

2m11.2940.1

Université de Montréal

**La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des sujets souffrant de  
cervicalgie chronique**

Par  
Suzy Bubolic

Sciences Biomédicales,  
École de réadaptation  
Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de  
Maître ès sciences (M.Sc.)  
en sciences biomédicales

Décembre, 2001

© Suzy Bubolic, 2001



W

4

U58

2002

v.034

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

**La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des sujets souffrant de  
cervicalgie chronique**

présenté par :

Suzy Bubolic

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Sylvie Nadeau  
président-rapporteur

A. Bertrand Arsenault  
directeur de recherche

Denis Gagnon  
codirecteur

Martin Bilodeau  
membre du jury

## SOMMAIRE

Les buts de cette étude sont d'évaluer différentes mesures cliniques, l'efficacité neuromusculaire et la fatigabilité des muscles du cou chez dix-sept femmes souffrant de cervicalgie chronique et dix-sept femmes contrôles, ainsi que d'étudier si des relations existent entre ces mesures. Les questionnaires du McGill pain et du SF-12, l'angle cranio-vertébral, la mobilité articulaire et la force maximale volontaire (FMV) des muscles cervicaux ont été évalués. Les relations *Root mean square* (RMS)/Moment et Médiane (Md)/Moment ont été évaluées lors de contractions en rampe. Les relations RMS/Temps et Md/Temps, lors d'une contraction soutenue de 10 secondes. Relativement aux sujets contrôles, les sujets avec cervicalgie ont démontré une diminution de la mobilité articulaire et de la FMV en extension. La pente RMS/Moment des muscles splénius cervicis était significativement plus positive pour le groupe contrôle, suggérant une meilleure efficacité neuromusculaire chez les sujets avec cervicalgie. Aucune différence entre les groupes n'a été trouvée pour la relation Md/Moment. Des pentes RMS/Temps et Md/Temps significativement plus positives pour les muscles sternocléidomastoïdiens du groupe contrôle ont été obtenues, suggérant une plus grande résistance à la fatigue chez le groupe avec cervicalgie. Les analyses de régression n'ont montré aucune relation significative importante entre les mesures cliniques et EMG. Les résultats suggèrent une composition en fibres musculaires, chez les sujets avec cervicalgie, qui serait moins fatigables lors d'une contraction soutenue. Par ailleurs, les relations entre les mesures étant faibles, un tableau clinique clair de ces patients n'a pu être défini.

Mots clés : douleur cervicale, fatigue, efficacité neuromusculaire

## SUMMARY

The goal of this study was to document different clinical measurements, neuromuscular efficiency and fatigability of neck muscles in seventeen women with chronic neck pain and seventeen women with no history of cervical pain, and to study any potential relationship between these variables. The McGill pain and SF-12 questionnaires were filled. Cranio-vertebral angle, range of motion (ROM) and maximal voluntary contraction (MVC) were evaluated. Root mean square (RMS)/Moment and Median frequency (MF)/Moment were evaluated during ramp contraction, and RMS/Time and MF/Time relationships during a sustained 10 seconds contraction. Sternocleidomastoid (SCM) muscles were used for flexors and splenius capitis and cervicis for extensor muscles. For the neck pain group, compared to control, a weakness of the extensors and a decreased of ROM were found. The RMS/Moment relationship of splenius cervicis was significantly more positive for the control group than in the neck pain group, indicating better neuromuscular efficiency in the latter group. The same behavior was shown for all muscles. No between group difference was found for all MF/Moment relationships. The RMS/Time and MF/Time slopes were significantly more positive for SCM muscles, indicating less fatigue in the neck pain group. The regression analyses did not reveal important correlations between the clinical and EMG measurements. The results suggest a muscle fiber composition in neck pain subjects that would be less fatigable during sustained contractions. Because relationships between pain, EMG measurements and other clinical measurements were weak, a clear pattern of deficiencies for those subjects was not defined.

Key words: neck pain, fatigue, weakness

## TABLE DES MATIÈRES

<b>IDENTIFICATION DU JURY.....</b>	<b>ii</b>
<b>SOMMAIRE.....</b>	<b>iii</b>
<b>SUMMARY.....</b>	<b>iv</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES.....</b>	<b>v</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX.....</b>	<b>ix</b>
<b>LISTE DES FIGURES.....</b>	<b>x</b>
<b>LISTE DES ABRÉVIATIONS.....</b>	<b>xii</b>
<b>DÉDICACE.....</b>	<b>xiii</b>
<b>REMERCIEMENTS.....</b>	<b>xiv</b>
<b>1. INTRODUCTION.....</b>	<b>1</b>
<b>2. REVUE DE LA LITTÉRATURE.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Mesures cliniques.....</b>	<b>4</b>
2.1.1 Douleur et état de santé.....	4
2.1.2 Mobilité articulaire du cou.....	5
2.1.3 Posture en protraction.....	6
2.1.4 Force et faiblesse musculaire.....	7
2.1.5 Endurance musculaire.....	8
<b>2.2 Mesures électromyographiques (EMG).....</b>	<b>9</b>
2.2.1 Analyse temporelle du signal EMG.....	10
2.2.1.1 Relation EMG/Moment et efficacité neuromusculaire.....	10
2.2.1.2 Relation EMG/Temps et fatigue musculaire.....	11
2.2.2 Analyse spectrale du signal EMG.....	12
2.2.2.1 Physiologie.....	12
2.2.2.2 Relation Md/Moment et inférence sur les types de fibres.....	14
2.2.2.3 Relation Md/Temps et fatigue musculaire.....	15

2.3 Corrélations.....	17
<b>3. BUTS ET HYPOTHÈSES DE LA PRÉSENTE ÉTUDE.....</b>	<b>19</b>
<b>4. ARTICLE.....</b>	<b>20</b>
<b>4.1 Rôle des auteurs.....</b>	<b>21a</b>
4.1.1 Accord des coauteurs.....	21b
<b>4.2 Permission de l'éditeur.....</b>	<b>22</b>
<b>4.3 Title page.....</b>	<b>23</b>
<b>4.4 Abstract.....</b>	<b>24</b>
<b>4.5 Introduction.....</b>	<b>26</b>
<b>4.6 Methods.....</b>	<b>30</b>
4.6.1 Subjects.....	30
4.6.2 Clinical measurements and location of EMG electrodes.....	30
4.6.3 Dynamometry and electromyography.....	31
4.6.4 Statistical analyses.....	33
<b>4.7 Results.....</b>	<b>34</b>
4.7.1 Clinical measurements.....	34
4.7.2 Ramp contraction.....	34
4.7.2.1 EMG/Moment relationship- Neuromuscular efficiency.....	34
4.7.2.2 MF/Moment relationship.....	35
4.7.3 Fatigue (sustained contraction).....	36
4.7.3.1 EMG/Time relationship.....	36
4.7.3.2 MF/Time relationship.....	36
4.7.4 Correlational analyses.....	37
<b>4.8 Discussion.....</b>	<b>38</b>
4.8.1 Clinical measurements.....	38
4.8.2 Ramp contraction.....	39
4.8.2.1 EMG/Moment relationship- Neuromuscular efficiency.....	39
4.8.2.2 MF/Moment relationship.....	40
4.8.3 Fatigue (sustained contraction).....	42

4.8.3.1 EMG/Time relationship.....	42
4.8.3.2 MF/Time relationship.....	43
4.8.4 Correlational analyses.....	45
<b>4.9 Conclusion.....</b>	<b>46</b>
<b>4.10 Acknowledgements.....</b>	<b>46</b>
<b>4.11 References.....</b>	<b>47</b>
<b>4.12 Tables.....</b>	<b>54</b>
<b>4.13 Figures.....</b>	<b>57</b>
<b>4.14 Résultats supplémentaires.....</b>	<b>66</b>
4.14.1 Régression linéaire.....	66
4.14.2 Cervicalgies d'origine traumatique et non traumatique.....	67
<b>5. DISCUSSION.....</b>	<b>70</b>
<b>5.1 Échantillonnage et interprétation.....</b>	<b>70</b>
<b>5.2 Mesures cliniques.....</b>	<b>71</b>
5.2.1 Douleur et état de santé.....	71
5.2.2 Mobilité articulaire du cou.....	72
5.2.3 Posture.....	72
5.2.4 Force et faiblesse musculaire.....	73
<b>5.3 Mesures électromyographiques.....</b>	<b>75</b>
5.3.1 Contraction en rampe.....	75
5.3.1.1 Relation EMG/Moment et efficacité neuromusculaire.....	75
5.3.1.2 Relation Md/Moment.....	76
5.3.2 Fatigue.....	78
5.3.2.1 Relation EMG/Temps.....	79
5.3.2.2 Relation Md/Temps.....	81
<b>5.4 Corrélations.....</b>	<b>82</b>
<b>5.5 Cervicalgies d'origine traumatique et non traumatique.....</b>	<b>83</b>
<b>5.6 Recommandations.....</b>	<b>85</b>
<b>6. CONCLUSION.....</b>	<b>87</b>



<b>RÉFÉRENCES</b> .....	<b>88</b>
<b>ANNEXE A</b> Certificat d'éthique.....	xv
<b>ANNEXE B</b> Formulaire de consentement.....	xvii
<b>ANNEXE C</b> Échelle de la douleur (VAS).....	xxi
<b>ANNEXE D</b> « <i>Pain drawing</i> ».....	xxiii
<b>ANNEXE E</b> Questionnaires de la douleur de McGill.....	xxv
<b>ANNEXE F</b> Questionnaires sur la fonction SF-12.....	xxviii
<b>ANNEXE G</b> Abrégé soumis au « International Physiotherapy Congress », Sydney, Australie, 2002.....	xxxiii

## LISTE DES TABLEAUX

### ARTICLE

Table I : Clinical measurements (mean and SD) for control and neck pain subjects.....	54
Table II : Descriptive statistics for each measure used (slope of the regression line) for a given muscle for both the control and the chronic neck pain group with a summary of the two way ANOVAs with one repeated measure for each muscle investigated.....	55
Table III : Pearson correlation coefficients ( $r$ ) contrasting different variables for the neck pain group.....	56

## LISTE DES FIGURES

### ARTICLE

Figure 1: Position of the subjects.....	57
Figure 2: Root mean square (RMS)/Moment relationship of the right SCM muscle during ramp contraction in neck flexion.....	58
Figure 3: Root mean square (RMS)/Moment relationship of the right splenius capitis muscle during ramp contraction in neck extension.....	59
Figure 4: Median frequency (MF)/Moment relationship of the right SCM muscle during ramp contraction in neck flexion.....	60
Figure 5 : Median frequency (MF)/Moment relationship of the right splenius capitis muscle during ramp contraction in neck extension.....	61
Figure 6: Root mean square (RMS)/Time relationship of the right SCM muscle during fatigue contraction in neck flexion.....	62
Figure 7: Root mean square (RMS)/Time relationship of the right splenius capitis muscle during fatigue contraction in neck extension.....	63
Figure 8: Median frequency (MF)/Time relationship of the right SCM muscle during fatigue contraction in neck flexion.....	64
Figure 9: Median frequency (MF)/Time relationship of the right splenius capitis muscle during fatigue contraction in extension.....	65

## Autres résultats

Figure 10: Corrélations entre la FMV en extension et en flexion pour chaque sujet du groupe contrôle.....66

Figure 11: Corrélations entre la FMV en extension et en flexion pour chaque sujet du groupe avec cervicalgie.....67

Figure 12: Relation RMS/Temps pour le muscle SCM droit durant le test de fatigue.....68

Figure 13: Relation Md/Temps pour le muscle SCM droit durant le test de fatigue.....69

**LISTE DES ABRÉVIATIONS**

EMG	électromyographie/ électromyographique <i>electromyography/ electromyographic</i>
Fig	figure
FMV	force maximale volontaire
Md	fréquence médiane
MF	<i>median frequency</i>
mm	millimètre
MPF	<i>mean power frequency</i>
MVC	<i>maximal voluntary contraction</i>
NME	<i>neuromuscular efficiency</i>
p	degré de signification
PRI	<i>pain rating index</i>
r	coefficient de corrélation de Pearson
RMS	<i>root mean square</i>
ROM	<i>range of motion</i> ; mobilité articulaire
SCM	sternocléidomastoïdien
µm	micromètre
µV	microvolt
VAS	<i>visual analogue scale</i>

## DÉDICACE

Je dédie ce mémoire à ma famille et mes amis qui m'ont encouragée et appuyée durant toute la réalisation de ce projet qui me tenait à coeur. Un merci bien particulier à Wassim qui a toujours été présent pour moi et qui m'a permis de me concentrer à temps plein durant la rédaction de ce mémoire.

## REMERCIEMENTS

Je tiens particulièrement à remercier le Dr A. Bertrand Arsenault qui a suscité ma curiosité et mon intérêt pour le domaine électromyographique, m'a guidée, encadrée et fait connaître le monde scientifique tout au long de ces deux années et demie. Merci au Dr Denis Gagnon pour toutes les suggestions et corrections apportées, lesquelles ont été grandement appréciées.

Merci aussi à toutes les personnes et collègues de l'Université de Montréal et de l'Institut de Réadaptation de Montréal qui ont participé à ce projet et qui ont répondu à mes questions.

Je voudrais souligner les bourses du doyen de la Faculté des études supérieures, grandement appréciées, ainsi que l'appui financier accordé pour ce projet par le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation.

## 1. INTRODUCTION

La cervicalgie, douleur cervicale, est un phénomène répandu et aussi une cause de consultation importante dans le réseau de la santé. En effet, les cervicalgies affectent un pourcentage élevé de la population (Bovim, Schrader, & Sand, 1994; Cote, Cassidy, & Carroll, 1998). Selon deux sondages récents, 14 % des norvégiens (Bovim et al., 1994) et 22 % de la population de la Saskatchewan au Canada (Cote et al., 1998) ont souffert de ce problème sur une période de six mois. On rapporte qu'au moins 67% (Cote et al., 1998) et 71 % (Mäkele, 1993) de la population auront des douleurs au cou au moins une fois dans leur vie. Ce phénomène affecte les hommes et les femmes, mais il a été documenté que les femmes en sont atteintes de 1,2 (Cote et al., 1998) à 1,6 (Hasvold & Johnsen, 1993) fois plus que les hommes. De plus, les cervicalgies expliquent 15,9% du taux d'absentéisme au travail, pourcentage presque similaire à celui des lombalgies, expliquant 17,7% du taux d'absentéisme (Kvarnstrom, 1983). Conséquemment, les cervicalgies ont un impact psychologique et économique important sur les personnes qui en souffrent (Lubkin, 1992). Les causes des cervicalgies sont nombreuses et variées (Cyriax, 1971; Friedman & Nelson, 1996). Elles peuvent débuter suite à un traumatisme comme un accident de véhicule moteur (connues alors sous le nom de « whiplash »), une subluxation ou dislocation d'une vertèbre, ou encore suite à une fracture (Friedman, Marin, & Padula, 1992). Une posture de travail inadéquate ou une mauvaise hygiène posturale, de l'arthrose, de l'instabilité vertébrale et une lésion discale sont aussi des causes des douleurs cervicales importantes (Cyriax, 1971). D'autres facteurs connus sont les maladies systémiques, comme, par exemple, la polyarthrite rhumatoïde (Cyriax, 1971). Peu importe la cause, ces maux peuvent devenir chroniques. Il semble accepté dans la littérature que la chronicité s'installe après environ trois mois de douleur, laissant ainsi assez de temps pour détecter des changements physiologiques lors de biopsies, par exemple (Mannion et al., 2000). Les déficiences physiques résultant des douleurs cervicales sont aussi nombreuses (Barton & Hayes, 1996; Hagen, Harms-Ringdahl, Enger, Hedenstad, & Morten, 1997; Jordan, Mehlsen, & Ostergaard, 1997)



mais il semble qu'un tableau clinique clair présentant les déficits de ces patients ne soit pas encore décrit dans la littérature.

En effet, il est montré que les sujets souffrant de cervicalgie chronique présentent une réduction de la mobilité articulaire (ROM) du cou (Dumas, Arsenault, Boudreau, Magnoux, Lepage, Bellavance & Loisel, 2001; Hagen et al., 1997; Jordan et al., 1997), un port de tête vers l'avant (Griegel-Morris, Larson, Mueller-Klaus, & Oatis, 1992), et une faiblesse marquée des muscles fléchisseurs (Barton & Hayes, 1996; Jordan et al., 1997; Silverman, Rodriguez, & Agre, 1991; Vernon et al., 1992) et extenseurs (Jordan et al., 1997; Vernon et al., 1992) cervicaux. En plus de cette faiblesse musculaire, il apparaît que les fléchisseurs du cou chez les sujets avec cervicalgie ont une moins bonne efficacité neuromusculaire (Barton & Hayes, 1996) que ceux de sujets asymptomatiques. De plus, les fléchisseurs et extenseurs cervicaux chez les patients avec douleur cervicale chronique sont moins résistants à la fatigue, en comparaison avec des sujets sans douleur (Gogia & Sabbahi, 1994).

La faiblesse et la fatigue musculaire se retrouvent également chez les sujets présentant des lombalgies chroniques. Ces déficiences sont documentées (Roy, De Luca, Emley, & Buijs, 1995; Umezū, Kawazu, Tajima, & Ogata, 1998) à l'aide de protocoles d'évaluation dynamométrique et électromyographique (EMG) développés dans différents laboratoires (Roy, De Luca, & Casavant, 1989; Roy et al., 1995; Van Dieën, Heijblom, & Bunkens, 1998). Les travaux de ces auteurs sur les maux de dos suggèrent des outils d'évaluation objectifs de la faiblesse et de la fatigue des muscles du dos. Ces mesures EMG et dynamométriques particulièrement sensibles à la faiblesse et à la fatigue musculaires sont intéressantes pour la réadaptation et pourraient être utilisées, de façon concomitante avec d'autres mesures cliniques, pour l'évaluation des personnes souffrant de cervicalgie chronique.

Il est donc tout à fait pertinent de documenter les déficiences provenant des douleurs cervicales chroniques, et d'estimer la sensibilité des mesures de faiblesse et de fatigue musculaires déjà utilisées en lombaire chez les patients souffrant de

lombalgie. De plus, ces mesures sont d'un intérêt certain pour la clinique. En effet, si des liens existaient entre la faiblesse, la fatigue musculaire et d'autres variables évaluées généralement en clinique, les modalités thérapeutiques utilisées lors des traitements pourraient être plus spécifiques et, conséquemment, des résultats plus rapides en découleraient. Par exemple, si une association négative était démontrée entre la fatigue et la mobilité articulaire du cou, un plan de traitement plus ciblé serait possible. En effet, la mobilité, facile à évaluer en clinique, est diminuée chez les patients avec cervicalgie (Dumas et al., 2001). Si cette association existe, il sera alors essentiel aux professionnels d'enseigner à leurs patients un programme de renforcement musculaire des muscles du cou en endurance et non en force, comme le font la majorité des cliniciens. Si la problématique globale des sujets avec douleur cervicale chronique était mieux comprise, cela pourrait donc avoir des retombées fort intéressantes pour le monde clinique.

