre la mesure du NSM et les niveaux de douleur est exprimée par un coefficient de corrélation. Le Tableau 4 présente les résultats de cette analyse.

Tableau 4

Coefficients de corrélation obtenus pour les activités de flexion simple du tronc, de la chaise, de la marche, de la rotation du tronc vers la gauche et de rotation du tronc vers la droite selon le muscle *erecteur du rachis gauche*.

	(Erg)
Flexion du tronc	0.8841
Chaise	0.1896
Marche	0.8000
Rotation du tronc vers la gauche	0.8647
Rotation du tronc vers la droite	0.9732

Tel qu'illustré par les coefficients de corrélation qui apparaissent au Tableau 4, la relation entre les niveaux de douleur perçue par le sujet et le NSM de l'erecteur du rachis gauche est présente. Il semble donc possible que la douleur ressentie par le sujet avant l'évaluation se reflète dans le NSM enregistré lors de l'exécution des activités. Cette relation n'est démontrée pour les activités de flexion simple du tronc, de la marche et de rotation du tronc vers la gauche ou vers la droite. Cependant, l'activité de chaise ne démontre pas de relation ($R = 0.1896$) entre le NSM et le niveau de douleur.

Le Tableau 5 résume l'ensemble des résultats des analyses statistiques.

Pour le test de la fidélité, l'ensemble des mesures du PUM enregistrées lors des différentes familles d'activités ont un degré de répétitivité significatif (coefficient de corrélation → $R \geq 0.8$) pour les muscles erecteur du rachis gauche (erg), erecteur du rachis droit (erd), ischio-jambier gauche (isg) et ischio-jambier droit (isd). Suivant la démonstration de la fidélité, la comparaison des PUM mesurés chez les deux groupes montre une augmentation du niveau d'activation musculaire significativement supérieure ($P < 0.05$) pour l'erecteur du rachis gauche. Malgré une tendance généralisée à une augmentation de l'activation musculaire du groupe pathologique pour la majorité des autres muscles, ceux-ci ne répondaient pas aux exigences de l'analyse statistique soit d'un seuil de probabilité inférieur à 5%. À l'exception de l'activité de chaise, les niveaux de suractivation musculaire de l'erecteur du rachis gauche ont une relation significative (coefficient de régression → $R \geq 0.8$) avec les niveaux de douleur obtenus.

Tableau 5
Synthèse de l'analyse des résultats.

Famille d'activités	Fidélité	Comparaison	Validité
Flexion du tronc	erg, erd, isg, isd	erg	erg
Chaise	erg, erd, isg, isd	erg	X
Marche	erg, erd, isg, isd	erg	erg
Rotation du tronc vers la gauche	erg, erd, isg, isd	erg	erg
Rotation du tronc vers la droite	erg, erd, isg, isd	erg	erg

N.B. Seuls les groupes musculaires répondant aux critères de l'analyse apparaissent ci-dessus.

CHAPITRE IV

DISCUSSION

Interprétation de l'estimation de la fidélité

Puisque l'EMG est une mesure qui est influencée par certains paramètres (% de graisse, position des électrodes, ...), cette mesure est sujette à une fluctuation plus ou moins contrôlable en amplitude d'un sujet à l'autre (Winter, 1984) et d'une évaluation à l'autre. Malgré ces sources d'erreurs, cette mesure de l'activité musculaire est, selon Ahern (1986) et Arena (1990), précise et constante. D'après leurs conclusions, la fidélité intersession indique que la mesure EMG est stable d'une session de mesure à l'autre. Dans ces études, la corrélation inter-session était significative à $P < 0.001$. De plus, l'enregistrement du signal EMG est une mesure fidèle autant pour les activités statiques que dynamiques (Ahern, 1986). Le PUM est une variable dérivée de la mesure de l'activité EMG. Comme l'EMG est une mesure fidèle, le PUM devrait se comporter de la même façon.

Tel que décrit au chapitre des résultats, l'estimation de la fidélité du PUM révèle que les coefficients de corrélation sont significatifs ($P < 0.05$) pour l'ensemble des familles d'activités et des groupes musculaires étudiés, ce que des études antérieures (Ahern, 1986; Arena, 1990) ont

d'ailleurs démontré.

Selon l'analyse des corrélations obtenues, les activités de l'évaluation reproduisent un PUM comparable d'une évaluation à l'autre, ce qui rejoint aussi les résultats de Ahern (1986) et Arena (1990). La fidélité de ces mesures fait ressortir deux aspects intéressants résultant de l'utilisation de ce protocole expérimental d'évaluation.

L'enregistrement du niveau d'activation musculaire lors des tâches motrices à l'aide du PUM est une mesure qui ne fluctue pas dans le temps. Donc cette constatation permet de déduire que chaque famille d'activités, exécutée par les sujets, possède un patron d'activation musculaire constant, ce qui rejoint les résultats d'Arena (1990).