## **2. REVUE DE LA LITTÉRATURE**

Le but de cette section est de présenter les déficiences physiques résultant des cervicalgies chroniques (diminution de la mobilité articulaire, faiblesse musculaire, posture en protraction) et les techniques utilisées afin d'objectiver ces déficiences. Depuis plusieurs années, différents auteurs documentent les impacts physiques causés par les cervicalgies, mais ces données sont plutôt éparses dans la littérature. Pour les problèmes de lombalgie chronique, les chercheurs mettent l'emphase sur l'évaluation de la fatigue musculaire. Cette mesure intéressante est démontrée déficiente chez ces sujets souffrant de lombalgie (Roy et al., 1989). La fatigue a aussi été étudiée pour différents muscles du corps chez des sujets sains (Merletti, Sabbahi, & De Luca, 1984; Moritani, Muro, & Nagata, 1986), mais très peu d'études ont utilisé cette mesure pour l'évaluation de la région cervicale. La revue de littérature débutera donc par les mesures cliniques utilisées pour l'évaluation de la cervicalgie. Suivront ensuite les mesures électromyographiques et, pour compléter, un mot sur

les corrélations connues entre différentes mesures chez des sujets souffrant de cervicalgie. Les buts de la présente étude seront présentés par la suite ainsi que les hypothèses de recherche.

## **2.1 Mesures cliniques**

### **2.1.1 Douleur et état de santé**

Plusieurs tests et questionnaires sont utilisés afin de quantifier la douleur. Le « *visual analogue scale* » (VAS) est une ligne de 100 mm. Le début de cette ligne signifie qu'il n'y a aucune douleur et la fin de celle-ci, la pire douleur imaginable. Le sujet inscrit une croix à l'intensité de la douleur qu'il perçoit à ce moment précis, et une mesure correspondante en mm est ensuite prise. Cette échelle, utilisée pour la présente étude est illustrée à l'annexe C (p.xxi). Le VAS, démontré comme valide (Price, McGrath, Rafii, & Buckingham, 1983), est aussi utilisé comme mesure en réponse à la douleur lors de tests comme le pincé-roulé (Bansevicius & Pareja, 1998; Dumas et al., 2001), ou encore pour l'évaluation de l'atténuation de la douleur chez des sujets ayant entrepris un programme d'exercices (Ylinen & Ruuska, 1994). Le « *pain drawing* » test est aussi une façon de quantifier la douleur avec la même échelle de mesure que le VAS, avec l'avantage de délimiter différentes régions douloureuses sur une figure. Un exemple de ce test est inclus à l'annexe D (p.xxiii). Par ailleurs, l'un des questionnaires les plus utilisés en recherche est celui de la douleur de McGill (Melzack, 1975). Ce questionnaire [voir Annexe E, p.xxv] comporte des descriptifs sensoriel et affectif. La courte version, plus rapide à remplir, comporte ces deux mêmes catégories et les résultats obtenus avec cette version sont hautement corrélés avec ceux obtenus avec la version longue (Melzack, 1987). Bien que Phillips et Jahanshahi (1985) soient capables de discriminer deux types de migraines (céphalée de tension versus migraine) avec ce questionnaire, d'autres auteurs (Dumas et al., 2001) n'ont pu trouver de différence entre trois groupes ayant différents types de céphalées. Les auteurs expliquent ces résultats par le fait que les patients aient utilisé, pour la plupart, le souvenir de la douleur et non la

douleur elle-même. Par ailleurs, pris individuellement, les résultats de ce test peuvent donner d'importantes informations sur la douleur ressentie par chacun des sujets (Melzack, 1987).

En ce qui a trait à l'état de santé, le questionnaire sur l'état de santé (*SF-12 Health Survey*) est court et facile à comprendre. Il s'agit d'un questionnaire divisé en deux composantes (physique et mentale) à faire remplir par le sujet. Cette méthode consiste en un échantillon de questions identiques à la version originale de 36 questions (McHorney, Ware, & Raczek, 1993). Avec cette courte version, Ware et al. (1996) ont obtenu les mêmes résultats qu'avec le SF-36 et ce, pour les deux composantes. Le SF-36 a d'ailleurs été traduit en français et validé (Perneger, Leplege, Etter & Rougemont, 1995). Les questionnaires en français et en anglais qui ont été utilisés dans la présente étude sont joints aux annexes F (p.xxviii). Par ailleurs, d'autres études ont utilisé différents questionnaires, qui ne semblent pas avoir été traduits. Il s'agit du « *Standardized Nordic questionnaire* » (Hagen et al., 1997) pour l'évaluation des symptômes musculo-squelettiques et du questionnaire « *ADL* » (*measurements of activities of daily living*) utilisé par Jordan et al. (1997) pour une mesure des activités de la vie quotidienne.

### 2.1.2 Mobilité articulaire du cou

Il est montré que la mobilité articulaire active du cou est diminuée chez les sujets souffrant de cervicalgie (Hagen et al., 1997, Jordan et al., 1997, Dumas et al., 2001). Ceci a été observé pour cinq des six mouvements du cou (flexion, flexion latérale bilatérale et rotation bilatérale) dans une recherche avec des sujets masculins (Hagen et al., 1997). Jordan et al. (1997) ont aussi montré une diminution de la mobilité active en extension, le seul mouvement évalué, chez des sujets avec cervicalgie chronique comparés à des sujets normaux. Ces auteurs ont noté que la diminution de la mobilité articulaire était plus marquée chez les femmes que chez les hommes. De plus, Dumas et al. (2001), en utilisant la somme des mouvements antagonistes (flexion + extension, rotations droite + gauche, flexions latérales droite + gauche),

ont trouvé des résultats différents selon la catégorie de sujets souffrant de céphalée cervicogénique. Ces auteurs ont montré une diminution significative de toutes les mesures chez des sujets avec céphalée causée par un accident de véhicule moteur comparées à celles d'un groupe contrôle. Par contre, aucune différence dans la mobilité n'a été trouvée entre des sujets avec céphalée d'origine non traumatique et le même groupe contrôle. Plus récemment, certains auteurs ont observé une diminution significative de la mobilité pour seulement trois des six mouvements étudiés, flexion, flexion latérale gauche et rotation droite et ce, chez des sujets souffrant de douleur cervicale non traumatique comparée à celle des sujets contrôles (Rix & Bagust, 2001). À noter que les deux derniers auteurs cités (Dumas et al., 2001; Rix & Bagust, 2001) ont utilisé l'inclinomètre « *cervical range of motion device* », dont la fiabilité inter-juge et intra-juge a été démontrée antérieurement (Rheault et al., 1992; Youdas et al., 1992). Cet instrument sera utilisé dans la présente étude. Il comporte aussi l'avantage de pouvoir mesurer les rotations axiales en positions assise, contrairement à d'autres types d'inclinomètres (Kuhlman, 1993; Mayer, Brady, Bovasso, Pope & Gatchel, 1993).

### 2.1.3 Posture en protraction

La posture de la tête est un aspect important lors de l'évaluation de la région cervicale (Kendall & McCreary, 1983; Magee, 1988). Une posture normale est acquise lorsque les structures musculo-squelettiques ont un niveau de stress minimal (Kendall & McCreary, 1983). Si cette posture n'est pas atteinte, des stress anormaux sur les tissus peuvent provoquer certains symptômes douloureux, bien qu'il y ait peu de fondements scientifiques à ce sujet (Raine & Twomey, 1994). Certains auteurs ont démontré que la posture en protraction était significativement plus marquée chez des femmes avec céphalées cervicogéniques comparativement à des femmes sans douleur (Watson & Trott, 1993). Dumas et al. (2001) n'ont pas trouvé de différence pour des mesures d'angles cranio-vertébraux entre des sujets souffrant de céphalées cervicogéniques et celles d'un groupe contrôle. Pour quantifier la posture, les auteurs de ces deux études ont utilisé une mesure de l'angle cranio-vertébral. Il s'agit de

prendre une photographie latérale du sujet en position assise. La mesure de l'angle est obtenue à l'aide d'une ligne horizontale passant par le processus épineux de la 7<sup>ème</sup> vertèbre cervicale (C7) et d'une ligne passant de C7 au tragus de l'oreille. Une étude portant sur la fiabilité de cette méthode rapporte une valeur moyenne de 51,97° ( $\pm 5,77$ ) pour une posture en position neutre. Une diminution de cet angle crânio-vertébral est interprétée comme une posture en protraction.

#### 2.1.4 Force et faiblesse musculaire

Il a déjà été démontré, sur des sujets avec lombalgie et cervicalgie, que lorsque la douleur persiste et que la chronicité s'installe, des changements physiologiques au niveau des fibres musculaires se produisent (Mannion et al., 2000; Uhlig, Weber, Grob, & Muntener, 1995). D'autres études sur les cervicalgies ont mis l'accent sur la perte de la force musculaire des muscles du cou. Des mesures statiques de force maximale volontaire (FMV) ont été effectuées à l'aide d'un dynamomètre manuel (Dumas et al., 2001; Silverman et al., 1991), d'un sphygmomanomètre modifié (Vernon et al., 1992), ou avec un dynamomètre relié à une jauge de force (Barton & Hayes, 1996; Jordan et al., 1997). Les études ont souvent évalué la FMV statique des muscles responsables de chacun des mouvements afin de comparer les valeurs entre deux groupes de sujets.

Silvermann et al. (1991) et Barton et Hayes (1996) ont montré une diminution significative de la force des muscles fléchisseurs du cou chez des sujets avec cervicalgie chronique, lorsque comparée aux valeurs des sujets normaux. Ces deux études ont positionné les sujets en décubitus dorsal. Les résultats de Silvermann et al. (1991) ont été obtenus avec la tête des sujets positionnée de trois façons différentes, soit en position neutre et en ajoutant une rotation de chaque côté. Barton et Hayes (1996) ont testé la force en position neutre seulement. Par ailleurs, d'autres études ont en plus évalué la force des muscles extenseurs et elles ont trouvé une diminution marquée de la FMV des fléchisseurs et extenseurs du cou chez des sujets souffrant de cervicalgie (Jordan et al., 1997; Vernon et al., 1992). Vernon et al. (1992) ont

testé leurs sujets en position debout, tête en position neutre. Jordan et al. (1997) quant à eux ont positionné leurs sujets en position assise, la tête à 45° d'extension pour la FMV en flexion et à 30° de flexion pour la mesure de la FMV en extension. Dans ces positions, la relation entre la longueur du muscle et la force est maximisée. Dumas et al. (2001) ont aussi testé la FMV des fléchisseurs et extenseurs du cou chez des sujets avec céphalées cervicogéniques et un groupe contrôle. Les sujets étaient en décubitus dorsal pour la force des fléchisseurs et en décubitus ventral pour celle des extenseurs. Ils ont trouvé une faiblesse significative pour les deux mouvements chez les sujets ayant des céphalées d'origine traumatique. Par contre, lorsqu'ils ont comparé des sujets avec céphalées cervicogéniques d'origine non traumatique et le même groupe contrôle, Dumas et al. (2001) ont trouvé une diminution marquée de la FMV en flexion seulement. Les positions adoptées dans les différentes études sont très variées. La comparaison des valeurs de force d'une étude à l'autre est alors plus difficile à effectuer. L'élimination de la gravité étant un facteur essentiel à la fiabilité lors de la collecte de données (Queisser, Blutner & Seidel, 1994), la FMV des sujets de la présente étude sera évaluée en position assise, la tête des sujets en position neutre.

#### 2.1.5 Endurance musculaire

Une autre composante de la fonction musculaire, soit l'endurance, a été documentée dans la littérature et s'est aussi avérée déficiente chez des sujets avec une douleur cervicale et des céphalées (Dumas et al., 2001; Jordan et al., 1997; Jull, Barrett, Magee, & Ho, 1999). Les muscles du cou courts fléchisseurs étant surtout toniques, leur rôle serait de maintenir une bonne posture de la tête (Jull et al., 1999). Pour évaluer ces muscles, les tests d'endurance sont tout à fait appropriés. La procédure d'évaluation consiste à tenir une position standardisée le plus longtemps possible, avec ou sans résistance externe. L'évaluation est terminée lorsque les muscles sollicités ne peuvent plus garder cette position ou jusqu'à ce qu'il y ait compensation par d'autres muscles. Le temps total de maintien est comparé entre des groupes de sujets. Ceci a été utilisé par Dumas et al. (2001) pour les muscles courts fléchisseurs

du cou. Dans cette étude, les sujets étaient en décubitus dorsal et la tête devait être maintenue à 2 cm de la table. Dumas et al. (2001) ont trouvé une diminution de l'endurance chez des sujets avec céphalées post traumatiques comparée aux valeurs du groupe contrôle. Jordan et al. (1997) ont aussi trouvé une diminution de l'endurance des muscles extenseurs du cou chez des sujets avec une cervicalgie chronique.

L'évaluation de l'endurance musculaire peut provoquer de la douleur importante chez les sujets avec cervicalgie puisque cela nécessite une contraction maintenue le plus longtemps possible. Ceci constitue une limitation importante quant aux valeurs obtenues et à l'interprétation des résultats. Une différente méthode d'évaluation de la musculature utilise l'EMG de surface. Il s'agit de l'évaluation de la fatigue musculaire (Roy et al. 1995; Umezu et al., 1998). Ce test n'exige pas des sujets de maintenir une position le plus longtemps possible. En fait, l'interprétation est possible lorsque la durée de la contraction soutenue équivaut à la moitié de la durée d'un test d'endurance (Van Dieen et al., 1998). Parce que le protocole de la présente étude comporte un test de fatigue pouvant potentiellement augmenter la douleur des sujets, les tests d'endurance musculaire ne seront pas utilisés. Les tests de fatigue sont discutés plus en détails dans cette revue.

## **2.2 Mesures électromyographiques (EMG)**

Tel que mentionné, les tests évaluant la FMV et l'endurance de la musculature du cou impliquent des limitations importantes lors de l'interprétation des résultats. Les sujets peuvent être inquiets face à la reproduction de la douleur et à ce moment, la mesure prise sera fonction de leur capacité à la tolérer ainsi que de leur degré de motivation à fournir un effort maximal (Mannion, Dumas, Stevenson, & Cooper, 1998; O'Sullivan, Twomey, & Allison, 1997). Dû à ces problèmes de douleur et de motivation lors des tests d'endurance, l'électromyographie (EMG) de surface est de plus en plus utilisée afin d'évaluer différentes caractéristiques musculaires. En effet,



l'évaluation EMG est peu dépendante de la motivation des sujets (Mannion et al., 1998). Plusieurs études ont déjà été faites au niveau des extrémités (Bilodeau, Arsenault, Gravel, & Bourbonnais, 1991; Bilodeau, Arsenault, Gravel, & Bourbonnais, 1992b; Moritani & Muro, 1987) et au niveau des muscles du dos (Larivière, Arsenault, Gravel, Gagnon, Loisel & Vadeboncoeur, 2001; Mannion et al., 1998; Roy et al., 1989) mais peu d'études ont utilisé les mesures EMG pour l'évaluation des muscles du cou (Kumar, Narayan, & Amell, 2001).

## 2.2.1 Analyse temporelle du signal EMG

### 2.2.1.1 Relation EMG/Moment et efficacité neuromusculaire

Dans le domaine temporel de l'EMG, une mesure généralement exprimée en « root mean square » (RMS), est utilisée pour quantifier l'activité électrique d'un muscle. Il a été démontré que lors d'une augmentation progressive de la force statique (contraction en rampe), il y a une augmentation proportionnelle de la valeur du RMS du signal EMG (De Luca, LeFever, McCue, & Xenakis, 1982; Lawrence & De Luca, 1983; Moritani & Muro, 1987). Cette augmentation peut être linéaire ou non linéaire, selon la stratégie utilisée par le muscle. Ainsi, pour augmenter la force, il existe une interrelation entre deux facteurs, soit le recrutement de nouvelles unités motrices et la modulation de la fréquence de décharge des unités motrices déjà utilisées. Ces facteurs influencent la relation entre l'EMG et le moment de force. Lorsqu'il y a un recrutement de nouvelles unités motrices pour augmenter le moment de force, la pente de la relation EMG/Moment est plus importante que lors de la modulation de la fréquence des fibres déjà en fonction (Moritani & Muro, 1987). Moritani & Muro (1987) expliquent que les unités motrices nouvellement recrutées sont généralement reliées à des fibres ayant une activité électrique plus importante. Il y a donc une augmentation du potentiel d'action global dû au recrutement de fibres de type II. Par ailleurs, la pente de la relation EMG/Moment est moins abrupte lorsqu'il s'agit d'une augmentation de la fréquence des unités motrices déjà utilisées (Moritani & Muro, 1987).

Un concept théorique intéressant concernant la relation EMG/Moment a été proposé il y a plusieurs années (Lenman, 1959): celui de l'efficacité neuromusculaire (DeVries, 1968; Moritani & deVries, 1978; Moritani & deVries, 1979). Ce concept suggère que l'activité électrique requise pour produire un même niveau de force est plus importante chez des sujets ayant une faiblesse musculaire que chez des sujets normaux. Conséquemment, le sujet faible doit recruter un nombre plus élevé d'unités motrices et est donc moins « efficace » (DeVries, 1968; Moritani & deVries, 1979; Tang & Rymer, 1981). Ce recrutement plus important est exprimé avec la pente de la relation EMG/Moment qui est plus abrupte. La notion d'efficacité neuromusculaire a été utilisée par plusieurs auteurs avec un degré limité de succès. En effet, Tang et Rymer (1981) ont trouvé une musculature plus efficace chez des sujets contrôles par rapport à des sujets hémiparétiques, mais seulement pour la moitié des sujets testés. De plus, Barton et Hayes (1996) ont conclu à une plus grande efficacité des muscles sternocléidomastoïdiens (SCM) chez des sujets sans douleur comparée à celle des sujets avec douleur cervicale. Par contre, ces derniers résultats n'ont pas atteint le seuil de signification. D'autre part, une étude récente met en doute l'utilisation de cette notion. Larivière et al. (2001) ont trouvé une pente Moment/EMG moins abrupte pour les muscles multifidus chez des sujets normaux comparativement à des sujets souffrant de douleur lombaire chronique. Conformément à la définition de cette notion, les sujets avec douleur seraient donc plus efficaces, ayant eu à recruter moins d'unités motrices pour un même niveau de force que les sujets sans douleur.