Suite à un test de comparaison ($P<0.05$) des différentes corrélations obtenues lors de l'estimation de la fidélité, aucune différence significative n'a été observée pour l'ensemble des activités de l'évaluation. Il est toutefois intéressant d'observer que certaines familles d'activités ont obtenus un coefficient de fidélité tendant vers un niveau supérieur. Considérant la moyenne des coefficients de corrélation calculés pour les muscles erecteurs du rachis et ischio-jambiers, la mesure des PUM lors des activités de flexion du tronc a une reproductibilité qui semble supérieure aux autres activités. Cette

précision observée pourrait expliquer la fréquente utilisation de cette activité simple dans les études effectuées sur l'évaluation EMG du phénomène de la lombalgie (Ahern, 1986, 1988; Nouwen, 1984, 1987; Bush, 1985; Kippers, 1984; Tanii, 1983; Jayasinghe, 1978; Miyazaki, 1962). Comme il a été expliqué précédemment, la flexion ou l'extension du tronc sont les principaux mouvements permis par la charnière lombaire (Nordin, 1989) et les muscles erecteurs du rachis sont les principaux acteurs de ces mouvements excentriques (Kapandji, 1975). Dans le même ordre d'idée, les ischio-jambiers sont les muscles responsables de la bascule du bassin (rétroversion et antéversion) présente dans les derniers degrés de flexion maximale du tronc (Nordin, 1989; Tanii, 1983; Kapandji, 1975).

Bien que la reproductibilité de la mesure semble avoir une tendance légèrement inférieure à celle enregistrée lors de la flexion du tronc, les PUM mesurés lors des activités de la chaise et de rotation du tronc (uniquement erecteurs du rachis pour la rotation du tronc) ont une fidélité qui est comparable. Ces activités, tout comme la flexion du tronc, ont des caractéristiques motrices semblables. L'exécution de ces tâches est toutefois plus complexe qu'une simple flexion du tronc. Il semble probable qu'une complexité plus accrue puisse laisser place à une plus grande variabilité des paramètres cinétiques et cinématiques lors de

l'exécution de ces mouvements. L'amplitude de cette variabilité pourrait expliquer en partie une tendance plus faible de la reproductibilité des mesures du PUM dans l'exécution de ces tâches (mouvement de chaise et rotation du tronc).

C'est lors des activités de la marche que les mesures du PUM ont obtenu le plus faible indice de fidélité (particulièrement pour les erecteurs du rachis). Cette tendance est possiblement le résultat d'une variabilité propre à la tâche. Dans le processus de la marche, les membres inférieurs exécutent les premières étapes de propulsion tandis que l'activité motrice du tronc assiste le mouvement afin de maintenir l'équilibre du corps. Il agit particulièrement avec le mouvement des membres inférieurs pour produire une locomotion homogène et efficace (Nordin, 1989; Stokes, 1989; Thorstensson, 1984). L'inertie produite par le mouvement des membres inférieurs et les forces de réaction produites par le contact du talon avec le sol sont amorties par une rotation du tronc (Stokes, 1989). Pour restreindre une rotation excessive du tronc, l'action des erecteurs du rachis freine le mouvement (Thorstensson, 1982). Cette réponse du tronc à l'action des membres inférieurs lors de la marche est une activité motrice accessoire et varie d'un individu à l'autre (Nordin, 1989).

Comme les muscles erecteurs du rachis, le rôle des ischio-jambiers dans la marche est de freiner le mouvement (Yang, 1985; Winter, 1984; Mann, 1979). Avant de déposer le talon au sol, le membre inférieur freine son élan à l'aide du travail excentrique des extenseurs de la cuisse (ischio-jambiers). C'est à ce moment, que l'on peut remarquer un maximum d'utilisation musculaire. Cette pointe d'activité myoélectrique est, selon Normand (1988), accompagnée d'une très grande variabilité du signal EMG. La plus faible performance de la reproductibilité des mesures enregistrées lors de la marche semble être reliée aux caractéristiques de la tâche plutôt qu'à l'appareil de mesure proprement dit.

Comparaison des niveaux d'activation musculaire, sujets pathologiques versus sujets sains

Globalement, la comparaison des PUM obtenus entre les deux groupes de cette étude révèle une moyenne des niveaux d'activation musculaire supérieure chez les sujets lombalgiques. Cette caractéristique du niveau d'activation musculaire chez le lombalgique a aussi été observée dans le cadre de plusieurs autres études (Shidaro, 1995; Peters, 1991; Arena, 1989, 1991; Ahern, 1986, 1988; Nouwen, 1984, 1987; Bush, 1985; Kippers, 1984; Tanii, 1983; Jayasinghe, 1978; Miyazaki, 1962).

Comme nous l'explique Peters (1991), Nouwen (1985) et Bush (1984), le corps possède la capacité de provoquer, sous forme réflexe, un spasme musculaire en réponse à une atteinte aux structures vertébrales. Pour l'individu souffrant de lombalgie chronique, les muscles paraspinaux se contractent vigoureusement tout au long de la flexion du tronc. Cette suractivation semble être occasionnée par une augmentation de la tension sur les ligaments lésés (dans les cas d'entorses), qui ne peuvent contenir une telle augmentation de tension sans risque de blessure (Floyd, 1955). Il est important de mentionner que certaines de nos structures vertébrales sont innervées (Yahia, 1988; Simon et Rabourdin, 1983). D'après les recherches de Yahia (1988), il a été possible de

démontrer la présence de terminaisons nerveuses dans trois ligaments.

Trois types de mécanorécepteurs ont été identifiés, ainsi que des nocicepteurs dans les couches superficielles des ligaments jaunes à proximité des attaches osseuses des autres ligaments. Selon Simon et Rabourdin (1983), les opinions sur l'importance de l'innervation de certaines structures sont toutefois partagées. Il semble que la partie périphérique de l'anneau fibreux soit innervé tandis que le noyau pulpeux serait dépourvu de toute innervation. Le ligament vertical commun postérieur est, par contre, richement innervé.

Dans l'ensemble ces études (Yahia et coll., 1988; Simon et coll., 1983) ont toutefois permis de mettre en évidence l'existence de terminaisons nerveuses dans les ligaments postérieurs de la colonne vertébrale, ce qui confirmerait l'implication de ces tissus dans le siège des douleurs rachidiennes. Donc, il semble logique de croire qu'une atteinte des structures innervées soit impliquée dans les mécanismes de l'apparition des signes cliniques de la douleur et des contractures musculaires (théorie du spasme/réflexe). Le but de ces contractures est de protéger la zone lésée contre des dommages plus importants. On retrouve donc ce mécanisme de protection lors de lésions au niveau du dos.

Pour les sujets pathologiques, les niveaux de PUM sont en général supérieurs pour l'ensemble des quatre groupes musculaires. Cette suractivation observée est particulièrement plus importante pour l'erecteur du rachis gauche. Selon un seuil de probabilité de 5%, seul l'erecteur du rachis gauche a une augmentation significative du PUM.

Ce patron de suractivation musculaire a été observé par le passé. Il semble y avoir une relation entre la présence d'une lombalgie et l'action musculaire asymétrique pendant l'exécution de tâches posturales (Nouwen 1987; Cohen, 1986; Triano, 1985). Triano (1985) explique que l'activité asymétrique musculaire peut être le reflet d'une réponse conditionnée acquise lors d'un épisode de douleurs. Nouwen (1984) observe une différence marquée entre l'activité musculaire des sujets pathologiques comparativement aux sujets sains. Une activité (EMG) asymétrique des erecteurs du rachis est enregistrée chez le sujet pathologique lorsque l'on s'attend à une activité musculaire symétrique. Dans l'exécution d'une flexion maximale du tronc, Collin (1982) a trouvé une différence absolue gauche-droite marquée pour l'activité EMG.

Dans cette étude, l'activité asymétrique se traduisait par une suractivation musculaire dominante de l'erecteur du rachis gauche pour l'ensemble des activités. D'autres chercheurs ont aussi obtenu des résultats comparables. Tel qu'illustré sur la Figure 18, Hoyt (1981) a observé une suractivation significative plus importante pour les erecteurs du rachis gauches du groupe pathologique en position debout. Dans une position avec le tronc fléchi, Jones (1980) mesure une activité EMG supérieure pour l'erecteur du rachis gauche comparativement à l'erecteur du rachis droit chez le lombalgique. Suite à ces observations, une

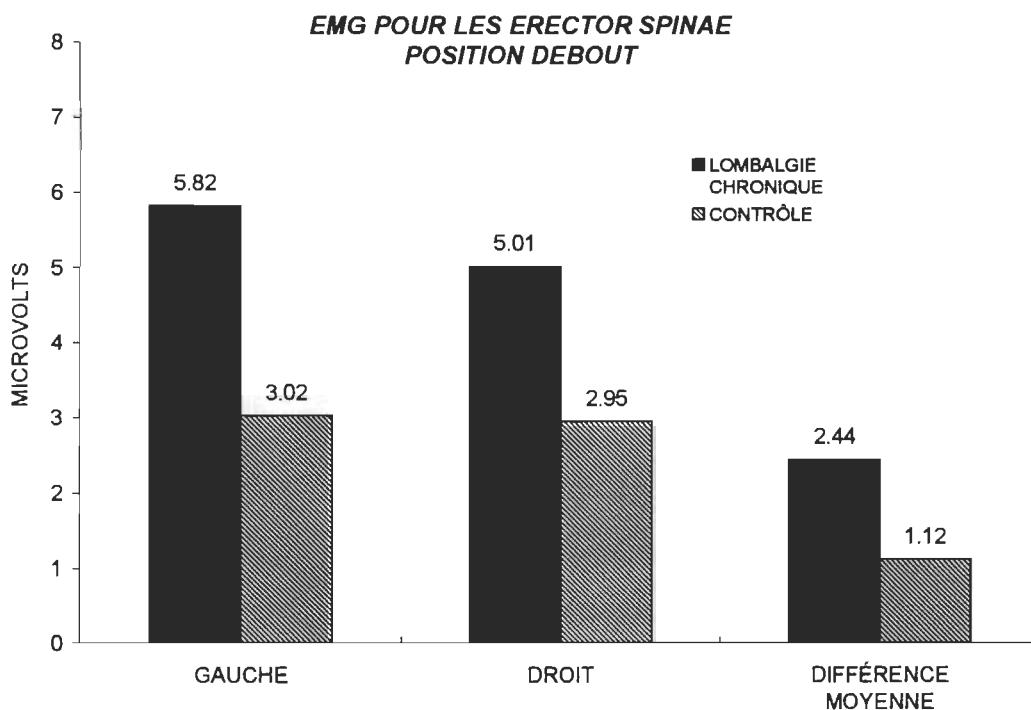


Figure 18. Niveaux de l'activité EMG des erecteurs du rachis selon une position debout (Hoyt, 1981).

question semble pertinente. Pourquoi l'erecteur du rachis gauche est-il le plus touché dans la réponse musculaire (EMG) à la pathologie?