#### 2.2.1.2 Relation EMG/Temps et fatigue musculaire

La valeur du RMS du signal EMG est aussi étudiée durant des tests impliquant des contractions isométriques soutenues menant le muscle à la fatigue. Lors de ces tests, une augmentation du RMS a été observée pour les muscles des extrémités (Arendt-Nielsen & Mills, 1988; Moritani et al., 1986; Moritani, Nagata, & Muro, 1982). À notre connaissance, un seul article a porté sur les muscles SCM du cou chez des sujets normaux. Les résultats ont aussi montré une augmentation du RMS dans le

temps (Portero, Bigard, Gamet, Flageat, & Guezennec, 2001). Lors du maintien de la contraction statique, cette augmentation s'expliquerait par le recrutement progressif de nouvelles unités motrices afin de conserver le niveau de force désiré (Arendt-Nielsen & Mills, 1988; Moritani et al., 1986). C'est pourquoi l'augmentation des valeurs du RMS dans le temps est montrée lors de contraction en force sous-maximale seulement (Arendt-Nielsen & Mills, 1988). Moritani et al. (1986) utilisent la relation EMG/Temps comme index de fatigue. Selon eux, un muscle étant composé majoritairement de fibres de type II aurait une pente RMS/Temps plus abrupte, puisqu'il serait plus fatigable qu'un muscle majoritairement composé de fibres de type I. Ils ont testé les muscles biceps brachial (muscle mixte) et soleus (muscle surtout composé de fibres de type I) pour arriver à cette conclusion.

## 2.2.2 Analyse spectrale du signal EMG

### 2.2.2.1 Physiologie

Plus récemment, une autre mesure électromyographique s'est avérée valide et non influencée par la motivation du sujet (Mannion et al., 1998). La médiane (Md) du spectre de puissance est cette mesure EMG particulièrement intéressante. Celle-ci est une mesure statistique de tendance centrale. La Md est de plus en plus utilisée pour étudier la musculature lombaire (Mannion et al., 1998; Umezu et al., 1998) (Roy et al., 1995) mais n'en est qu'à ses débuts au niveau des muscles cervicaux (Gogia & Sabbahi, 1994).

Comme il s'agit de mesures statistiques, la moyenne du spectre de puissance est aussi utilisée. Par contre, il semblerait que la Md soit une mesure plus sensible (Bilodeau, Arsenault, Gravel, & Bourbonnais, 1992a). Ces mesures spectrales sont de plus en plus utilisées car elles semblent refléter la composition en fibres musculaires des muscles étudiés (Bilodeau et al., 1992a; De Luca, 1993; Gerdle, Henriksson-Larsen, Lorentzon, & Wretling, 1991). Lorsqu'un sujet contracte un muscle de 0 à 100% de sa FMV, il recrute généralement ses unités motrices de façon

ordonnée, c'est-à-dire du plus petit motoneurone au plus gros (Goldberg & Derfler, 1977). En général, les fibres musculaires de plus petit diamètre (type I) sont associées aux plus petits motoneurones et les fibres musculaires de plus gros diamètre (type II) sont associées aux plus gros motoneurones (Garnett, O'Donovan, Stephens, & Taylor, 1979). Cependant, certains muscles présentent des fibres de types II plus petites que celles de type I (Ng, Richardson, Kippers, & Parnianpour, 1998; Westbury & Shaughnessy, 1987). D'autres muscles peuvent aussi présenter des fibres de type II de même grosseur que celle de type I (Polgar, Johnson, Weightman, & Appleton, 1973). La Md du spectre est hautement corrélée avec la vitesse moyenne de conduction musculaire (Eberstein & Beattie, 1985; Kupa, Roy, Kandarian, & De Luca, 1995) laquelle vitesse moyenne de conduction a un fort lien avec le diamètre des fibres musculaires recrutées (Andreassen & Arendt-Nielsen, 1987). Par conséquent, la Md peut nous donner une estimation de la grosseur des fibres musculaires (relativement à la normale) qui sont recrutées. Une faiblesse musculaire causée par l'atrophie des fibres pourrait donc être dépistée par la Md puisque celle-ci est sensible au diamètre des fibres produisant le potentiel d'action (Roy et al., 1989; Roy et al., 1995). Par ailleurs, d'autres études suggèrent que la vitesse de conduction peut aussi s'expliquer par les caractéristiques électrophysiologiques spécifiques du type de fibre musculaire recruté, indépendamment de sa grosseur (Sadoyama, Masuda, Miyata & Katsuta, 1988; Gerdle, Henriksson-Larsen, Lorentzon & Wretling, 1991).

La composition en fibres musculaires au niveau cervical est très peu documentée à ce jour. Selon certains auteurs, chez le chat on retrouverait une proportion de 55% à 57% de fibres de type I dans le muscle splénius et de 22% à 30 % de ces mêmes fibres dans les muscles occipito-scapulaires (Richmond & Abrahams, 1975). Chez l'humain, on a retrouvé 73% de fibres de type I dans la partie thoracique des muscles erector spinae (Johnson, Polgar, Weightman, & Appleton, 1973). Au niveau cervical, une étude a été faite sur six cadavres de sexe masculin afin de voir si il existait une différence dans la grosseur des fibres de types I et II (Polgar et al., 1973). Ces chercheurs ont montré que pour le muscle SCM, le diamètre moyen des fibres de

type I était de 50,2  $\mu\text{m}$  et celui des fibres de type II, de 53,3 $\mu\text{m}$ . La différence entre ces deux valeurs n'était pas significative. Cependant, il pourrait en être autrement chez les sujets féminins car plusieurs études suggèrent qu'il existe une différence entre les deux sexes en ce qui concerne la grosseur des fibres ou la proportion de celles-ci (Mannion et al., 1997a; Simoneau & Bouchard, 1989). Une autre étude, utilisant la biopsie, a été effectuée sur le SCM et les extenseurs du cou (splenius capitis et partie occipitale du trapèze supérieur) chez des sujets masculins et féminins souffrant de douleur cervicale chronique (Uhlrig et al., 1995). Les résultats suggèrent qu'il y aurait une transformation des fibres de type I vers les fibres de type II suivant les premiers mois de symptômes douloureux. Puis avec le temps et la chronicité, des transformations simultanées dans les deux directions se produiraient, soit des fibres de type I vers des fibres de types II, et vice-versa. Par contre, les auteurs ne mentionnent pas le pourcentage ni la grosseur de chacun des types de fibres respectifs. À notre connaissance, aucune analyse de fibres musculaires par biopsies, chez des sujets sains, des muscles splenius capitis et splenius cervicis chez l'humain n'a été faite. Selon Sommerich et al. (2000), cela aurait permis de documenter les principaux muscles extenseurs du cou.

#### 2.2.2.2 Relation Md/Moment et inférence sur les types de fibres

Dans la littérature il a été démontré avec les muscles des extrémités que lors d'une contraction en rampe il y a une augmentation de la Md ou de la moyenne du spectre (Bilodeau, Arsenault, Gravel, & Bourbonnais, 1994; Moritani & Muro, 1987; Pincivero, Campy, Salfetnikov, Bright & Coelho, 2001). Cette augmentation correspond à la séquence normale de recrutement graduel, soit des fibres de type I aux fibres de type II. Pour d'autres régions, comme au niveau des muscles masseter, certains auteurs ont trouvé une pente négative pour cette relation (Westbury & Shaughnessy, 1987). Ceci est possible, puisque pour le muscle masseter les fibres de type I ont un diamètre plus important que les fibres de type II (Westbury & Shaughnessy, 1987). Ceci a aussi été observé pour le muscle multifidus (Mannion, 1999; Mannion et al., 1998). Au niveau des muscles du cou chez des hommes et des

femmes asymptomatiques, Kumar et al. (2001) ont trouvé que lors de contractions en rampe, il y a une augmentation de la Md à travers des niveaux de force pour les muscles SCM. Une pente Md/Moment négative a été observée pour les muscles extenseurs splénius capitis. Avec de tels résultats, il a été suggéré que les fibres de type I auraient un plus petit diamètre que les fibres de type II pour le SCM, tandis que pour le muscle splénius capitis, les fibres de type I seraient plus grosses que les fibres de type II. Par ailleurs, la pente étant moins importante pour les muscle splénius capitis chez les femmes que chez les hommes, ces auteurs spéculent sur le fait que la différence de grosseur entre les fibres serait moins importante chez les sujets de sexe féminin.

#### 2.2.2.3 Relation Md/Temps et fatigue musculaire

La Md du spectre constitue aussi un outil de mesure pour objectiver la fatigue musculaire (Mannion & Dolan, 1994; Merletti et al., 1984; Roy et al., 1989). Selon Vollestad (1997), la fatigue se définit comme suit : « *Any exercise-induced reduction in maximal capacity to generate force or power output* ». Le terme exercice inclut tous types ou toutes intensités d'exercices et inclut aussi tous types d'activités musculaires, tel que la contraction musculaire provoquée avec la stimulation électrique. La fatigue musculaire est reflétée par la pente de la relation de la Md avec le temps. Cette relation Md/Temps est alors utilisée comme index de fatigue (Moritani et al., 1982; Moritani et al., 1986).

Lors d'une contraction soutenue, les fibres de type II ont tendance à se fatiguer plus rapidement (Moritani et al., 1986). Parce que le diamètre de la fibre est corrélé avec la vitesse de conduction moyenne (Andreassen & Arendt-Nielsen, 1987) et que généralement les fibres de type II ont un plus gros diamètres que les fibres de type I (Garnett et al. 1979), la vitesse de conduction moyenne diminue de façon significative. Par conséquent, la Md du spectre de puissance se déplace vers les basses fréquences et c'est ainsi que cette mesure est sensible à l'état de fatigue musculaire (Mannion & Dolan, 1994; Moritani et al., 1986). Il a été démontré que les

valeurs de la Md ou de la moyenne diminuent et cette pente négative est plus abrupte lorsque le niveau de force à soutenir est plus élevé que lorsqu'il est moins important (Dolan, Mannion, & Adams, 1995; Merletti et al., 1984; Moritani et al., 1982; Roy et al., 1989; Roy et al. 1995; Van Dieen et al., 1998). Ceci pourrait s'expliquer par un plus grand recrutement de fibres de type II à de plus hauts niveaux de force, une situation où le muscle serait plus fatigable car en contraction surtout anaérobie (Roy et al., 1995; Roy & Oddsson, 1998). Il est connu que lorsque les fibres de type I sont utilisées dans une contraction soutenue, elles utilisent moins d'énergie et sont plus résistantes à la fatigue que les fibres de type II (Mannion, 1999). La relation Md/Temps a été utilisée pour comparer la fatigue musculaire des patients souffrant de douleur chronique lombaire avec des sujets sains. Les résultats ont montré que la pente Md/Temps des muscles des sujets avec douleur était plus fortement négative. Les auteurs ont conclu que les sujets avec douleur lombaire étaient plus fatigables (Roy et al., 1989). En effet, ces sujets ont des muscles ayant un profil plus glycolytique (type II), tel que montré par biopsie (Mannion, Weber, Dvorak, Grob, & Muntener, 1997b). Enfin, cette mesure EMG a aussi permis d'observer une fatigue musculaire moins marquée chez des sujets ayant suivi un programme d'exercices pour les muscles lombaires (Roy et al., 1995) et pour les muscles SCM du cou (Portero et al., 2001) par comparaison avec des sujets qui n'avaient pas suivi d'entraînement. Le déplacement de la valeur de la Md vers les basses fréquences peut aussi s'expliquer par une accumulation de métabolites ou d'autres agents chimiques résultant de l'ischémie, ralentissant ainsi la vitesse de conduction moyenne (Merletti et al., 1984) et donc diminuant les paramètres spectraux du signal EMG (Stulen & DeLuca, 1981).

Au niveau des muscles cervicaux, Gogia et Sabbahi (1990) ont étudié cette mesure de fatigue avec des sujets sains. Après avoir placé des électrodes au niveau des muscles extenseurs para-cervicaux, ils ont demandé à leurs sujets de soutenir une contraction statique de 10 secondes et ce, à différents pourcentages (20, 50 et 80%) de leur FMV. Ils ont ainsi montré que la pente de la Md en fonction du temps était plus abrupte négativement lorsque les contractions étaient effectuées aux plus hauts

niveaux de force, à 50 et 80% de la FMV. Comme observé par d'autres auteurs (Dolan et al., 1995; Merletti et al., 1984; Moritani et al., 1982; Roy et al., 1989), ce phénomène s'explique par une accumulation plus rapide de métabolites à de plus hauts niveaux de force et aussi par un recrutement de fibres qui serait différent. Gogia et Sabbahi (1994) ont comparé, dans une étude ultérieure, des sujets sains avec des sujets atteints d'arthrose cervicale. Ils ont utilisé un protocole similaire à leur étude précédente en incluant, cette fois-ci, le muscle SCM. Les résultats ont démontré une fatigue plus prononcée des deux groupes musculaires chez les sujets avec arthrose du cou. Ceci a été conclu avec une pente Md/Temps plus abrupte négativement chez les sujets avec douleur. Par contre, les auteurs soutiennent qu'il n'y a probablement pas de changements dans la composition des fibres musculaires chez les sujets avec arthrose car il n'y avait pas de différence dans la valeur de la Md initiale chez les deux groupes. Selon ces auteurs, cette Md initiale serait la réflexion de la condition morphologique du muscle en début de contraction. Cette mesure initiale de la Md a déjà été utilisée comme indice de la composition en fibres musculaires (Roy et al., 1989; Roy et al., 1995). Par contre d'autres études effectuées sur les muscles du dos n'ont pu trouver de différence dans la valeur initiale de la Md entre différents groupes de sujets (Larivière et al., 2001; Mannion & Dolan, 1994).

### **2.3 Corrélations**

À notre connaissance, peu d'études ont tenté de mettre en relation la douleur ressentie par le patient avec des mesures cliniques objectives. Chez les sujets sans douleur et les sujets avec une douleur cervicale depuis sept jours, Hagen et al. (1997) ont trouvé une corrélation très significative entre des tests de mobilité cervicale et l'intensité de la douleur durant les activités de la vie quotidienne. Selon eux, ces résultats sont assez significatifs pour conclure que les mesures objectives de mobilité peuvent discriminer entre la présence ou l'absence de douleur chez des sujets. Dall'Alba, Sterling, Treleaven, Edwards et Jull (2001) ont démontré que la mobilité articulaire active du cou pouvait discriminer les sujets asymptomatiques des sujets ayant des séquelles résultants d'un accident de véhicule moteur. Une étude récente



(Hermann & Reese, 2001) a aussi montré une corrélation importante entre trois catégories de mesures chez les sujets avec douleur cervicale. Ces catégories étaient des mesures de déficiences (mobilité articulaire du cou, FMV et douleur), de limitations fonctionnelles (mesures objectives lors d'activités quotidiennes) et d'incapacité (questionnaire SF-36). Ils ont conclu à un lien important entre les déficiences observées, l'habileté du sujet à fonctionner quotidiennement et l'incapacité subjective. Cependant, Olson, O'Connor, Birmingham, Broman et Herrera (2000) ont conclu que la mobilité articulaire active du cou, sauf pour la flexion, n'était pas un bon prédicteur de douleur, mesurée avec l'échelle VAS. De plus, Jordan et al. (1997) ont conclu à une corrélation de faible à inexistante entre leurs mesures physiques (mobilité, force et endurance musculaire) et la douleur perçue par les sujets avec une atteinte chronique.

À la lumière des études rapportées dans cette section, il faut constater que les différentes mesures cliniques et électromyographiques servant à démontrer des déficiences chez des patients avec cervicalgie sont plutôt éparses. Nos recherches documentaires n'ont localisé aucun article regroupant toutes celles-ci. Il semble donc important de développer un protocole d'évaluation de la région cervicale pour les sujets présentant des cervicalgies. Ce protocole pourra par la suite servir à faire des suivis cliniques dans le but de valider l'effet des modalités thérapeutiques utilisées.

### **3. BUTS ET HYPOTHÈSES DE LA PRÉSENTE ÉTUDE**

Les buts du présent travail de recherche sont:

- d'utiliser différentes mesures cliniques déjà documentées dans la littérature chez des sujets avec cervicalgie chronique;
- de documenter l'efficacité neuromusculaire à l'aide de l'EMG de surface;
- d'investiguer la fatigue des muscles fléchisseurs et extenseurs du cou chez des sujets souffrant cervicalgie chronique;
- de déterminer si des liens existent entre les mesures cliniques documentées et les mesures EMG et dynamométriques.

Les hypothèses du présent travail de recherche sont :

- pour les mesures cliniques, les sujets avec douleur cervicale auront une diminution de la mobilité articulaire active, une posture de la tête en protraction et une force musculaire diminuée pour les extenseurs et fléchisseurs cervicaux;
- pour l'efficacité neuromusculaire, les sujets avec cervicalgie présenteront une pente RMS/Moment plus abrupte que les sujets sans douleur, indiquant une moins bonne efficacité neuromusculaire;
- pour la relation Md/Moment; les sujets avec douleur cervicale auront une pente moins abrupte que les sujets du groupe contrôle, indiquant une atrophie des fibres musculaires;
- pour la fatigue, les sujets souffrant de cervicalgie présenteront une pente RMS/Temps plus abrupte que les sujets sains, indiquant une plus grande fatigue musculaire. La pente Md /Temps sera plus abrupte négativement chez les sujets avec cervicalgie, indiquant aussi une plus grande fatigue musculaire des fléchisseurs et extenseurs du cou, comparativement aux sujets du groupe contrôle.

#### **4. ARTICLE**

“EMG evaluation of superficial neck muscles in patients with chronic neck pain compared to control”

Article qui sera soumis à: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

#### 4.1 Rôle des auteurs

**Suzy Bubolic, B. Sc. :** Étudiante à la maîtrise et premier auteur de cet article. Elle a planifié et a été responsable de toutes les étapes requises pour la réalisation de ce projet. Elle a mis au point le protocole expérimental, testé l'instrumentation, recruté les sujets dans différents milieux et évalué tous les sujets. De plus, elle a procédé aux analyses statistiques selon les recommandations du Dr. Arsenault et elle a rédigé cet article.

**A Bertrand Arsenault, Ph. D. :** Directeur de maîtrise, le Dr. Arsenault a guidé Mme Bubolic dans toutes les étapes requises pour mener à terme cet article. Son expertise en EMG a servi au choix de l'instrumentation et du protocole, ainsi qu'aux demandes de fonds. Il a dirigé Mme Bubolic vers des gens spécifiques pouvant répondre aux questions sur différentes problématiques.

**Denis Gagnon, Ph. D. :** Co-directeur de maîtrise, le Dr. Gagnon est spécialisé en biomécanique à l'Université de Sherbrooke. Il a participé aux décisions concernant les mesures biomécaniques à prendre en fonction de modèles documentés dans la littérature. Il a aussi participé à la rédaction de cet article.

**Michel Goyette, Ing. :** Ingénieur en informatique au Centre de Recherche de l'Institut de Réadaptation de Montréal, M. Goyette a créé les logiciels d'acquisition et de transformation des données électromyographiques mesurées lors du protocole d'évaluation. Il a assisté l'auteur principal pour les aspects reliés à l'informatique et le traitement des données.

**Jean-Pierre Dumas, M. Sc. :** M. Dumas a participé au rodage du protocole d'évaluation clinique et électromyographique, ainsi qu'au recrutement des sujets. Par ailleurs, il a assisté l'auteur principal lors de certaines évaluations.

**Patrick Loisel, M. D. :** Le Dr. Loisel est impliqué dans plusieurs études concernant la fatigabilité des muscles du dos. Il a donc agi comme consultant médical en ce qui a trait à la littérature clinique. Il a aussi participé à la rédaction de l'article.

## 4.1.1 Accord des coauteurs

**1. Identification**

Suzy Bubolic,  
B.Sc., Pht., Étudiante en M.Sc. Biomédicales, École de Réadaptation,  
Faculté de Médecine.

**2. Description de l'article**

Auteurs: Suzy Bubolic, B.Sc., Pht.  
A. Bertrand Arsenault, Ph.D.  
Denis Gagnon, Ph.D.  
Michel Goyette, B. Eng.  
Jean-Pierre Dumas, M.Sc.  
Patrick Loisel, M.D.

Titre: "Evaluation of superficial neck muscles in patients with chronic neck pain compared to control"

Cet article sera soumis à la revue "Archives of Physical Medicine and Rehabilitation"

**3. Déclaration des coauteurs**

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Suzy Bubolic inclu cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre : La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des patients souffrant de cervicalgie chronique. J'autorise, par le fait même, l'indexation et la diffusion du mémoire de maîtrise, dans lequel l'article soumis y sera inclu.

A.B. ARSENAULT  
Coauteur

4/12/2001  
Date

DENIS GAGNON  
Coauteur

5/12/2001  
Date

MICHEL GOYETTE  
Coauteur

2001/12/4  
Date

JEAN-PIERRE DUMAS  
Coauteur

2001/12/04  
Date

HORIS PELLETIER  
PATRICK LOISEL  
Coauteur

2001/12/05  
Date

#### 4.2 Permission de l'éditeur (lettre qui sera envoyée lors de la soumission)

**To Mr. Kenneth M. Jaffe, M.D., Editor in Chief,**

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation  
330 N Wabash, Ste 2510  
Chicago, IL  
60611-3604  
December 2001

**Object: Permission to add this article in a master's manuscript**

To the editorial board,

This article and project is part of a master's degree. It is being required by University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada, that permission to integrate this submitted article as part of my master's manuscript be granted by the Editors. By signing the present letter, you will agree to the fact that the present article is part of my master's thesis. Thank you for your kind response,

Sincerely yours,

Suzy Bubolic, B.Sc., P.T., first author

Title of the article: *<EMG evaluation of superficial neck muscles in patients with chronic neck pain compared to control>*

Authors: S. Bubolic, B.Sc.  
A. B. Arsenault, Ph.D.  
D. Gagnon, Ph.D.  
M. Goyette, Eng.  
J.-P. Dumas, M.Sc.  
P. Loisel, M.D.

**The student, Suzy Bubolic, is authorized to include this article in her master's manuscript, which title is *<La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des sujets souffrant de cervicalgie chronique>*.**

---

name of the Editor

Signature

Date

### 4.3 Title page

EMG evaluation of superficial neck muscles in patients with chronic neck pain compared to control

#### <Authors>

1. Suzy Bubolic B.Sc. (P.T.)
2. A. Bertrand Arsenault Ph.D.
3. Denis Gagnon Ph.D.
4. Michel Goyette Eng.
5. Jean-Pierre Dumas M.Sc.
6. Patrick Loisel M.D.

#### <Biographical Data>

1. Suzy Bubolic is a master's degree student, École de Réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada
2. A. Bertrand Arsenault is director, École de Réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada and researcher at Montreal Rehabilitation Institute, Montreal, Quebec, Canada
3. Denis Gagnon is a professor, Department of Kinanthropology, University of Sherbrooke, Sherbrooke, Quebec, Canada
4. Michel Goyette is an engineer at the Research Center of the Montreal Rehabilitation Institute, Montreal, Quebec, Canada
5. Jean-Pierre Dumas is a teacher at McGill University, Montreal, Quebec, Canada
6. Patrick Loisel is a doctor in Medicine, associated with the Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Sherbrooke, Sherbrooke, Quebec, Canada.

#### <Institutional review board>

CRIR  
Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain  
2275 Avenue Laurier Est  
Montréal, Québec, Canada H2H 2N8

#### <Founding sources>

This project was supported by a grant from the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR), a network of the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ).

#### <Correspondence and reprint requests to>

A Bertrand Arsenault Ph.D.  
School of Rehabilitation, Faculty of Medicine  
University of Montreal  
C.P. 6128, Succursale Centre-Ville, Montreal  
Québec, Canada, H3C 3J7  
Tel : +1-514-343-6301; Fax : +1-514-343-2105, [bertrand.arsenault@umontreal.ca](mailto:bertrand.arsenault@umontreal.ca)

#### 4.4 Abstract

**Objective:** To document the status of different clinical measurements, neuromuscular efficiency and fatigability indices of the superficial neck muscles of chronic neck pain and control subjects. To study any potential relationship between these variables.

**Design:** A prospective descriptive comparative study.

**Setting:** A EMG laboratory set in a Rehabilitation Hospital in Montreal.

**Participants:** Seventeen women (mean age  $\pm$  SD, 34,4  $\pm$  9,9 years) with chronic neck pain (82,9  $\pm$  60,5 months). Seventeen women (30,7  $\pm$  8,2 years) with no history of cervical pain or injuries as controls.

**Main outcome measures:** Pain and disability with the McGill Pain Questionnaire (pain rating index: PRI) and SF-12 survey. Range of motion (ROM), cranio-vertebral angle, maximal static strength (torque/moment) during voluntary contraction (MVC) in flexion and extension. Muscle efficiency using Root Mean Square (RMS) and Median Frequency (MF) of the electromyographic (EMG) signal as a function of moment during ramp contraction. Muscle fatigability using the slope of the RMS and MF as a function of time during a 10 seconds sustained contraction. These EMG measurements were taken with active surface bipolar electrodes over the bilateral sternocleidomastoid (SCM), splenius capitis and splenius cervicis muscles. Bivariate and multivariate correlational tests were conducted.

**Results:** A decrease in ROM for 4 of the 6 movements tested and a weakness in the extensor muscles were found in the neck pain group compared to control. The RMS/Moment slope was significantly more positive in the control group than in the neck pain group for the splenius cervicis muscles, indicating better efficiency in the latter group. The same behavior was shown for all muscles. A difference between sides was observed for SCM and splenius capitis muscles and a Group x Side interaction was found for SCM muscles. No significant difference was found in the MF/Moment slope. This slope was positive for flexor muscles and negative for the extensors. The RMS/Time slopes were significantly more positive for the control subjects in the right and left SCM muscles. MF/Time relationship showed a more



significant negative slope for the control subjects compared to neck pain subjects for SCM muscles. These two measures indicated that neck pain subjects were less fatigable. Multiple linear regression analyses did not reveal significant relationships between the clinical and EMG variables and the MVC for either the flexor or extensor moments.

**Conclusions:** Neck pain subjects have clinical deficiencies (decrease ROM, weakness of the extensors) but it is less evident than that of the literature. The RMS/Moment relationship results do not support the notion of change in neuromuscular efficiency for the chronic neck pain subjects. The results of the other relationships strongly suggest a muscle fiber composition in neck pain subjects that would be less fatigable during sustained contractions. Also, relationships between neck pain, muscle weakness, muscle fatigability and other clinical measurements among subjects with pain were weak.

**Key words:** neck pain, fatigue, muscular efficiency

## 4.5 Introduction

Chronic neck pain is a well known cause of consultation in health care. Over a 6-month period preceding the following reports, from 14% [1] to 22% [2] of the population had suffer from this problem. Cote et al. [2] and Mäkele [3] respectively report that 67% and 71% of the population suffer from it at least once in their life. Even though this type of pain can affect both sexes, prevalence for women is 1,2 [2] to 1,6 [4] times higher than men. While back pain can explain 17,7% of sick days in some companies [5], neck (and shoulder) problems are nearly as important, explaining 15,9% of sick days. Consequently, such type of pains have important psychological and economical impacts for those suffering from chronic neck problems [6].

The causes of neck pain are various [7, 8] and the physical impairments resulting from chronic neck pain are numerous [9-11]. However, a clear clinical profile of these patients is not present in the literature. Subjects with chronic neck pain have a decreased range of motion (ROM) of the neck when compared to normal subjects [10-12]. Moreover, neck posture of cervicogenic headache subjects differ from that of control subjects showing that the neck pain subjects show a protracted head posture [13]. However, Dumas et al. [12] observed no difference between with regards to this variable. Hagen et al. [10] found a strong correlation, for subjects having pain in the last 7 days, between their ROM and the intensity of pain during daily activities. In a recent study, Dall'Alba et al. showed that the active ROM of the neck could discriminate asymptomatic subjects and those with whiplash disorders [14]. However, Jordan et al. [11] reported weak correlations between physical measurements (ROM and strength), pain and disability scores. Olson et al. [15] also observed that cervical ROM, except for flexion, was not a strong predictor of pain.

After the onset of initial pain, chronicity may develop with time. It is recognized that some physiological changes in muscle fiber composition are dependent on the duration of symptoms [16] [17]. It is expected that such changes may compromise

muscle function. It is also known that muscular strength of subjects with chronic neck pain is significantly lower than that of control subjects for neck flexor muscles [9, 18], flexor and extensor muscles [11], and for muscles contributing to all six movements of the neck [19]. Because these strength measures might depend, for example, on the subject's motivation [20, 21], surface electromyography (EMG) is often used as a tool for the assessment of muscle capacity. However, there is a lack of studies on neck muscles [22]. More work of this nature is available for limb [23-25] and back muscles [21, 26, 27].

It is well known that during a progressive increase of force (ramp contraction), the EMG activity in the time domain, expressed as the root mean square (RMS) value, increase in a proportional manner to force [23, 28-30]. The linearity or non linearity of this relationship could be explained by muscle strategy, implying an interplay between the recruitment of motor units and the modulation of their firing rate to increase the force level [28, 31, 32]. With regards to this EMG/Force relationship used in a previous study [33], the concept of neuromuscular efficiency is of interest [34-36]. This concept proposes that the amount of electrical activity required to produce a given force is greater in weak subjects than in normal. The weak subjects, having to recruit a larger number of motor units, are "less efficient" [34, 36, 37]. Interestingly, many authors demonstrated that with a certain level of success in clinical studies [9, 37]. However, Lariviere et al. [38] found that the Force/EMG slope was less for normal subjects compared to chronic low back pain subjects in one muscle group (multifidus), a result that do not support this neuromuscular efficiency concept. The EMG activity has also been studied during sub-maximal sustained isometric contractions leading to fatigue. The literature shows that with time, there is an increase of the RMS value [39-42], which is probably explained by the progressive recruitment of motor units, in order to maintain the target force [40, 41, 43]. Moritani et al. [39] used the EMG/Time slope as a fatigue index and showed that the slope of the biceps brachii, a mixed muscle, is more abrupt (more positive) than the slope of the soleus, a muscle that is mainly composed of type I fibers. This indicates that the first muscle is more fatigable than the second one.

Furthermore, different authors reported that parameters of the frequency domain, namely the central tendency statistics of the EMG power spectrum, reflect the muscle fiber composition of the muscle underneath the electrodes [44-46]. Consequently, it is often speculated that such an approach could detect general muscle atrophy [17, 21]. This would be explained by the strong relationship existing between the EMG power spectrum and the average conduction velocity [47, 48] and by the link of this average conduction velocity with the fiber diameter of the activated muscle fibers [49]. Some studies report concomitant increase of median frequency (MF) or mean power frequency (MPF) and force in limb muscles [23, 50, 51], corresponding to the sequential recruitment of type I fibers to type II fibers. In some muscles, the pattern is opposite, that is the MF or MPF values decrease with force [52] because type I fibers have, in these cases, a larger diameter than type II, as it is the case for the masseter [52] and for the lumbar multifidus muscle [21, 53]. However, Lariviere et al. [38] could not support such correlation between MF and muscle fiber type characteristics with regard to chronic low back pain subjects. No between group difference was found, concluding that MF values do not appear to be related to muscle composition. To our knowledge, there is only one study available for the neck muscles. In this study, the MF of sternocleidomastoid (SCM) muscles increased during ramp contraction in flexion while a decline was observed for the splenius capitis muscles during extension [22]. It could be speculated that SCM type I muscle fibers, recruited first, are smaller in diameter than type II fibers while splenius capitis type I fibers would be larger than type II. However, this remains to be demonstrated with muscle biopsy. Polgar et al. [54] showed no difference in diameter between the two types of fibers for SCM muscles in men subjects. To our knowledge, no biopsy type data on splenius capitis muscle is available in the literature.

EMG spectral analyses using the MF is also used as a tool to objectively measure the fatigability of muscles [27, 46, 55, 56]. The slope of the MF/Time relationship is used as a fatigue index. During sustained isometric contractions, the MF or MPF

decreases with time and reports agree that the MF/Time or MPF/Time slope is more pronounced when contracting at higher levels of maximal voluntary contractions (MVC) [39, 55, 57, 58]. From this, it is concluded that MF/Time relationship is a sensitive measure of muscle fatigue. Gogia and Sabbahi [59] obtained similar results with neck extensors. The same authors [60] also demonstrated that neck muscles of osteoarthritis subjects were more fatigable than those of the control group, the FM/Time slope being more abrupt for extensor and flexor muscles. This agrees with studies on back muscles that compared chronic low back pain subjects and control [27, 53]. This could be explained by the correlation between the rate of decline of the MF and the underlying fiber type characteristics [21]. Muscles of subjects with chronic back pain display a more glycolytic profile (type II) than those of control subjects and are thus more fatigable [61]. Portero et al. [42] reported a smaller decrease of the slope after subjects with chronic neck pain underwent a strengthening training program. They explain this result by smaller accumulation of metabolites and by an increase in oxidative capacity of the muscle.

The neuromuscular efficiency notion and muscle fatigability might have the potential to evaluate more objectively and more completely the clinical profile of subjects suffering from chronic neck pain. However, these measurements, with the other clinical impairments, have never been used simultaneously in a same study. The objectives of the present study were thus to: a) assess chronic neck pain subjects with clinical measures already documented in the literature, b) document the neuromuscular efficiency and fatigability of the superficial neck muscles using EMG (both temporal and spectral parameters) and dynamometric measurements, and c) study the potential existence of relationships between these clinical and EMG measures.

## 4.6 Methods

### 4.6.1 Subjects

Seventeen healthy women (age:  $30,7 \pm 8,2$  years, height:  $165,2 \pm 5,9$  cm, mass:  $62,6 \pm 8,0$  kg) with no history of cervical pain or headache participated in this study. Seventeen women having experienced neck pain ( $34,4 \pm 9,9$  years,  $164,8 \pm 7,1$  cm,  $64,0 \pm 13,1$  kg) for a minimum of three months were also recruited. The mean duration of symptoms for the neck pain subjects was  $82,9 \pm 60,5$  months, ranging from 3,5 to 192 months. To participate, subjects of the neck pain group had to have experienced their pain for a minimum of five days a week, with or without a headache. Subjects were excluded if they presented neurological problems, surgery to the spine, and/or an inflammatory joint disease. Six of these subjects had been injured in a motor vehicle accident and eleven presented a history of gradual pain onset. The neck pain subjects were recruited from a physical therapy clinic ( $n=3$ ) or were employees at the hospital where the evaluations were made ( $n=14$ ). None of the seventeen neck pain subjects were involved in any specific strengthening exercises. All subjects were informed of the experimental protocol and gave written consent prior to their participation.

### 4.6.2 Clinical measurements and location of EMG electrodes

All subjects filled out the standard SF-12 health survey questionnaire [62], the pain rating index section of the short-form McGill pain questionnaire [63], a ten cm visual analog scale (VAS) [64] for the intensity of pain and a “pain drawing” test where the subjects localized the site (s) of their pain. The head posture was evaluated using the crano-vertebral angle [12, 13]. To do so, subjects sat on a chair, were asked to do two to three neck flexion-extension movements and then to return to their natural resting posture. A photo of the head posture was taken, with a lateral view, using a digital camera (Kodak 120). The cranovertebral angle of the neck was calculated

with the Corel Draw program. In order to do this, a horizontal line passing through the spinous process of C7 and a line passing through the tragus of the ear to C7 formed the angle. The neck active ROM was measured with the CROM goniometer [65] in the following order, repeated once: flexion, extension, right and left lateral flexion, right and left rotation. The mean ROM from the 2 repetitions of each movement was calculated.

After skin preparation (abraded and cleaned with alcohol to reduce skin resistance), eight active bipolar silver electrodes (model DE, DeISys Inc., inter electrode distance: 10 mm, bandpass filtered 20-450 Hz, pre amplified with a gain of 1000) were used. For the flexor muscles, they were positioned bilaterally on the muscle belly of the SCM muscles [9, 60]. For the extensors, two electrodes were positioned between C3 and C6 at approximately 2,0 cm laterally to the spinal process on each side of the neck, that is on the right and left splenius capitis [59, 60] and between C7 and T1 at 2,0 cm laterally to the spinal process on the splenius cervicis muscles. It should be noted that the trapezius, the most superficial muscle, covers the splenius and the semispinalis, which are used to extend the head [66]. Cross talk should thus be expected from surface electrode measurements. A ground electrode was placed at the level of the T1 spinous process. The skinfold thickness was measured twice at each site of the electrodes with a Harpenden adipometer. The mean and standard deviation (SD) of the skinfolds at every location were calculated.