Dans les recherches effectuées (Hoyt, 1981; Jones, 1980), aucune de ces études ne donne d'explications sur cet aspect commun de la réponse musculaire de l'erecteur du rachis gauche en relation avec la lombalgie chronique. Par contre, l'hypothèse d'une latéralisation naturelle (individu droitier) qui influencerait les mécanismes de la blessure lombaire semble possible. Dans la présente étude, huit des dix sujets pathologiques étaient droitiers et, selon les statistiques qu'on retrouve dans l'étude de Perelle (1983), 90% des humains sont droitiers.

Dans le phénomène de la latéralisation, une dimension importante de la préférence manuelle est la différenciation. La main préférée réalise le but du mouvement et l'autre main (non-préférée) l'assiste (Peters, 1988). Comme Perelle (1983) le décrit, la main dominante est préférée pour l'utilisation d'outils, pour lancer, pour brosser les dents. Ces observations et les recherches menées par Peters (1988) amènent celui-ci à suggérer que la musculature et les os de la jambe gauche sont moyennement un peu plus massifs que ceux de la jambe droite chez les droitiers. Bien que les asymétries anatomiques ne soient pas évidentes, les asymétries fonctionnelles observées chez la majorité de ces sujets

sont marquées. Les concepts utilisés pour définir les rôles fonctionnels des mains s'appliquent très bien aux jambes. Tel qu'expliqué précédemment, dans les deux cas, l'action précédent le but est initiée par le membre préféré et le support nécessaire pour exécuter l'action est obtenu par l'autre membre. Ce principe est présent dans un très grand nombre de tâches motrices (Peters, 1988). D'après cet auteur, là où les mains et les jambes collaborent, ce principe peut s'appliquer pour l'ensemble du corps.

Les conclusions des recherches effectuées sur la latéralisation lorsque mises en relation avec les résultats de la présente étude (une suractivation musculaire dominante de l'erecteur du rachis gauche présente chez les sujets lombalgiques) suggèrent la réflexion suivante. Dans la vie de tous les jours, l'individu utilise d'avantage son membre supérieur droit de préférence à celui de gauche pour effectuer des activités simples comme transporter une valise, se brosser les dents, frapper un clou avec un marteau, frotter un meuble avec un linge humide, etc. Dans l'exécution de ces tâches, l'utilisation du côté droit de la ceinture scapulaire (membre supérieur droit) aura comme conséquence d'induire un moment de force à la base du tronc. Ce moment de force ainsi créé a tendance à déplacer le centre de gravité du haut du corps vers la droite. Pour contrebalancer ce moment de force et maintenir le

centre de gravité vers le centre d'équilibre du corps, celui-ci compensera en produisant une contraction des muscles du côté gauche de l'axe formé par le rachis. Cette contraction musculaire doit produire un moment de force de grandeur équivalente et de sens opposé. L'erecteur du rachis gauche est un des muscles dont la position et l'orientation permettent d'effectuer un tel travail.

En se basant sur les hypothèses émises par Peters (1988), les structures du côté gauche de la base du tronc seraient donc surutilisées comparativement au côté droit. Par cette surutilisation, les probabilités de l'apparition d'une blessure seraient plus élevées du côté gauche du tronc d'où l'observation prédominante des mécanismes de protection (spasme/réflexe décrit par Nouwen et Bush, 1984) du côté gauche, à la base du tronc.

Relation entre le niveau de suractivation musculaire de l'erecteur du rachis gauche et le niveau de douleur ressenti chez le sujet lombalgique

Les résultats de cette étude ont permis de démontrer que la suractivation musculaire est présente chez l'individu lombalgique. Tel qu'observé, le PUM moyen de l'erecteur du rachis gauche obtenu chez le groupe pathologique est significativement plus élevé que celui du groupe sain. Tel qu'exprimé dans la revue de la littérature, cette augmentation de l'activité musculaire (spasme) est une réponse réflexe à la douleur.

La théorie du spasme-réflexe explique que l'activité EMG sera plus élevée pendant une période de douleur intense et sera moindre durant une période de douleur moins prononcée. Si le niveau de tension musculaire a un rôle important dans l'étiologie de la lombalgie ou du maintien de la douleur, il est logique de penser qu'une augmentation de tension entraîne une augmentation de la douleur (Ahern, 1988; Nouwen, 1984). Les principaux muscles (erecteurs de rachis) impliqués dans ces tensions ont une ligne d'action qui est parallèle à la colonne vertébrale. Cette ligne d'action sous-entend qu'une augmentation de la tension musculaire aura comme conséquence d'augmenter les forces de compression et/ou de scisaillement au niveau des structures vertébrales lésées, d'où la théorie du spasme/réflexe. Ainsi, une corrélation significativement positive a été déterminée chez plusieurs sujets entre

l'intensité de la douleur dans le bas du dos et le niveau de contracture musculaire (Sherman, 1985).

Le niveau de douleur mesuré chez le sujet pathologique nous informe sur sa position par rapport à un individu sain dont le niveau de douleur est à zéro. Le Niveau de Suractivation Musculaire (NSM) nous informe sur la position du PUM obtenu chez un sujet pathologique comparativement à un PUM moyen calculer pour le groupe sain. Ce PUM moyen correspond à la position zéro. De cette façon, il est possible de comparer les niveaux de douleur¹ au niveau de suractivations musculaires.