**\* FIGURE 1 ABOUT HERE\***

#### 4.6.3 Dynamometry and electromyography

Subjects were seated [60, 67] on a dynamometric chair (Figure 1), stabilized with belt straps around the hips and shoulders, feet were flat, hands and arms rested on their laps. The head was stabilized within a comfortable circular frame at the forehead level, which was attached to a force transducer (AMT1 model MC3A). Cushioned pads were located at the forehead level and at the back of the head. The

subjects pushed against these to produce a moment in flexion or in extension with a center of rotation at about the C4-C5 joint. The force transducer was reset to zero before each contraction. To calculate the joint moment, the distance between the center point of application (pads) of the force and the C4-C5 level was measured [67-69]. The average lever arm obtained was the same for both groups, that is 0,14 ( $\pm 0,01$ ) m. All tests were made in both flexion and extension. Subjects identified with an even number started with the flexion protocol and subjects with an odd number started with the extension. After the subjects were comfortably seated, they were asked to perform two isometric MVCs for either the flexion or extension task. The highest score was retained as the 100% MVC level. They were then requested to produce three gradual isometric ramp contractions ranging from 0 to 100% of their MVC. Such ramp was produced over a period of five seconds. In order to control both duration and quality of the ramp contraction, subjects were asked to follow a visual target on a computer monitor. A tolerance limit of  $\pm 7,5\%$  of their MVC was allowed. Because the values of moments are lower for neck muscles than back muscles, this tolerance limit has been adjusted in respect to what have been previously done on back muscle protocols [26]. The best ramp was retained for analyses. At least, a two minute rest period was given between each effort.

A fatigue task was afterward performed. Subjects held an isometric contraction at 80% MVC for ten seconds. In order to do so, they had two seconds to reach the 80% MVC level and then had to maintain this level for ten seconds, respecting the visual feedback given to them on the monitor. For this fatigue test, values taken between the third second and the end of the contraction were retained for analyses, as they represent a stable contraction.

The signals were taken at a sampling rate of 4096 Hz using a National Instrument data acquisition card (model AT-MIO-16E-10) and the data were stored on a hard disk for further analyses using the Labview program (National Instrument). The EMG was quantified in terms of RMS amplitude and the fast Fourier transformation (256-ms window, 1024 points) was used to obtain the EMG power spectrum from



which the MF was calculated. During ramp contractions, RMS and MF were taken at 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 % MVC; RMS/Moment and MF/Moment relationships were obtained using a linear regression model. The slopes of the MF/Moment and RMS/Moment were calculated; the RMS/Moment being the neuromuscular efficiency (NME) measure [30, 34]. For the fatigue test, RMS and MF were analyzed from windows taken at every 0.4 seconds, in order to obtain 21 points and evaluate RMS/Time and MF/Time relationships. The slopes of the RMS/Time and MF/Time were used as fatigue measures [21, 59, 60, 70].

#### 4.6.4 Statistical analyses

Student's *t* tests were used to compare the mean of each of the clinical measurements between both groups. For the ramp test, after a close examination of the graphs and of the regression lines, it was considered that the RMS/Moment relationship was overall linear. Two-way ANOVAS (2 groups x 2 sides) with repeated measure on the side factor were used to compare the difference in the slope values between the 2 groups and between left and right sides for the RMS/Moment and MF/Moment relationships during ramp contractions, and for the RMS/Time and MF/Time slope values of the fatigue contractions. These two later analyses were done after having verified that the 80% force level was maintained in a stable manner during the ten seconds holding task. An alpha level of 0,05 was used for all tests. Only the behavior of the agonist muscles of each contraction will be presented. To disclose a potential clinical profile of these patients, bivariate correlation (Pearson product moment correlation coefficient) and multivariate regression analyses using a stepwise procedure ( $\alpha= 0,05$  in,  $\alpha= 0,10$  out) were used in order to study the relationship between all clinical and EMG variables.

## 4.7 Results

### 4.7.1 Clinical measurements

The results for the anthropometric and clinical measurements are shown in Table I. The *t*-tests performed showed no significant difference ( $p>0.05$ ) between the two groups for age, mass, height and skinfold measures. This indicated that these variables were not influencing the data. Neck pain subjects scored significantly higher on the VAS, McGill PRI and SF-12 questionnaires ( $p<0.05$ ). According to the “pain drawing” test, three subjects experienced their pain on the right side of their neck, two on the left, seven on both sides and five subjects had pain in the center. For the craniovertebral angle, no significant difference was found between the control and the neck pain groups. ROM was significantly greater in the control group for extension and for rotations. Flexion had also a tendency to be significantly greater but it did not reach a significant level. The sum of flexion and extension movements was however significantly different between the two groups. There was no difference for left and right lateral flexions. If both sides were summed and compared, no significant difference was found between the two groups. The MVC values were significantly higher for the moment in extension in the control group, but no between group difference was found for the moment in flexion.

**\* TABLE I ABOUT HERE\***

### 4.7.2 Ramp contraction

#### 4.7.2.1 EMG/Moment relationship- Neuromuscular efficiency

Table II summarizes the results of the mean slopes of the different relationships studied. For the neuromuscular efficiency contraction in flexion, a significant difference between the right and left side of the SCM muscles for the neck pain subjects was found, the slope of the left SCM being more positive. A significant

Group x Side interaction was also observed. No between group difference was found. Figure 2 shows the behavior of the right SCM muscles for both groups. In extension, the splenius capitis muscles showed no significant difference between both groups, but a side difference was observed, the right side having a more positive slope than the left side. However, a group difference was found for splenius cervicis muscles, the control group having a more positive slope than the neck pain subjects. No Group x Side interaction was observed for all extensor muscles. Figure 3 shows the right splenius capitis results and represents the overall general positive behavior of RMS slopes for all muscles through force levels.

**\*TABLE II ABOUT HERE\***

**\*FIGURES 2-3 ABOUT HERE\***

#### 4.7.2.2 MF/Moment relationship

Table II shows that no significant difference could be depicted between the mean slopes of the two groups, as well as for both sides for the flexor muscles. No Group x Side interaction was found. The median frequency increased through the force level for SCM muscles (Fig. 4). No significant difference was found between the control and neck pain groups for the slopes of the four extensor muscles. However, a significant side difference was found for splenius cervicis. The values of median frequency decreased through force levels (Fig. 5).

**\*FIGURES 4-5 ABOUT HERE\***

### 4.7.3 Fatigue (sustained contraction)

#### 4.7.3.1 EMG/Time relationship

In flexion, a significant difference between groups was found, mean slopes of RMS/Time relationships were more steeper for the control group than neck pain group (see Table II and Fig.6). No side difference or Group x Side interaction was observed. For the splenius capitis muscles, a difference between the right and the left side was depicted. However, no group difference or interaction was observed. Figure 7 shows the positive behavior of the right splenius capitis, the other extensor muscles having the same behavior. No significant difference was found between groups, sides or Group x Side interaction for splenius cervicis muscles. It was observed that the values of the RMS of the control subjects were consistently higher than those of the neck pain subjects (Fig. 6 and 7). The mean difference was 70  $\mu$ V for the flexor muscles (see fig. 6) and 26  $\mu$ V for the extensor muscles (see fig. 7). The results of the RMS/Time slope suggest more fatigue for the control subjects than the neck pain subjects for the right and left flexor muscles.

**\*FIGURES 6-7 ABOUT HERE\***

#### 4.7.3.2 MF/Time relationship

The rate of decline of the median frequency (negative slope) over time was significantly higher for the control group than for the neck pain group for SCM muscles (Table II). Figure 8 shows this relationship for the right SCM muscle at every 0.4 seconds for the total duration (10 seconds) of the step contraction. This fatigue index suggested that the control subjects were more fatigable than the neck pain subjects. No difference between right and left side, or Group x Side interaction was found. For the extension fatigue test, no difference occurred at all muscles for the MF/Time slope between the two groups, the two sides or for the Group x Side interaction. Those muscles also showed a decline of MF through time, as shown in Figure 9 with the right splenius capitis muscle given as an example.

**\*FIGURES 8-9 ABOUT HERE\***

## 4.7.4 Correlational analyses

Multiple linear regression analyses with the stepwise procedure showed that none of the variables used could predict the neck pain subject's MVC in flexion or extension of the neck pain group of subjects. Those variables were, either for flexion or extension: ROM, VAS, SF-12 (physical component), the slopes of RMS/Moment, MF/Moment, RMS/Time and MF/Time. The data of the right SCM muscle was used for the flexors and the right splenius capitis, for the extensors. The adjusted  $R^2$  obtained was less than 0,12. However, bivariate regression analyses (Pearson product moment correlation coefficient) showed that there was a significant negative correlation between the MVC in extension and its RMS/Time slope (fatigue index) as well as between the MVC in flexion and its MF/Moment slope (Table III). There was also a positive correlation between the sum of the ROM in rotation and the RMS/Moment slope in extension ( $r = 0,49$ ). A negative correlation was found between the McGill score (PRI) and the RMS/Moment relationship in flexion and extension. Table III shows these significant results, retained from the overall inter-correlation matrix. Interestingly, a linear regression was done between the MVC in extension (x) and in flexion (y) for both groups. The control group showed a  $r = 0,52$  and the neck pain subjects a  $r = 0,22$ .

**\*TABLE III ABOUT HERE\***

## 4.8 Discussion

### 4.8.1 Clinical measurements

The present results support the values obtained for active ROM found in other studies. The present neck pain group demonstrated a smaller active ROM than the control group in extension, as in Jordan et al. [11]. However, our results disagree with Hagen et al. [10] who find differences between groups for all movements, except extension. Rix and Bagust [71] found lower values of ROM in nontraumatic chronic neck pain subjects compared to a control group, but it was only significant for flexion, right rotation and left lateral flexion movements. In the present study a significant difference existed between groups for the rotation on each side. The sum of the movements (flexion + extension, left and right rotations) gave more significant differences between groups. Dumas et al. [12] found similar results between control and post traumatic headache subjects. As opposed to these authors, no difference between groups could be reproduced for the sum of lateral flexion movement. However, in accordance with these later authors when they contrasted control subjects with non traumatic cervicogenic headache subjects [12], no difference was found when control and neck pain subjects were compared. Interestingly, when traumatic (n= 6) and non traumatic (n= 11) subjects of this study were compared, no difference was found between these two groups for their ROM, as well as for all the other clinical measurements. The small number of subjects of each group may have prevented to disclose differences that may exist. For the head posture, contrary to Watson and Trott [13], it was not possible to depict any difference between the control and chronic neck pain subjects. However, the present results support those of Dumas et al. [12] who found no difference for the craniovertebral angle between groups. The values of neck posture angles obtained agree with the values obtained by these authors and by Braun and Amundson [72].

In this present study, it was found that chronic neck pain subjects had significantly less extensor strength than the control subjects. These results were similar to those of

Jordan et al. [11] and Vernon et al. [19]. Dumas et al. [12] also found a difference between the control and post traumatic subjects but not between the control and the non traumatic cervicogenic headache pain subjects. However, no between group difference was found in this present study for the neck flexor strength. This is in opposition to what was expected. In fact, previous authors observed that neck pain groups are significantly weaker than control groups [9, 11, 18, 19]. Nevertheless, it should be noted that the age difference in some studies might have influence those results, even if some authors attempted to control for this variable [9, 18]. As well, the fact that in Silverman et al. [18] and Vernon et al. [19] more women were included in the neck pain group than in the control group, adding a potential confounding variable. Jordan et al., [11] who reported a significant difference between their two groups for the flexor strength, noted that the difference was less important than for the extension strength.

The sitting position used in this study might have produced an inertial load produced by the head on the adjusted circular frame around the forehead. To prevent this load, the force transducer was reset to zero before every trial during the protocol. Although the present values of moment were low, the strength values of the control women in the present study were similar to those of other studies [67, 73] that have observed the moment in a similar sitting position.

#### 4.8.2 Ramp contraction

##### 4.8.2.1 EMG/Moment relationship- Neuromuscular efficiency

As shown in the literature, RMS values increase with the increase of force [28, 29], indicating the recruitment of motor units leading to higher force [31, 32]. Contrary to what was expected during ramp contraction, the RMS/Moment slope was steeper (positive) for the control subjects than for the neck pain subjects, this for the splenius cervicis muscles. The same trend was found with every muscle, although the between group difference was not significant. A side difference was found for SCM

and splenius capitis muscles, which might suggest a muscular imbalance in the chronic neck pain group, even if, as shown by the “pain drawing”, there was an equal division in the side of the pain in these subjects. The results of splenius cervicis muscles suggest that the neck pain subjects were more “efficient” than the control subjects, an explanation which is not compatible with the definition of the notion of neuromuscular efficiency [34, 36]. Nevertheless, these results were similar to those of a study [38] that found that chronic low back pain subjects are more “efficient” than control subjects, thus not supporting this concept either. Using this same definition of efficiency, Barton and Hayes [9] did not reach significant level for the SCM of neck pain subjects compared to control subjects while Tang and Rymer [37] reported more “efficient” muscles in control subjects than in hemiparetic subjects, but only for half of the subjects tested. Consequently, it appears that the neuromuscular efficiency notion might not be an appropriate tool for the assessment of chronic neck pain. As pointed out by Lariviere et al. [38], this concept might be useful to assess efficiency at simple joints but might not be applicable for back or neck muscles, where muscles cross many joints. It should be noted that, even if the slope of a linear regression was taken as a measure of muscular efficiency, the RMS/Moment relationship for neck extensors is not entirely linear. This has been reported by Mayoux-Benhamou and Revel [30].

#### 4.8.2.2 MF/Moment relationship

For the MF/Moment relationship, no significant difference was found between the slopes of the neck pain and of the control subjects for the flexor and extensor muscles. It is reported that an increase in the MF with the rise of the force is explained by the recruitment of new motor units having larger fiber diameter [46, 74]. However, Gerdle et al. [44] suggested that conduction velocity could be influenced by the fiber type independently of its diameter. Generally, the earlier recruited motor units are associated with smaller diameter type I fibers and the later recruited motor units are associated with larger type II fibers [75]. In flexion, the behavior of the SCM muscles was in accordance with this. The MF values increased



with the rise of the force, which is also shown by Kumar et al. [22] with SCM muscles in subjects without pain. The mean values of the MF of the control subjects were also compatible with that same study, the only one to our knowledge that have studied this type of relationship for the neck muscles. For the neck flexors, it is interesting to see (Fig. 4) that the initial values of the MF in the neck pain subjects were 20 Hz less than those of the control subjects. At the end of the ramp contraction, it reached the same values. That could suggest the presence of smaller and/or atrophied type I fibers in the neck pain subjects or a higher percentage of type I fibers due to transformation of these fibers. The mean conduction velocity would thus be smaller and this would be reflected by the MF values. However, Uhlig et al. [16] suggested fiber type transformation in neck muscles, but that is from type I to type II and then in both directions with time. These changes are on the proportion of fiber types, not their diameter. Also, because no difference for flexor strength was found in the present study, it could suggest that there would not be any change in fiber type composition of the SCM muscles. However, other muscles acting in neck flexion could have possibly compensate the lost of strength of SCM muscles, which could not be evaluated with surface EMG.

For the extensors, all muscles showed the same behavior, that is a decline of MF accompanying the rise of force. It is possible to speculate that type II fibers were smaller than type I in these extensors, as it is known for the masseter [52] and multifidus [21] muscles. This negative slope as well as the values of MF were also similar to the results obtained by Kumar et al. [22]. In this later study, the negative slope values of the extensor muscles in women was less important than the positive slope values of their flexor muscles. They explained these results by proposing that type I and II fibers might have similar sizes in women. In our study, there was no difference as for the slope of this MF/Moment relationship between the control and the neck pain subjects. That is in accordance with Lariviere et al. [38] who could not find a significant difference for that variable between chronic low back pain and control subjects. They also did not find any difference as for gender in that study, concluding, without any biopsies, that this MF/Moment relationship might thus not

be sensitive to muscle fiber size, given that women have lower size in fibers. However, it should be reminded that the MVC was significantly lower in the neck pain group, suggesting some form of muscle transformation, or that the pain can hinder maximal effort [20]. Moreover, it must be noted that the chronic neck pain subjects evaluated in this present study, as well as the low back pain subjects in Lariviere et al.'s [38], even if the symptoms were present for a long period of time, were all working at the moment of the evaluation, thus being at most moderately disabled. A side difference was found for splenius cervicis muscles, suggesting again a probable muscle imbalance. However, this muscle group showed no side difference for all other studied relationships.

#### 4.8.3 Fatigue (sustained contraction)

##### 4.8.3.1 EMG/Time relationship

As expected, during a sustained isometric contraction at submaximal levels, an increase in the RMS was noted with time for all muscles. This is in agreement with a gradual recruitment of motor units with higher EMG peaks in order to maintain the target level [40]. For SCM muscles, the slope of the RMS/Time was significantly steeper in the control subjects than the neck pain subjects, as shown in table II and figure 6. This relationship being used as a fatigue index [39, 76], it might be speculated that the control subjects were more fatigable than the neck pain subjects. This is even more obvious since in the present study there was no difference in the MVC between both groups. It has been previously reported that the rate of rise of the RMS in time would be more abrupt in muscles composed of more type II fibers than in muscles composed mostly of type I fibers [39]. That would suggest a more type I fiber composition in neck pain subjects. We might again refer to Uhlig et al. [16] and their report on fiber transformation, although they stated that before a stable balance on these transformations, the change was mostly from type I to II. It should also be noted that in the present study, there was a mean of 70  $\mu$ V (SCM muscle) between groups for the duration of the contraction. That could be explained if all fibers, type I

and II, were smaller and/or atrophied in the muscles of neck pain subjects, hence supporting our previous discussion. Other authors using biopsies reported type II atrophy with low back pain subjects [53].

In the extensor muscles, only a side difference was found for splenius capitis muscles. However, no between group difference was found for both extensor groups studied. Like for the flexor muscles, all RMS values of the extensors showed a 30  $\mu$ V difference between groups, the neck pain subjects having lower values. It should be taken into consideration that unlike the flexor strength, subjects in the neck pain group were significantly weaker in extension than the control group. Thus, with the no between group difference for the fatigue relationships (EMG/Time and MF/Time) in the extensors, we could not conclude anything about muscle fiber composition. The positive values of the slopes for the extensor muscles were less abrupt than the slopes of the flexor muscles, which could be explained by a greater type I fiber composition of extensor muscles in women with neck pain [16] or, as proposed by Kumar et al. [22], a fiber diameter that could be similar for types I and II.

#### 4.8.3.2 MF/Time relationship

The MF/Time relationship is often used as a fatigue index [25, 27, 56]. Because of the strong correlation between the EMG power spectrum and the average muscle conduction velocity [48], it is suggested as a useful tool to evaluate the fiber composition of a given muscle [39]. It is shown that subjects with chronic low back pain are less resistant to fatigue than control subjects, the slope of this relationship being more negative [53, 70, 77, 78]. This is known for cervical flexor and extensor muscles [60] between patients with osteoarthritis and control. In flexion, the present study found also a significant difference in the slopes between control and the chronic neck pain group. However, this slope was significantly more abrupt in the control group for the SCM. This contradicts what is found for the back and the neck muscles. Because of the similar value of flexion moment in both groups, the explanation to this might be in the fiber composition. If the SCM muscles of the neck

pain group were mainly (more than that of the control group) composed of type I fibers, these subjects would be less fatigable, as seen here. This type I fiber predominance is seen in elderly subjects [79] and it is shown that their EMG fatigue is less important [43]. Toffola et al. [80] report that another study by Dattola et al. [81] using biopsies, showed an increase in the percentage of type I fibers with a reduction of the percentage of type II fibers in the paretic muscles of stroke patients. The difference of the MF in the beginning of the contraction (lower values in the neck pain subjects) would support this, the average muscle conduction velocity being less important. Previous authors [82] also speculated a selective atrophy of type I fibers with MF results obtained from fatigue tests. They used the gastrocnemius muscles in patients with arterial disease. However, the results of the present study for flexor muscles were in accordance with the results of a new study [80] that used tibialis anterior muscle on the paretic side of stroke patients compared to their healthy side. The healthy side being more fatigable, they concluded that there might be a tendency toward hypertrophy of type I fibers and an atrophy of type II. Because there was no difference found in the present study for the MVC in flexion, that could suggest, however, no changes in muscle fiber composition for the SCM. Neck pain subjects might compensate using other synergist muscles to perform different tasks, this being difficult to show with surface electrodes.

In extension, no significant difference was found between the two groups in this present study. Again, it could be suggested that both groups were fatigable in a similar way, the neck pain subjects holding a smaller force during that 10 seconds. Because the values of MF were similar in both groups, atrophy of type I or II muscle fibers could not be disclosed for extensor muscles. However, the MVC in extension was significantly lower for neck pain subjects and this could suggest some changes in fiber type composition or atrophy of the muscles.

#### 4.8.4 Correlational analyses

Bivariate correlation analyses showed that the MVC in flexion was negatively associated with its MF/Moment relationship (Table III). This result indicated that the weaker the subject in the neck pain group, the higher the value of MF/Moment slope. This supports the suggestion of atrophied type I muscle fibers that would be identified in patients with this EMG based measure. However, it should be noted that with this measure, no difference was found between the control and neck pain group. The MVC in extension also had a negative correlation but with its RMS/Time relationship: the weaker the patient, the more positive that RMS/Time slope. This is in accordance with the muscle fatigue index used by other authors [39, 78] when applied only to the neck pain subjects. However, the results obtained between the control and neck pain group indicated that the control subjects are more fatigable than the neck pain subjects. This is contrary to what was expected. Interestingly, the sum of rotations on both sides was correlated with the RMS/Moment slope value ( $r = 0,49$ ,  $p < 0,05$ ) of the right splenius capitis muscles. Such result seem to contradict the neuromuscular efficiency notion. The contrast between control and neck pain groups was not significant for this muscle. The scores of the McGill pain questionnaire (PRI part) gave two significant results. Negative correlations were found between the PRI and the RMS/Moment relationship in flexion and extension (see Table III). For the neck pain group, this could only indicate that the more pain they have, the less they will recruit new motor units. This could be explained, for example, by the presence of pain. The overall correlational results supported other authors that found weak relationships between pain and different physical impairments [11, 15]. An interesting point was found in this present study: with linear regression analyses, the strength in extension of the control group was significantly related to their flexor strength ( $r = 0,52$ ). However, in the neck pain group, the MVC in extension was not related to their MVC in flexion ( $r = 0,22$ ). That would mean that the weakness of one muscular group in neck pain subjects could not inform us of the weakness of the other muscular group. This suggested that the presence of an imbalance in the neck

strength between muscle groups occurs in patients relative to controls. This could be a subject for further studies.

#### **4.9 Conclusion**

With regards to these findings, it can be concluded that women with chronic neck pain do have physical impairments. However, it is suggested for future studies, that the traumatic or non traumatic cause of the neck pain be taken into considerations. From the present results, it appears that the notion of neuromuscular efficiency was not the proper tool to assess neck muscles. Nevertheless, for the SCM flexor muscles, the use of the RMS/Time and MF/Time to speculate about muscle fiber composition of these women with chronic neck pain was possible. These results lead toward a more type I fiber composition in these patients. This evaluation with EMG spectral parameters seems thus to be a tool for superficial muscle composition. It should be noted that the MVC values also implies deeper muscles that participated in the production of moment. However, knowing that neck muscles controlling fine movements and stabilizing the joints are deeper than what can be measured with surface electrodes, it is difficult to generalize the present results. Muscle biopsies with patients should thus be used in the future to clarify the clinical profile. That way, the professionals involved in the treatment of the neck pain subjects would be able to choose more specific and useful tools and consequently, have better clinical results. About the correlational analyses, although differences exist between chronic neck pain subjects and control subjects, relationships between neck pain, muscle weakness, muscle fatigability and other clinical measures among subjects with chronic neck pain were rather weak.

#### **4.10 Acknowledgements**

We gratefully acknowledge Doctors Christian Lariviere and Martin Bilodeau for their comments and advice on a previous version of the manuscript. We also thank the subjects that kindly accepted to participate in this project.

#### 4.11 References

1. Bovim G, Schrader H, Sand T. Neck pain in the general population. *Spine* 1994; 19(12):1307-9.
2. Cote P, Cassidy JD, Carroll L. The Saskatchewan Health and Back Pain Survey. The prevalence of neck pain and related disability in Saskatchewan adults. *Spine* 1998; 23(15):1689-98.
3. Mäkele M. Common musculoskeletal syndromes: prevalence, risk indicators and disability in Finland. In: Publications of the Social Insurance Institution. Social Insurance Institution. Helsinki, Finland 1993;1-162.
4. Hasvold T, Johnsen R. Headache and neck or shoulder pain--frequent and disabling complaints in the general population. *Scand J Prim Health Care* 1993; 11(3):219-24.
5. Kvarnstrom S. Occurrence of musculoskeletal disorders in a manufacturing industry with special attention to occupational shoulder disorders. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1983; 8:1-114.
6. Lubkin IM. Chronic illness: impact and interventions. In: J.R.S. C. David Tollison, editor. *Painful cervical trauma: diagnosis and rehabilitative treatment of neuromusculoskeletal injuries*. Baltimore: William and Wilkins; 1995.
7. Cyriax JH. *Cervical spondylosis*. Butterworths ed. London: Butterworths and co Ltd.; 1971. p1-25.
8. Friedman MH, Nelson AJ Jr. Head and neck pain review: traditional and new perspectives. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996; 24(4):268-78.
9. Barton PM, Hayes KC. Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(7):680-7.
10. Hagen KB, Harms-Ringdahl K, Enger NO, Hedenstal R, Morten H. Relationship between subjective neck disorders and cervical spine mobility and motion-related pain in male machine operators. *Spine* 1997; 22(13):1501-7.
11. Jordan A, Mehlsen J, Ostergaard K. A comparison of physical characteristics between patients seeking treatment for neck pain and age-matched healthy people. *J Manipulative Physiol Ther* 1997; 20(7):468-75.

12. Dumas J, Arsenault AB, Boudreau G, Magnoux E, Lepage Y, Bellavance A, et al. Physical impairments in cervicogenic headache: traumatic vs non traumatic onset. *Cephalalgia*. In press.
13. Watson DH, Trott PH. Cervical headache: an investigation of natural head posture and upper cervical flexor muscle performance. *Cephalalgia* 1993; 13(4):232, 272-84.
14. Dall'Alba PT, Sterling MM, Treleaven JM, Edwards SL, Jull GA. Cervical range of motion discriminates between asymptomatic persons and those with whiplash. *Spine* 2001; 26(19):2090-2094.
15. Olson SL, O'Connor DP, Birmingham G, Broman P, Herrera L. Tender point sensitivity, range of motion, and perceived disability in subjects with neck pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2000; 30(1):13-20.
16. Uhlig Y, Weber BR, Grob D, Montener M. Fiber composition and fiber transformations in neck muscles of patients with dysfunction of the cervical spine. *J Orthop Res* 1995; 13(2):240-9.
17. Mannion AF, Kaser L, Weber E, Rhyner A, Dvorak J, Muntener, M. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J* 2000; 9(4):273-81.
18. Silverman JL, Rodriquez AA, Agre JC. Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects and in subjects with mechanical neck pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72(9):679-81.
19. Vernon HT, Aker P, Aramenko M, Battershill D, Alepin A, Penner T. Evaluation of neck muscle strength with a modified sphygmomanometer dynamometer: reliability and validity. *J Manipulative Physiol Ther* 1992; 15(6):343-9.
20. O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Dysfunction of the neuro-muscular system in the presence of low back pain- implications for physical therapy management. *J Manual Manipulative Ther* 1997; 5(1):20-26.
21. Mannion AF, Dumas GA, Stevenson JM, Cooper RG. The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine* 1998; 23(5):576-84.
22. Kumar S, Narayan Y, Amell T. Spectral profile of superficial cervical muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11(4):269-80.
23. Moritani T, Muro M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1987; 56(3):260-5.



24. Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1991; 63(1):24-8.
25. Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Time and frequency analysis of EMG signals of homologous elbow flexors and extensors. *Med Biol Eng Comput* 1992; 30(6):640-4.
26. Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11(1):65-71.
27. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine* 1989; 14(9):992-1001.
28. De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol* 1982; 329:129-42.
29. Lawrence JH, De Luca CJ. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol* 1983; 54(6):1653-9.
30. Mayoux-Benhamou MA, Revel M. Influence of head position on dorsal neck muscle efficiency. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1993; 33(3):161-6.
31. Kukulka CG, Clamann HP. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res* 1981; 219(1):45-55.
32. Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1990; 30(3):141-52.
33. Lenman JAR. A clinical and experimental study of the effects of exercise on motor weakness in neurological disease. *J. Neurol Neurosurg Psychiat* 1959;22:182-194.
34. DeVries HA. "Efficiency of electrical activity" as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *Am J Phys Med* 1968; 47(1):10-22.
35. Moritani T, DeVries HA. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am J Phys Med* 1978; 57(6):263-77.

36. Moritani T, DeVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 1979; 58(3):115-30.
37. Tang A, Rymer WZ. Abnormal force--EMG relations in paretic limbs of hemiparetic human subjects. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1981; 44(8):690-8.
38. Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D. The electromyographic assessment of back muscles weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil*. In press.
39. Moritani T, Nagata A, Muro M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exerc* 1982; 14(3):198-202.
40. Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1986; 60(4):1179-85.
41. Arendt-Nielsen L, Mills KR. Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1988; 58(1-2):20-5.
42. Portero P, Bigard AX, Gamet D, Flageat JR, Guezennec CY. Effects of resistance training in humans on neck muscle performance, and electromyogram power spectrum changes. *Eur J Appl Physiol* 2001; 84(6):540-6.
43. Merletti R, Lo Conte LR, Cisari C, Actis MV. Age related changes in surface myoelectric signals. *Scand J Rehabil Med* 1992; 24(1):25-36.
44. Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Wretling ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand* 1991; 142(4):457-65.
45. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. In *J Appl Biomec*, editors. Proceedings of the International Society for Biomechanics; 1993; Paris, France. 1997. p 135-63.
46. Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electromyogr Kinesiol* 1992; 2(3):121-129.
47. Eberstein A, Beattie B. Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle Nerve* 1985; 8(9):768-73.
48. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol* 1995; 79(1):23-32.

49. Andreassen S, Arendt-Nielsen L. Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol* 1987; 391:561-71.
50. Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. EMG power spectrum of elbow extensors: a reliability study. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1994; 34(3): 149-58.
51. Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikov Y, Bright A, Coelho AJ. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol* 2001; 90(3):804-10.
52. Westbury JR, Shaughnessy TG. Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1987; 27(6-7):427-35.
53. Mannion AF. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9(6):363-77.
54. Polgar J, Johnson MA, Weightman D, Appleton D. Data on fibre size in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci* 1973; 19(3):307-18.
55. Merletti R, Sabbahi MA, De Luca CJ. Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1984; 52(3):258-65.
56. Mannion AF, Dolan P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine* 1994; 19(11):1223-9.
57. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine* 1995; 20(2):149-59.
58. Van Dieen JH, Heijblom P, Bunkens H. Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8(1):35-44.
59. Gogia P, Sabbahi M. Median frequency of the myoelectric signal in cervical paraspinal muscles. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71(6):408-14.
60. Gogia PP, Sabbahi MA. Electromyographic analysis of neck muscle fatigue in patients with osteoarthritis of the cervical spine. *Spine* 1994; 19(5):502-6.

61. Mannion AF, Weber BR, Dvorak J, Grob D, Muntener M. Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *J Orthop Res* 1997; 15(6):881-7.
62. Ware J Jr, Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care* 1996; 34(3):220-33.
63. Melzack R. The short-form McGill Pain Questionnaire. *Pain* 1987; 30(2):191-7.
64. Price DD, McGrath PA, Rafii A, Buckingham B. The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain* 1983; 17(1):45-56.
65. Rheault W, Albright B, Byers C, Franta M, Johnson A, Skowronek M, et al. Intertester reliability of the cervical range of motion device. *JOSPT* 1992; 15(3): 147-50.
66. Sommerich CM, Joines SM, Hermans V, Moon SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(6):377-98.
67. Moroney SP, Schultz AB, Miller JA. Analysis and measurement of neck loads. *J Orthop Res* 1988; 6(5):713-20.
68. Ashton-Miller JA, McGlashen KM, Herzengerg JE, Stohler CS. Cervical muscle myoelectric response to acute experimental sternocleidomastoid pain. *Spine* 1990; 15(10):1006-12.
69. Choi H, Vanderby R. Comparison of biomechanical human neck models: muscle forces and spinal loads at C4/5 level. *Journal of applied biomechanics* 1999; 15: 120-38.
70. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Buijs RJ. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine* 1995; 20(1):38-48.
71. Rix GD, Bagust J. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cervical spine pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(7):911-9.
72. Braun BL, Amundson LR. Quantitative assessment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rehabil* 1989; 70(4):322-9.
73. Vasavada AN, Li S, Delp SL. Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. *Spine*; 2001; 26(17):1904-9.

74. Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermans H, D'Ambrosia R, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol* 1990; 68(3):1177-85.
75. Garnett RA, O'Donovan MJ, Stephens JA, Taylor A. Motor unit organization of human medial gastrocnemius. *J Physiol* 1979; 287:33-43.
76. Roy SH, Oddsson LI. Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Phys Ther* 1998; 78(8):838-51.
77. Mannion AF, Dumas GA, Cooper RG, Espinosa FJ, Faris MW, Stevenson JM. Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *J Anat* 1997; 190(4):505-13.
78. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Buijs RJ. Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev* 1997; 34(4):405-14.
79. Roos MR, Rice CL, Vandervoort AA. Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve* 1997; 20(6):679-90.
80. Toffola ED, Sparpaglione D, Pistorio A, Buonocore M. Myoelectric manifestations of muscle changes in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(5):661-5.
81. Dattola R, Girlanda P, Vita G, Santoro M, Roberto ML, Toscano A, et al. Muscle rearrangement in patients with hemiparesis after stroke: an electrophysiological and morphological study. *Eur Neurol* 1993; 33(2):109-14.
82. Casale R, Buonocore M, Di Massa A, Setacci C. Electromyographic signal frequency analysis in evaluating muscle fatigue of patients with peripheral arterial disease. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75(10):1118-21.