Les corrélations obtenues dans cette étude démontrent qu'une relation existe entre les NSM et les niveaux de douleur pour l'ensemble des familles d'activités, à l'exception des mouvements de la chaise. Cette activité a une composante qui ne se retrouve pas dans les autres tâches de l'évaluation. Selon nos observations lors de l'évaluation, lorsque les sujets devaient s'asseoir, ceux-ci regardaient devant eux sans voir la chaise. Suite à cette observation, il semble probable qu'une appréhension face à une chute possible, chez certains sujets, biaise les

¹Selon une échelle obtenue par un test de McGill sur l'appréciation du niveau de douleur ressentie par le sujet test ayant été effectué avant la période d'évaluation.

mesures du PUM. Il serait donc important de considérer cet aspect lors du choix des activités d'une future évaluation.

Les résultats des travaux de recherche effectués par Arena (1991), ne permettent pas de supporter la théorie du spasme / réflexe soit, la relation directe entre l'intensité de la douleur et le niveau de tension musculaire. Il n'y a pas de cause à effet entre l'évaluation du niveau d'activation EMG et la douleur (Bush, 1985). Il est important de noter que ces conclusions sont basées sur des résultats obtenus par des mesures EMG non calibrées.

Dans la mesure de l'activité EMG, une variabilité inter-sujets considérable est évidente (Winter, 1984). Il est reconnu que cette variabilité est due à des différences dans la mesure (emplacement des électrodes et distance entre elles) (Van-Dieen, 1991) et des différences propres aux sujets évalués (pourcentage de graisse, température de la peau, type de fibre, masse musculaire) (Hemingway, 1995). Pour un sujet souffrant de lombalgie chronique et possédant un fort pourcentage de tissu adipeux, la mesure EMG pour une activité donnée pourrait être équivalente à la mesure EMG d'un sujet sain ayant un faible pourcentage de tissu adipeux. Dans certains cas, des variations entre les lectures EMG de deux individus pourraient être attribuées à une différence de

positionnement différent des électrodes sur la masse musculaire visée.

L'avantage du PUM est d'atténuer les influences des caractéristiques de la mesure EMG et du sujet. Cette calibration du signal EMG permet de diminuer la variabilité inter-sujets (Normand, 1988). La mesure calibrée permet une évaluation plus réaliste du niveau de contraction musculaire pour une tâche donnée. Tout comme dans les travaux de Sherman (1985), l'utilisation d'une mesure calibrée semble être déterminante dans l'estimation de la relation entre le niveau d'activité musculaire ou de contracture et le niveau de douleur.

Un protocole d'évaluation simple et efficace

Le phénomène de la lombalgie chronique est sans contredit un problème de premier ordre pour notre société. Mise à part les coûts faramineux de cette pathologie qui conduit peu à peu à l'invalidité, un aspect pratique justifie d'emblée toutes les ressources investies dans la recherche. L'évaluation objective de l'incidence de la lombalgie chronique sur les capacités physiques et fonctionnelles de l'individu demeure un défi de taille pour notre système de la santé.

Trop souvent, l'évaluation de la lombalgie est subjective. Les médecins et praticiens ayant à statuer sur l'état de leur patient ressentent pour la plupart un malaise qui se justifie par l'absence de mesures objectives pour l'évaluation des pertes fonctionnelles au niveau du dos. Cette situation entraîne des écarts d'évaluation des capacités du patient. Tel que cité dans l'introduction, le clinicien n'a souvent recours qu'aux impressions personnelles du patient et à des mesures d'amplitude de mouvement et de force à l'aide de méthodes inadéquates (Mayer, 1987).

D'après les résultats de la présente étude, le protocole utilisé permet de mesurer de façon objective l'incidence de la lombalgie chronique sur le degré d'activation de certains groupes musculaires de la posture (erecteurs du rachis et ischio-jambier).

Une application pratique possible sous-jacente au protocole initial de cette étude est le NSM (Niveau de Suractivation Musculaire). Le NSM est une échelle qui catégorise le degré d'incapacité d'un individu lombalgique par rapport à un individu sain. Cette échelle pourrait servir de barème pour la réaffectation d'un travailleur selon des tâches qui correspondent à ses limitations fonctionnelles.

Pour utiliser un tel protocole afin d'évaluer les capacités physiques et fonctionnelles résiduelles d'un travailleur victime d'une lombalgie chronique, il est important que l'évaluation réponde à certains critères d'ordre pratique. D'une part, l'évaluation ne doit pas s'éterniser. La fatigue musculaire apparaît plus rapidement chez le sujet lombalgique, qui ressent d'avantage la douleur après une courte période de temps (Biederman, 1991; Jayasinghe, 1978; DeVries, 1967). Une évaluation trop longue pourrait provoquer une fatigue excessive et biaiser les résultats par des NSM supérieurs à la réalité. Une session d'évaluation de 15 minutes semble adéquate (Hoyt, 1981). D'autres part, les activités de l'évaluation exécutées par le patient doivent être significatives et sécuritaires. L'information recueillie doit être utile, dans le sens qu'elle peut être appliquée à la réalité et l'état du patient ne doit pas être aggravé par l'évaluation...