## 4.12 Tables

**Table I. Clinical measurements (mean and SD) for control and neck pain subjects**

VARIABLE	CONTROL	NECK PAIN	p VALUE
AGE	30,71 (8,23)	34,36 (9,93)	0,252
MASS	62,64 (8,02)	64,05 (13,13)	0,708
HEIGHT	165,21 (5,94)	164,75 (7,10)	0,837
SKINFOLD SCM (mm)	5,89 (0,89)	7,25 (2,71)	0,063
SKINFOLD SPL-CAP	9,51 (1,51)	11,10 (3,99)	0,139
SKINFOLD SPL-CER	13,49 (3,83)	15,16 (5,38)	0,105
VAS	0	33,41 (22,73)	
McGill SCORE (PRI)	0	9,94 (8,72)	
<b>SF-12. PCS</b>	56,51 (0,85)	43,79 (7,34)	<b>0</b>
<b>SF-12. MCS</b>	56,42 (2,55)	49,47 (10,57)	<b>0,017</b>
C-V ANGLE	52,99 (3,69)	52,87 (3,79)	0,924
ROM FLEXION	55,97 (8,54)	48,53 (12,92)	0,056
<b>ROM EXTENSION</b>	76,29 (10,60)	63,82 (12,43)	<b>0,004</b>
<b>SUM FLEX-EXT</b>	132,26 (16,14)	112,35 (21,80)	<b>0,005</b>
ROM R LAT FLEX	44,76 (8,76)	39,53 (9,71)	0,109
ROM L LAT FLEX	46,88 (10,96)	41,71 (9,88)	0,158
SUM R+L LAT FLEX	91,65 (18,85)	81,24 (18,5)	0,114
<b>ROM R ROT</b>	74,47 (6,66)	66,18 (7,55)	<b>0,002</b>
<b>ROM L ROT</b>	75,29 (6,55)	65,47 (10,49)	<b>0,003</b>
<b>SUM R+L ROT</b>	149,76 (12,00)	131,65 (13,86)	<b>0</b>
MVC FLEXION	7,91 (2,17)	6,79 (1,79)	0,111
<b>MVC EXTENSION</b>	17,89 (3,15)	13,99 (4,15)	<b>0,004</b>

SPL-CAP= splenius capitis

SPL-CER= splenius cervicis

VAS= visual analogue scale

PRI= pain rating index

PCS= physical component

MCS= mental component

C-V= cranio-vertebral

ROM= range of motion

R= right side L= left side

MVC= maximal voluntary contraction

**Significant at 0.05**

**Table II. Descriptive statistics for each measure used (slope of the regression line) for a given muscle for both the control and the chronic neck pain group with a summary of the two way ANOVAs with one repeated measure for each muscle investigated**

MUSCLES	GROUPS	Slope value measures (mean (SD))				Results of ANOVA								
		RMS/MOMENT	MF/MOMENT	RMS/TIME	MF/TIME	RMS/MOMENT	MF/MOMENT	RMS/TIME	MF/TIME	F	p	F	p	F
FLEXION	C	35,28 (20,14)	0,92 (7,88)	6,37 (5,53)	-2,21 (1,86)	Group	1,30	0,26	2,74	0,11	7,48	0,01	10,88	0,002
	NP	23,83 (12,36)	4,64 (5,74)	3,28 (2,91)	-0,41 (1,55)		Side	4,27	0,05	1,42	0,24	2,37	0,13	0,46
SCM-L	C	34,18 (17,04)	0,59 (5,01)	9,00 (7,47)	-1,56 (1,45)	Group x Side	6,91	0,01	0,79	0,38	0,63	0,43	1,55	0,22
	NP	33,01 (17,89)	2,43 (3,78)	4,12 (4,52)	-0,61 (1,37)									
EXTENSION	C	7,91 (2,74)	-1,55 (2,62)	2,15 (2,91)	-0,59 (1,12)	Group	1,28	0,27	0,43	0,52	3,64	0,07	0,44	0,51
	NP	6,55 (3,34)	-0,82 (2,21)	0,31 (1,65)	-0,74 (1,76)		Side	4,58	0,04	0,79	0,38	5,51	0,03	0,03
Splenius cap-L	C	6,93 (2,80)	-0,89 (1,97)	2,86 (3,05)	-1,00 (0,91)	Group x Side	0,35	0,56	0,40	0,53	0,32	0,57	1,51	0,23
	NP	5,99 (3,62)	-0,71 (2,75)	1,46 (3,06)	-0,44 (0,97)									
Splenius cerv-R	C	3,15 (1,13)	-3,42 (2,75)	0,94 (1,22)	-0,53 (0,79)	Group	4,25	0,05	0,05	0,82	0,12	0,73	0,65	0,43
	NP	2,16 (1,16)	-3,26 (3,42)	0,41 (0,84)	-0,19 (1,46)		Side	0,09	0,76	10,19	0,00	1,13	0,30	0,86
Splenius cerv-L	C	3,07 (1,50)	-1,61 (2,35)	1,11 (1,51)	-0,76 (1,80)	Group x Side	0,74	0,40	0,63	0,43	0,51	0,48	0	0,98
	NP	2,33 (1,35)	-2,17 (2,69)	1,29 (3,53)	-0,43 (1,42)									

C= control group NP= chronic neck pain group

R= right side L= left side

Cap= capitis cerv= cervicis

**Significant at 0,05**

**Table III. Pearson correlation coefficients (r) contrasting different variables for the neck pain group**

RELATIONSHIP	MVC EXTENSION	MVC FLEXION	McGill PRI
<b>RMS/MOMENT SLOPE</b>	-0,006	-0,249	<b>flex: -0,606</b> <b>ext: -0,602</b>
<b>MF/MOMENT SLOPE</b>	0,072	<b>-0,626</b>	flex: -0,159 ext: 0,073
<b>RMS/TIME SLOPE</b>	<b>-0,527</b>	-0,236	flex: 0,022 ext: 0,077
<b>MF/TIME SLOPE</b>	0,064	-0,054	flex: 0,179 ext: 0,169

The relationship on the left column are taken with the agonist muscle. The right splenius capitis muscle was used for the MVC (maximal voluntary contraction) extension relationships; the right SCM muscle was taken for the MVC flexion relationships.

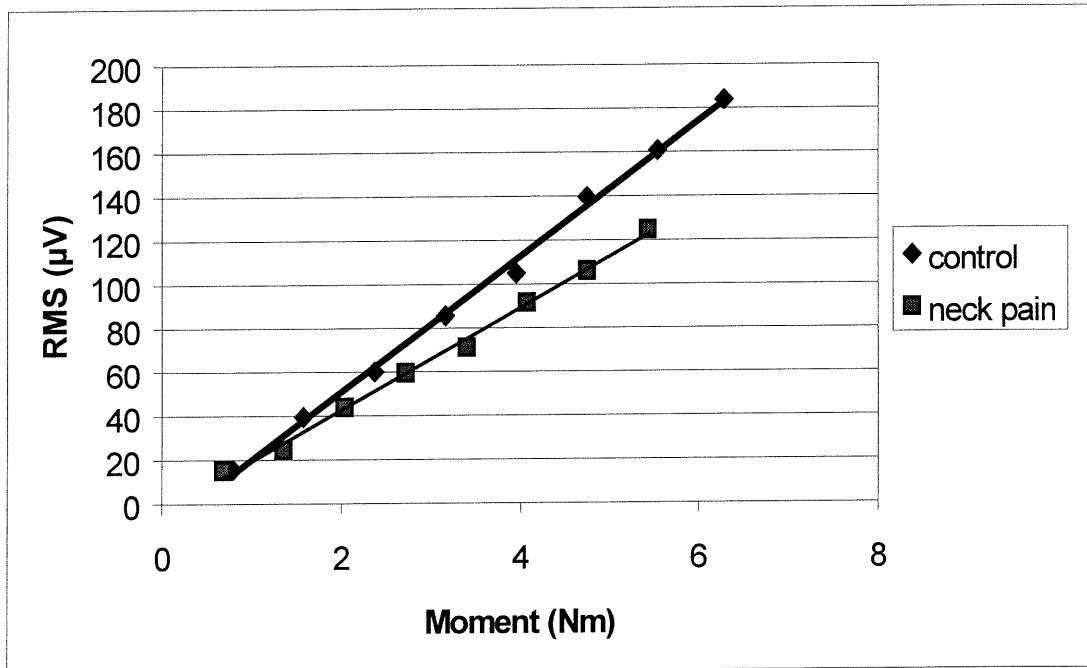
**Significant at 0,05**



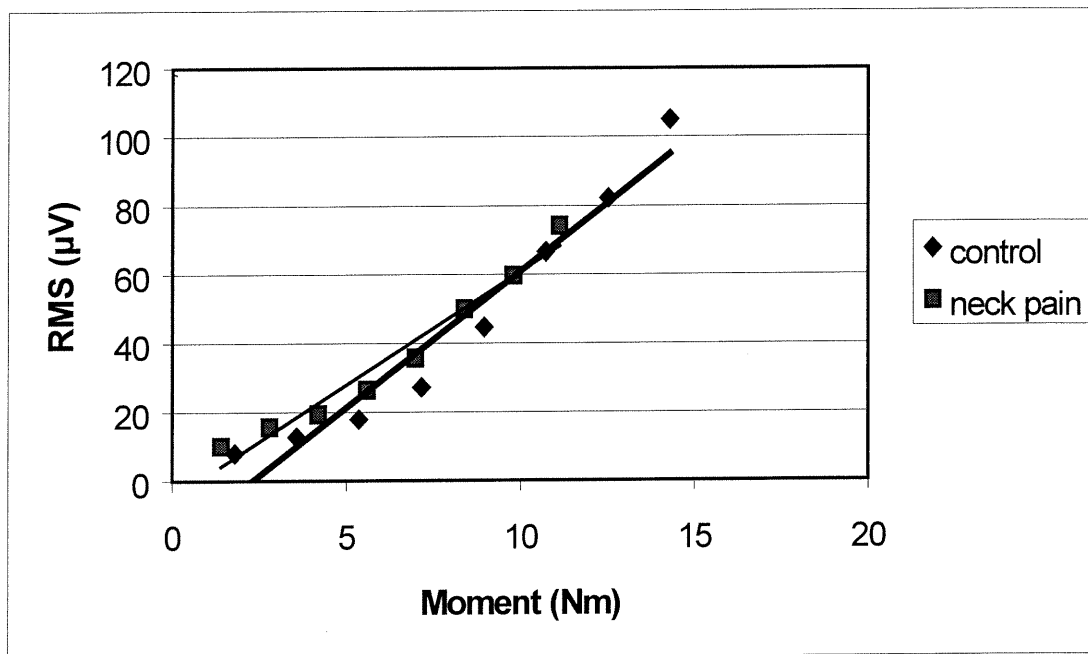
#### 4.13 Figures



**Figure 1.** Position of the subjects. Subjects were seated on a dynamometric chair. The head was stabilized with circular pads at the forehead level. The position of the frame was adjustable vertically and horizontally (forward-backward) so that the subjects were the most comfortable. The force transducer was attached to that frame.

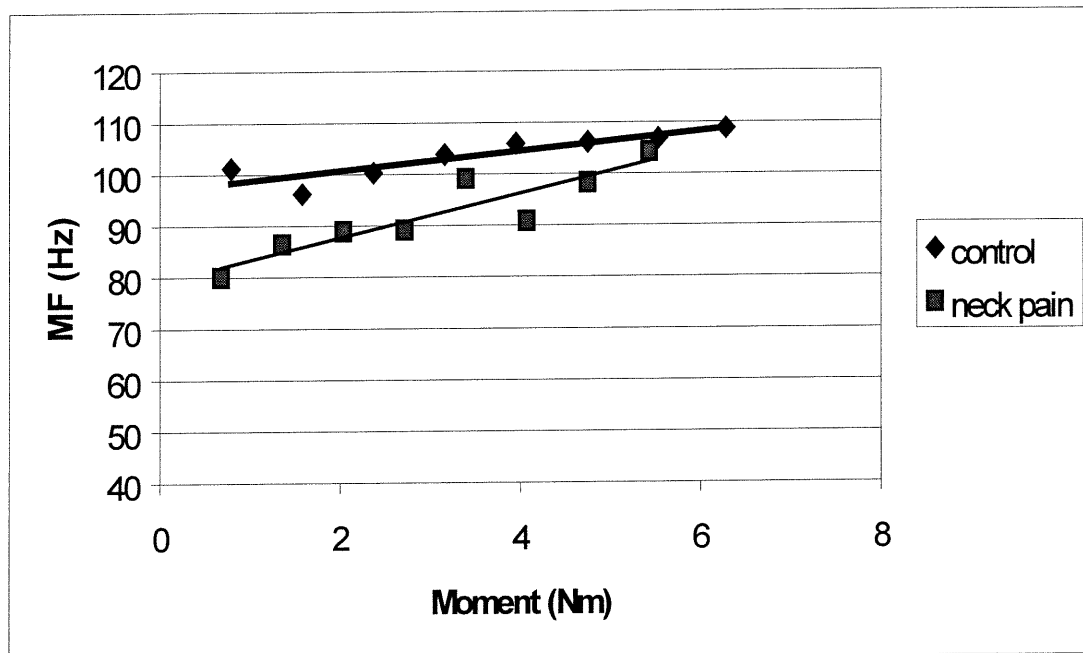


**Figure 2.** Root mean square (RMS) / Moment relationship of the right SCM muscle during ramp contraction in neck flexion. The levels of % of MVC produced are indicated at every 10% MVC, from 10 to 80% MVC for both the control and neck pain groups. Each level represents the mean score (x,y) of all subjects for a given group. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,997,  $R^2$  neck pain = 0,996

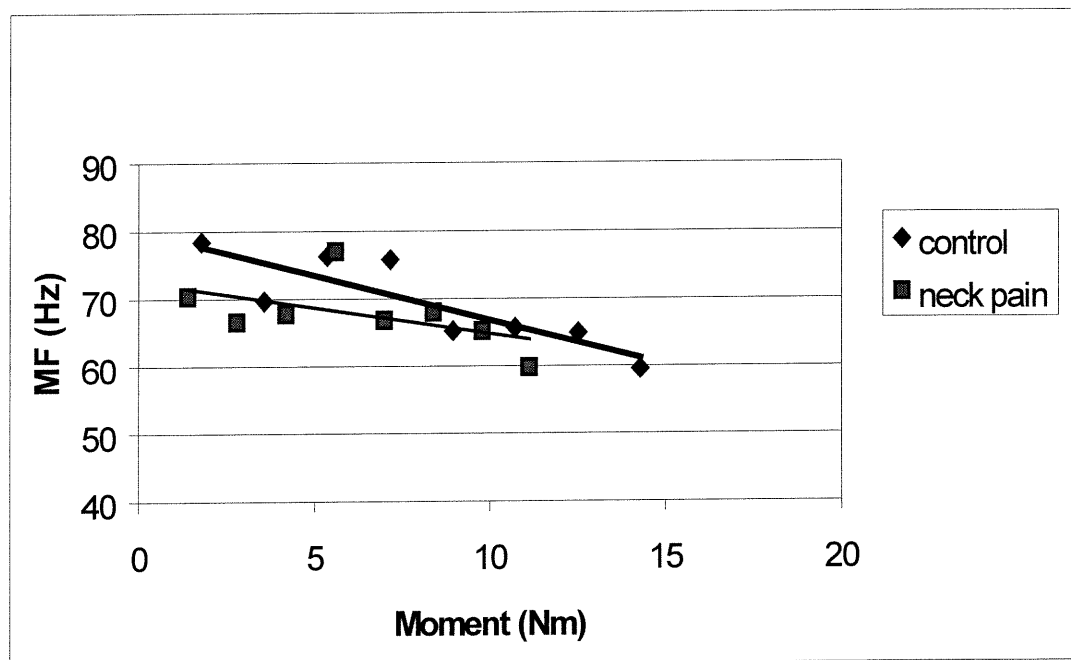


**Figure 3.** Root mean square (RMS) / Moment relationship of the right splenius capitis muscle during ramp contraction in neck extension. The levels of % of MVC produced are indicated at every 10% MVC, from 10 to 80% MVC for both the control and neck pain groups. Each level represents the mean score (x,y) of all subjects for a given group. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,946,  $R^2$  neck pain = 0,961

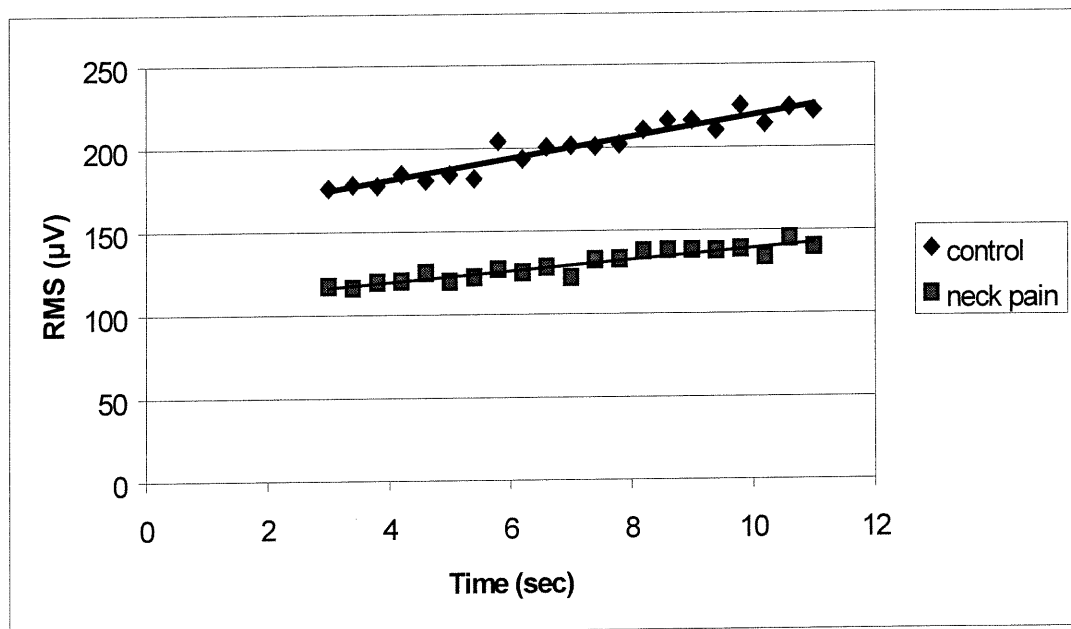
Splenius: site of the EMG recording site on the extensors; between C3 and C6



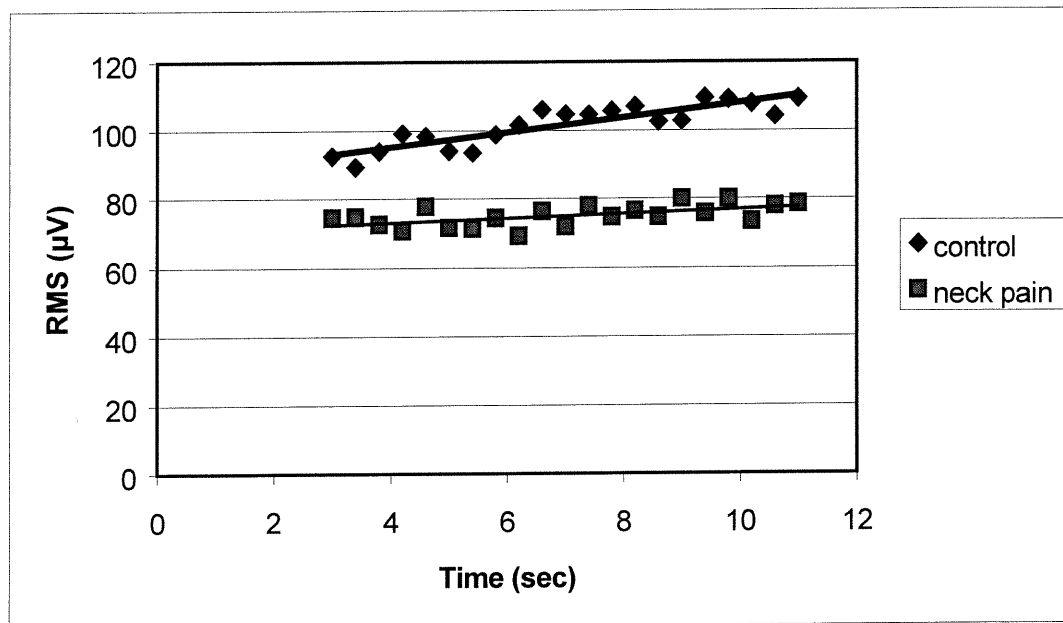
**Figure 4.** Median frequency (MF) / Moment relationship of the right SCM muscle during ramp contraction in neck flexion. The levels of % of MVC produced are indicated at every 10% MVC, from 10 to 80% MVC for both the control and neck pain groups. Each level represents the mean score (x,y) of all subjects for a given group. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,785,  $R^2$  neck pain = 0,824