Afin d'adapter le présent protocole aux besoins actuels des professionnels de la santé, il semble adéquat de faire le point sur les différentes activités de l'évaluation. Il a été démontré tout au long de cette étude que la flexion du tronc est une activité privilégiée et très utilisée dans les différentes évaluations. Cette activité est simple et rapide à effectuer. Elle démontre clairement la suractivation des muscles erecteurs du rachis chez le sujet lombalgique. De plus, cette suractivation est fortement reliée au niveau de douleur ressentie par l'individu. La position assise est simple et rapide à effectuer. Elle nous permet, tout comme la flexion du tronc, d'évaluer le NSM. Par contre cette activité devrait être statique soit en position assise seulement, tel qu'utilisée par le passé comme activité d'évaluation (Arena, 1989). Tel que décrit précédemment, une dimension psychologique (peur de se laisser tomber vers l'arrière sur la chaise) semble biaiser la relation entre le NSM et le niveau d'appréciation de la douleur lorsque l'activité est dynamique.

Bien que des NSM soient présents lors de la marche, les muscles impliqués n'ont qu'une activité motrice accessoire et varie d'un sujet à l'autre (Nordin, 1989). Leur rôle de frein occasionne une plus grande variabilité lors de l'enregistrement des PUM. Cette activité peut être utile pour un professionnel expérimenté qui connaît bien les différentes étapes

et mécanismes de la marche. Il est important de mentionner que cette activité nécessite plus de matériel (marqueur d'événement) et la préparation du sujet demande plus de temps. La marche pourrait être utilisée comme activité supplémentaire afin d'évaluer les limitations physiques et fonctionnelles d'un individu à se déplacer.

Lorsque le sujet pathologique effectue une rotation du tronc, il est intéressant de constater la présence des niveaux d'activation musculaire supérieurs pour l'erecteur du rachis gauche autant pour la rotation vers la droite que pour celle vers la gauche. Pour l'évaluation des individus lombalgiques, cette activité est à éviter. Les mouvements de torsion sont reconnus comme étant à risque et ils peuvent provoquer des blessures à la colonne vertébrale (Mayer, 1987; Farfan, 1984). Selon Ayoub (1989), la rotation des vertèbres entre elles a pour effet d'augmenter significativement le risque de blessures dues à une réduction de la résistance à la torsion de l'anulus fibrosus. En général, on peut conclure que les mouvements s'effectuant avec une torsion du tronc sont à proscrire (Chaffin, 1991).

Une session d'évaluation typique pourrait consister à enregistrer les NSM des muscles erector du rachis et ischio-jambiers lors des activités de flexion du tronc et de position statique assise. Cette session

peut s'effectuer sur une période de 15 à 20 minutes sans risque de blesser le patient suite à une fatigue excessive, ou à l'exposition de ce dernier à des mouvements présentant certains risques.

CHAPITRE V CONCLUSION

Maintes études et recherches ont été effectuées afin de faire la lumière sur le phénomène de la lombalgie chronique. Malgré certaines contradictions, l'ensemble des travaux a été concluant sur l'utilisation de l'enregistrement EMG comme instrument de mesure pour caractériser l'incidence de la pathologie sur l'individu. Ces travaux ont permis de différencier l'état lombalgique et l'état sain. Certaines différences ont été observées dans le patron d'activation musculaire chez le pathologique. Malgré tout, aucune de ces études ne permet une gradation objective de l'état pathologique sur les capacités physiques et fonctionnelles de l'individu.

La présente étude suggère l'utilisation d'une mesure calibrée (PUM) pour l'évaluation du niveau d'activation musculaire. Conjointement au PUM, un protocole basé sur plusieurs familles d'activités aura permis d'observer une suractivation musculaire dominante de l'erecteur du rachis gauche. L'hypothèse d'une relation entre la latéralisation et les mécanismes de l'apparition de la lombalgie semble plausible.

Basé sur le PUM moyen des sujets sains, le NSM permet de catégoriser les individus lombalgiques selon le niveau de contracture musculaire. Selon l'analyse des résultats de cette étude, il existe une relation directe entre le NSM et le niveau de douleur chez le sujet pathologique. Comme la douleur est invalidante pour la majorité des individus et que ce dernier doit dépenser plus d'énergie pour faire la même tâche, le NSM peut être considéré comme une mesure du degré d'incapacité ou de limitation fonctionnelle.

Dans son ensemble, cette étude aura permis d'élaborer un protocole d'évaluation simple et efficace. Simple car elle peut être effectuée en moins d'une demi heure et efficace car elle permet de mesurer d'une façon précise et objective le niveau des capacités physiques et fonctionnelles de l'individu victime de lombalgie chronique. Cette étude ouvre une perspective nouvelle dans le milieu du travail pour la réaffectation des travailleurs victimes de lombalgie chronique dans des tâches moins exigeantes correspondant mieux à leurs limitations physiques et fonctionnelles.

BIBLIOGRAPHIE

Ahern, D.K., Follick, M.J., Council, J.R. et Laser-Wolston, N. (1986).

Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 67(10), 762-725.

Ahern, D.K., Follick, M.J., Council, J.R., Laser-Wolston, N. et

Litchman, H. (1988). Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*, 34, 153-160.

Arena, J.G., Sherman, R.A., Bruno, G.M. et Young, T.R. (1991).

Electromyographic recordings of low back pain subjects and non-pain controls in six different positions: effect of pain levels. *Pain*, 45(1), 23-8.

Arena, J.G., Sherman, R.A., Bruno, G.M. et Young, T.R. (1990).

Temporal stability of paraspinal electromyographic recordings in low back pain and non-pain subjects. *Int. J. Psychophysiol.*, 9(1), 31-37.

- Arena, J.G., Sherman, R.A., Bruno, G.M. et Young, T.R. (1989). Electromyographic recordings of 5 types of low back pain subjects and non-pain controls in different positions. *Pain*, 37(1), 57-65.
- Ayoub, M.M. et Mital, A. (1989). *Manual materials handling*. New York: Taylor & Francis.
- Bush, C., Ditto, B. et Feuerstein, M. (1985). A controlled evaluation of paraspinal EMG biofeedback in the treatment of chronic low back pain. *Health Psychol.*, 4(4), 307-21.
- Biedermann, H.J., Shanks, G.L., Forrest, W.J. et Inglis, J. (1991). Power spectrum analyses of electromyographic activity. Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine*, 16(10), 1179-84.
- Chaffin, D.B. et Andersson, G.B.J. (1991). *Occupational biomechanics - second edition*. New York: John Wiley & Sons, Inc.

- Cohen, M.J. Swanson, G.A., Naliboff, B.D., Schandler, S.L. et
McArthur, D.L. (1986). Comparison of electromyographic response
patterns during posture and stress tasks in chronic low back pain
patterns and control. *J. Psychosom. Res.*, 30(2), 135-41.
- Collins, G.A., Cohen, M.J., Naliboff, B.D. et Schandler, S.L. (1982).
Comparative analysis of paraspinal and frontalis EMG, heart rate
and skin conductance in chronic low back pain patients and normals
to various postures and stress. *Scand. J. Rehab. Med.*, 14, 39-46.
- Delagi E.F., Paretto, A., Iazzetti, J. et Morrison, D. (1975). *Anatomic
Guide for the electromyographer*. New York: Charles C. Thomas
publisher.
- DeVries H.A. (1967). EMG fatigue curves in postural muscles: a possible
etiology for idiopathic back pain syndrome. *Am. J. Phys. Med.*, 47,
175-81.
- Dubo, H., Peat, M., Winter, A., Quanbury, A.O., Steenke, T. et Graham,
R. (1976). Telemetered electromyography — temporal analysis of
gait: Part 1 - normal locomotion. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 57, 415-
420.

Enoka, R. (1988). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Illinois: Human Kinetics Books.

Farfan, H. et Gracovetsky, S. (sous presse). The optimum spine. *Spine*.

Floyd, W.F. et Silver, P.H.S. (1951). Fonction of the erectors spinae muscles in flexion of the trunk. *Lanat.*, 1, 133-34.

Floyd, W.F. et Silver, P.H.S. (1955). The fonction of the erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. *Journal of Physiology*, 129, 184-203.

Hemingway, M.A., Biederman, H.J. et Inglis, J. (1995). Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. *Biofeedback, Self Regul.*, 20(1), 39-49.

Holleran, K., Pope, M., Haugh, L. et Absher, R. (1995). The response of flexion- relaxation phenomenon in low back loading. *Lowa. Orthop. Jour.*, 15, 24-8.

Hoyt, W.H., Hunt, H.H., DePauw, M.A., et al. (1981). Electromyographic assessment of chronic low-back pain syndrome. *Journal of AOA*, 80(11), 728-730.

Janda, V. (1977). Muscles central nervous motor regulation and back problems. *The Neurobiologic Mechanisms in Manipulative Therapy*, 8, 27-41.

Jones, A.L. et Wolf, S.L. (1980). Treating chronic low back pain. *Physical Therapy*, 60(1), 58-63.

Jayasinghe, W.H., Harding, R.H., Anderson, J.A. et Sweetman, B.J. (1978). An electromyographic investigation of postural fatigue in low back - a preliminary study. *Electromyogr. Clin. Neurophysio.*, 18, 191-198.

Kapandji, I.A. (1975). *Physiologie articulaire, Tome 3*. Paris: Maloine.

Kippers, V. et Parker, A.W. (1984). Posture related to myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. *Spine*, 9, 740-745.

- Klein, A.B., Snyder-Mackler, L., Roy, S.H. et DeLuca, C.J. (1991). Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with electromyographic spectral analysis in identifying low back pain. *Phys. Ther.*, 71(6), 445-54.
- Kravitz, E., Moore, M.E. et Glaros, A. (1981). Paralumbar muscle activity in chronic low back pain. *Phys. Med. Rehabil.*, 62, 172-176.
- Laurencelle, L. (1991). *Développement de la mesure*. Trois-Rivières: Université du Québec à Trois-Rivières, Département des sciences de l'activité physique.
- Laurig, W. (1976). Methodological and physiological aspects of electromyographic investigation. *Biomechanics*, 119-130.
- Leboeuf, C. (1991). Low back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 14(5), 311-316.
- Lyons, K.L., Perry, J., Gromley, J.K., Barnes, L. et Antonnelli, D. (1983). Timing and relative intensity of hip extensor and adductor muscle action during level and stair ambulation. *Phys. Ther.*, 63(10), 1597-1605.

Mann, R.A., Hagy, J.L. et al. (1979). The initiation of gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 61-A(2)*, 232-239.

Marchand, D. (1990). *Évaluation du travail des muscles du tronc pour différentes conditions de manipulation de charges impliquant la torsion*. Mémoire de maîtrise, Trois-Rivières: Université du Québec à Trois-Rivières, Département des sciences de l'activité physique.

Mayer, T.G. (1987). Assessment of lumbar function. *Clin. Ortho. Rel. Res., 221*, 99-109.

Mayer, T.G., Smith, S.S., Keeley et Mooney, V. (1985). Quantification of lumbar function. Part 2: Sagittal plane trunk strength in chronic low-back pain patients. *Spine, 10(8)*, 765-772.

McGill, S.M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial torque: implications for lumbar mechanics. *J. Orthop. Res., 9(1)*, 91-103.

Mirka, G.A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics, 34(3)*, 343-352.

Miyazaki, A., Tajima, T. et Yonemori, M. (1962). An electromyographic study on the quantitative measurement of the objective findings in the so-called lumbago. *Acta Medica Universitatis Kagoshimaensis*, 4, 265-70.

Nordin, M., Frankel, V.H. (1989). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Philadelphia, London: Lea & Febiger edition.

Normand, M. (1988). *Calibration physiologique de l'activation musculaire au cours de mouvements simples et complexes*. Thèse de doctorat inédité, Québec: Université Laval.

Nouwen, A. et Bush, C. (1984). Relationship between paraspinal EMG and chronic low back pain. *Pain*, 20, 109-123.

Nouwen, A. et Solinger, J.W. (1979). Effectiveness of EMG biofeedback training in low back pain. *Biofeedback Self-Regul.*, 4, 103-111.

Nouwen, A., Van Akkerveeken, P.F. et Verslot, J.M. (1987). Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. *Spine*, 13, 777-782.

Paquet, N., Malouin, F. et Richards, C.L. (1994). Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine*, 19(5), 596-603.

Perelle, I.B. et Ehrman, L. (1983). The development of laterality. *Behavioral Science*, 28, 284-297.

Peters, M. (1988). Footedness: Asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychological Bulletin*, 103(2), 179-192.

Peters, M. et Schimdt, A.J. (1991). Psychophysiosocial responses to repeated acute pain simulation in chronic low back pain patients. *J. Psychosom. Res.*, 1991, Volume 35 (1), 59-74.

Roy, S.H., De Luca, C.J. et Casavant, D.A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lowr back pain. *Spine*, 14(9), 992-1001.

Schultz, B.A., Haderspeck-Grib, K., Sinkora, G. et Warwick, D. (1985). Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *Journal of Orthopedic Research*, 13(2), 189-197.

- Sherman, R.A. (1985). Relationships between strength of low back muscle contraction and reported intensity of chronic low back pain. *Am. J. Phys. Med.*, 64, 190-200.
- Shidaro, O., Ito, T., Kaneda, K. et Strax, T.E. (1995). Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 74(2), 139-44.
- Simon, L. et Rabourdin, J.-P. (1983). *Lombalgies et médecine de rééducation*. Paris: Édition Masson.
- Stokes, V.P., Andersson, C. et Forssberg, H. (1989). Rotational and translation movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J. Biomechanics*, 22(1), 43-55.
- Tanii, K. et Masuda, T. (1983). A kinesiologic study of erectors spinae activity during trunk flexion and extension. *Ergonomics*, 28(6), 883-893.

Tata, J.A., Peat, M., Grahame, R.E. et Quanbury, A.O. (1983). The normal peak of electromyographic activity of quadriceps femoris muscle in stair cycle. *Anat. Anz. Jena.*, 153, 175-188.

Thorstensson, A.L.F., Nilsson, J. et Zomlefer, M. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol. Scand.*, 121, 9-22.

Thorstensson, A.L.F., Carlson, H., Zomlefer, M. et Nilsson, J. (1982). Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol. Scand.*, 116, 13-20.

Toussaint, H.M., Winter, A.F., Haas, Y., Looze, M.P., Van-Dieen, J.H. et Kingma, L. (1995). Flexion relaxation during lifting: implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *J. Biomech.*, 28(2), 199-210.

Triano, J.J. (1983). Objective electromyographic evidence for use and effects of lift therapy. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 6(1), 13-16.

Triano, J.J. et Luttges, M. (1985). Myoelectric paraspinal response to spinal loads: potential for monitoring low back pain. *J. Manipulative Physiol. Ther.*, 8(3), 137-145.

Tsuboi, T., Satou, T., Egawa, T., Izumi, Y. et Miyazaki, M. (1994). Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.* 69(4), 361-366.

Vakos, J.P., Nitz, A.J., Threlkeld, A.J., Shapiro, R. et Horn, T. (1994). Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. *Spine*, 19(6), 687-95.

Van-Dieen, J.H., Thissen, C.E. et Van-De-Ven, A.J. (1991). The electro-mechanical delay of the erector spinae muscle: influence of rate force development, fatigue and electrode location. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 63(3-4), 216-222.

Winter, D.A. (1984). Pathologic gait diagnosis with computer - Averaged electromyographic profiles. *Arch. Phy. Med. Rehabil.*, 65, 393-98.

Yahia, L.H., Drouin, G., Rivard, C.H. et Maurais, G. *Caractérisation microscopique, biochimique et biomécanique des ligaments spinaux.* (Rapport déposé à l'IRSST). Montréal: IRSST.

Yang, J.F. et Winter, D.A. (1985). Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 60, 485-491.