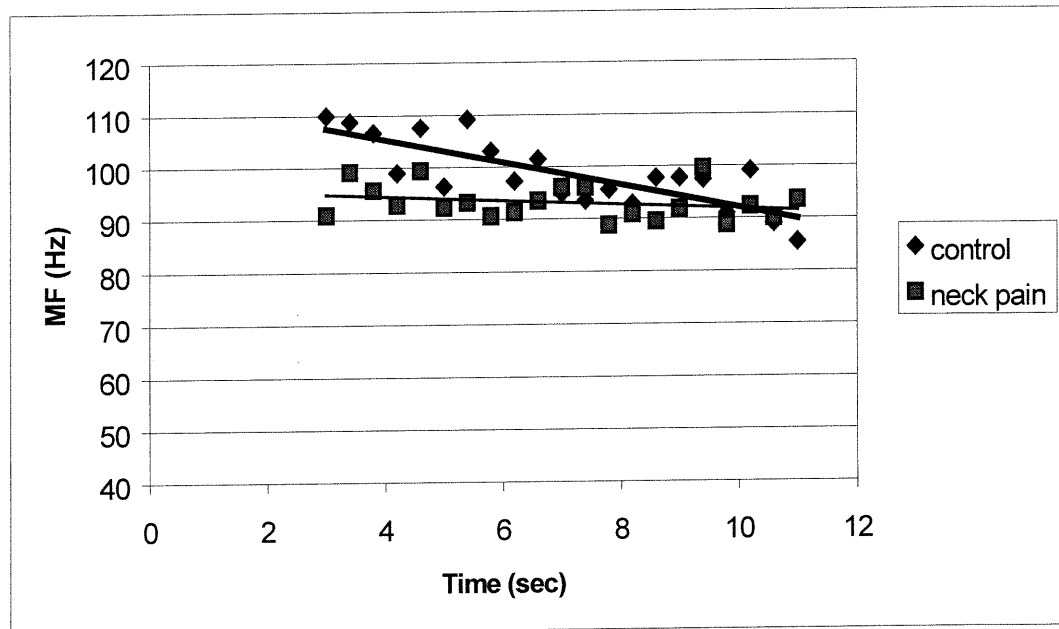
**Figure 5.** Median frequency (MF) / Moment relationship of the right splenius capitis muscle during ramp contraction in neck extension. The levels of % of MVC produced are indicated at every 10% MVC, from 10 to 80% MVC for both the control and neck pain groups. Each level represents the mean score (x,y) of all subjects for a given group. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,734,  $R^2$  neck pain = 0,296



**Figure 6.** Root mean square (RMS) / Time relationship of the right SCM muscle during fatigue contraction in neck flexion. Each points were taken at every 0,4 seconds and represents the mean value of every subjects of each group at that precise time of contraction. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,916,  $R^2$  neck pain = 0,874

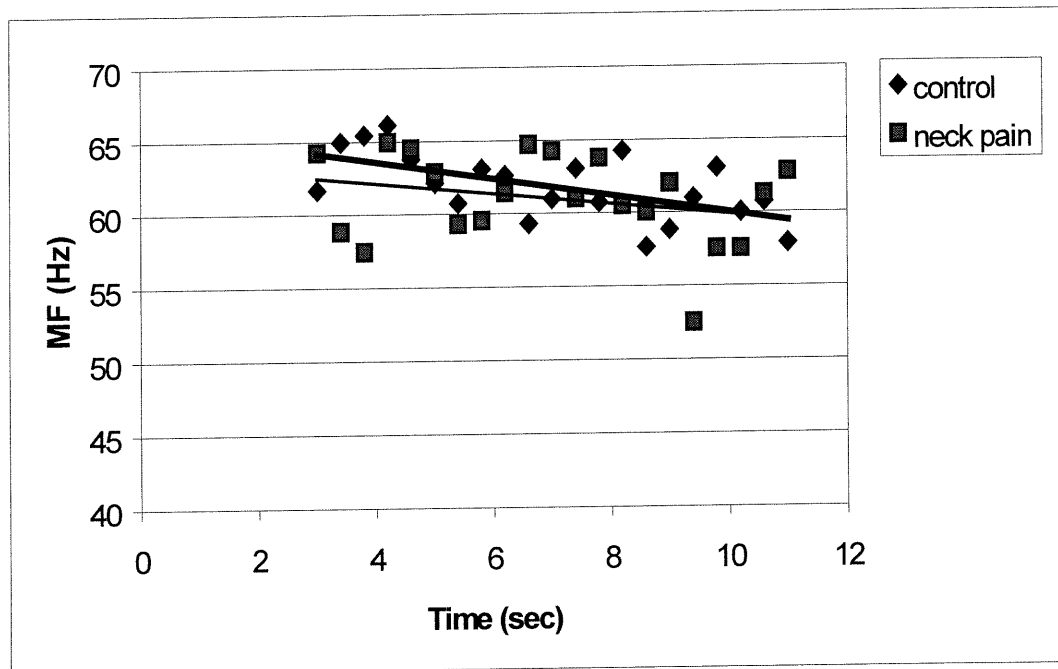


**Figure 7.** Root mean square (RMS) / Time relationship of the right splenius capitis muscle during fatigue contraction in neck extension. Each points were taken at every 0,4 seconds and represents the mean value of every subjects of each group at that precise time of contraction. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,757,  $R^2$  neck pain = 0,277



**Figure 8.** Median Frequency (MF) / Time relationship of the right SCM muscle during fatigue contraction in neck flexion. Each points were taken at every 0,4 seconds and represents the mean value of every subjects of each group at that precise time of contraction. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,643,  $R^2$  neck pain = 0,094



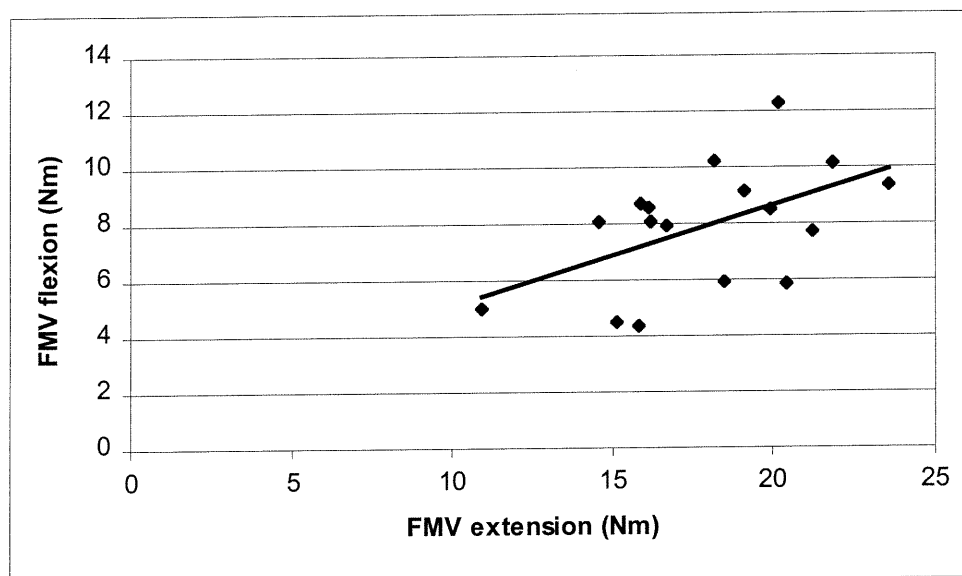


**Figure 9.** Median Frequency (MF) / Time relationship of the right splenius capitis muscle during fatigue contraction in extension. Each points were taken at every 0,4 seconds and represents the mean value of every subjects of each group at that precise time of contraction. The black line represents the slope of the regression line.  $R^2$  control = 0,383,  $R^2$  neck pain = 0,085

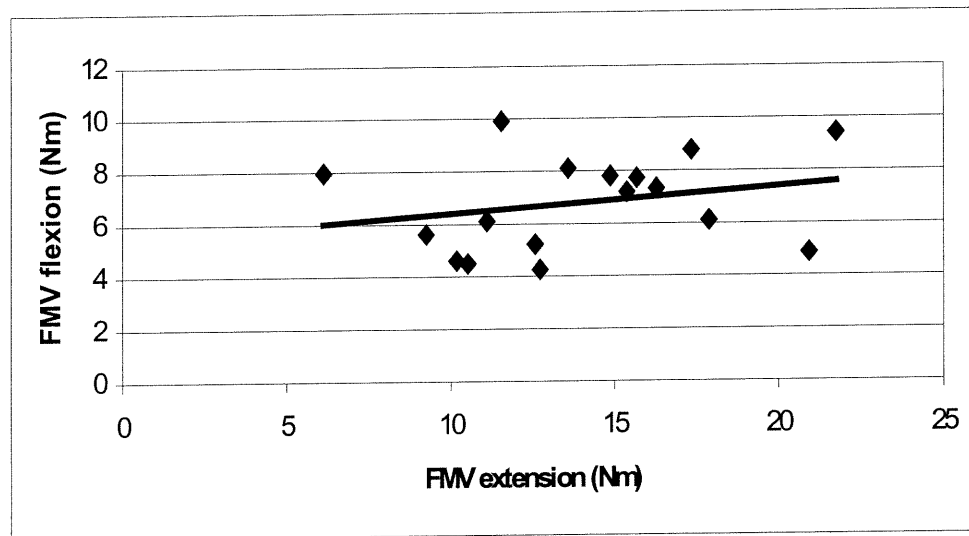
#### 4.14 Résultats supplémentaires

##### 4.14.1 Régression linéaire

Tel que mentionné dans l'article, on observe un résultat intéressant dans la présente étude. À l'aide d'une analyse de régression linéaire, la FMV en extension des sujets sains est associée à leur FMV en flexion ( $r = 0,52$ ). Par contre, la FMV des extenseurs pour les sujets avec douleur n'est pas liée à leur FMV en flexion ( $r = 0,22$ ). Les graphiques 10 et 11 illustrent ces résultats.



**Figure 10.** Corrélation entre la FMV en extension et en flexion pour chaque sujet du groupe contrôle ( $r = 0,52$ ).

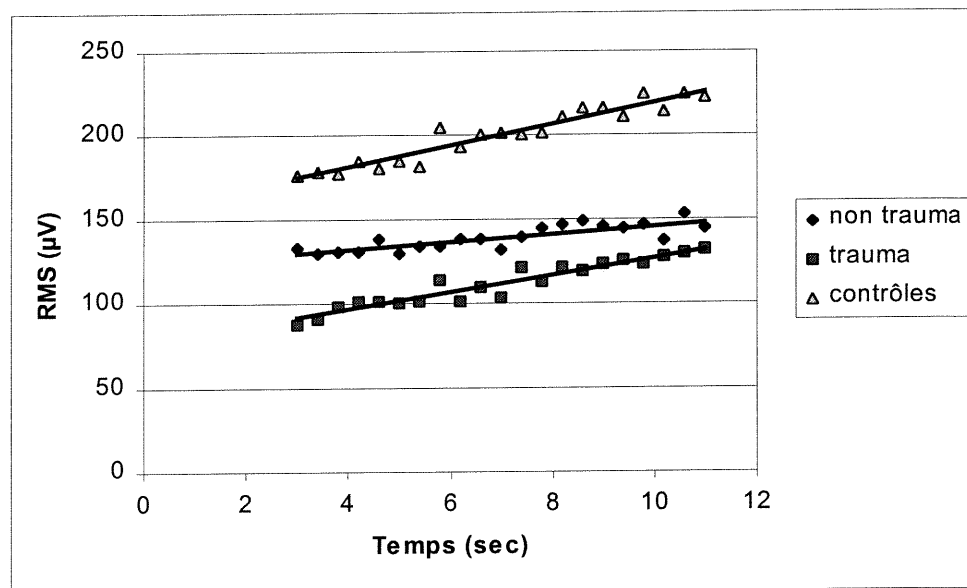


**Figure 11.** Corrélation entre la FMV en extension et flexion pour chaque sujet du groupe avec cervicalgie ( $r = 0,22$ ).

#### 4.14.2 Cervicalgies d'origine traumatique et non traumatique

Tout au long des lectures, il ressort un point intéressant en ce qui concerne le groupe de sujets souffrant de cervicalgie chronique. En effet, les résultats obtenus par Rix et Bagust (2001) sur des sujets avec douleur de cause uniquement non traumatique et ceux obtenus par Dumas et al. (2001) sur des sujets avec céphalées d'origine cervicale de différentes causes semblent indiquer qu'il est plus facile de trouver des différences inter-groupes lorsque les cervicalgies proviennent d'un traumatisme. Nous avons donc décidé d'effectuer une analyse exploratoire supplémentaire non incluse dans l'article de ce mémoire, entre les sujets ayant des cervicalgies d'origine traumatique ( $n = 6$ ) et ceux souffrant de cervicalgie d'apparition graduelle ( $n = 11$ ). Pour ce faire, des tests de  $t$  ont été utilisés sans correction pour une inflation potentielle de la valeur  $\alpha$ . Les muscles SCM droit et splénius capitis droit ont été utilisés pour faire ces tests.

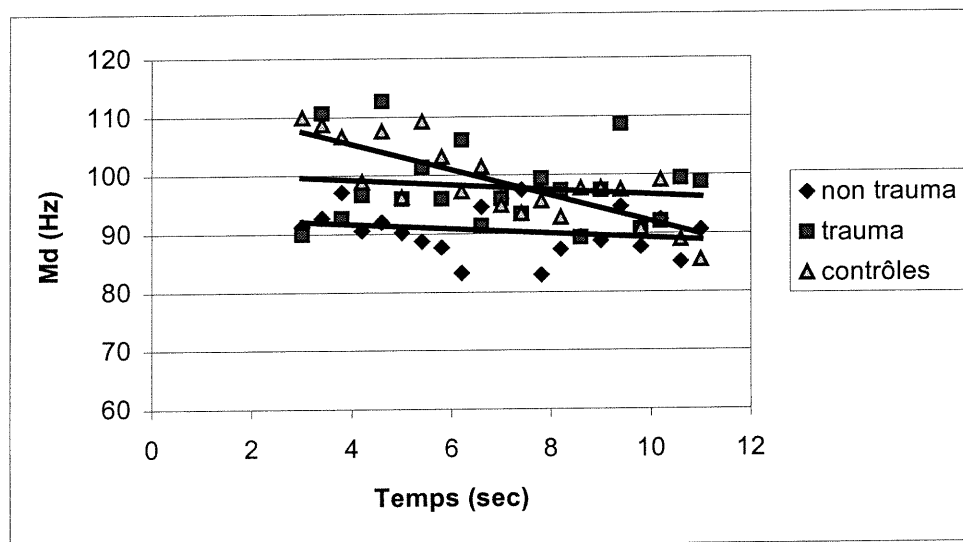
Dans cette investigation additionnelle, nous n'avons trouvé aucune différence entre les sujets avec douleur d'origine traumatique et ceux d'origine non traumatique pour les questionnaires (VAS, McGill, SF-12), les caractéristiques physiques (poids, taille, âge et plis adipeux sur les sites d'emplacement des électrodes), ainsi que pour l'évaluation de la mobilité articulaire, de l'angle cranio-vertébral et de la FMV en flexion et en extension. Les mesures électromyographiques, RMS et Md, pour les contractions en rampe et de fatigue, n'ont pu discriminer les deux groupes de sujets. Le SCM droit est le seul muscle ayant presque atteint le seuil de signification ( $p = 0,055$ ). En effet, la valeur de la pente RMS/Temps chez les sujets traumatiques était de  $5,08 (\pm 1,58) \mu\text{V}/\text{sec}$  et celle des sujets non traumatiques, de  $2,29 (\pm 3,04) \mu\text{V}/\text{sec}$  (figure 12).



**Figure 12.** Relation RMS/Temps pour le muscle SCM droit durant le test de fatigue. Tous les points ont été pris à 0,4 secondes et représentent la moyenne de tous les sujets de chacun des groupes.

Aucune différence de pente n'a été trouvée entre chacun de ces sous-groupes et le groupe contrôle. Par ailleurs, un plus grand écart existait entre les valeurs de RMS du groupe traumatique et celles du groupe contrôle (95  $\mu\text{V}$ ) qu'entre les sujets sains et le groupe avec cervicalgies (70  $\mu\text{V}$ ) surtout en début de contraction.

La figure 13 illustre la relation Md/Temps du muscle SCM droit. Aucune différence n'a été observée entre les sujets du groupe traumatique comparativement à ceux du groupe non traumatique. Néanmoins, une différence significative ( $p = 0,052$ ) a été trouvée entre les sujets avec douleur d'origine traumatique et les sujets du groupe contrôle, différence moins marquée que celle entre le groupe contrôle et tout le groupe de sujets avec cervicalgies ( $p = 0,0004$ ). Il est à noter que les valeurs de la Md sont plus élevées chez les sujets avec douleur d'origine traumatique que chez les sujets avec douleur d'origine non traumatique, avec une pente Md/Temps cependant similaire. Pour ce qui est des muscles extenseurs, aucune différence significative entre tous ces groupes n'a été trouvée.



**Figure 13.** Relation Md/Temps pour le muscle SCM droit durant le test de fatigue. Tous les points ont été pris à 0,4 secondes et représentent la moyenne de tous les sujets de chacun des groupes.

## **5. DISCUSSION**

Cette section servira à revoir tous les aspects évalués dans cette étude en les comparant aux résultats démontrés antérieurement dans la littérature et de spéculer sur les résultats obtenus. Les buts du présent travail et les principaux résultats sont:

- d'utiliser différents résultats de mesures cliniques déjà documentés chez des sujets souffrant de cervicalgie et de documenter la faiblesse musculaire à l'aide de la dynamométrie. Une faiblesse marquée des extenseurs cervicaux a été trouvée chez les sujets avec douleur mais aucune différence au niveau de la FMV des fléchisseurs n'a été observée;
- de documenter l'efficacité neuromusculaire à l'aide de l'EMG de surface. Une pente RMS/Moment plus abrupte pour les muscles splénius cervicis chez le groupe contrôle a été observée;
- d'investiguer la fatigabilité de la musculature du cou chez les sujets avec cervicalgie chronique, relativement à la normale. Une pente RMS/Temps plus abrupte pour les muscles SCM chez les sujets sans douleur, et une pente Md/Temps plus négative pour les muscles SCM pour le groupe contrôle;
- d'étudier si des liens existent, chez les sujets avec douleur, entre les mesures cliniques et les mesures EMG et dynamométriques. De faibles corrélations ont été obtenues.

### **5.1 Échantillonnage et interprétation**

Le recrutement des sujets pour cette étude a résulté en un groupe contrôle ayant les mêmes caractéristiques physiques (poids, taille, âge) que le groupe composé de sujets avec cervicalgie chronique. De plus, parce que des différences inhérentes étaient prévisibles pour ces paramètres physiques et aussi du point de vue de la composition en fibres musculaires entre les hommes et les femmes (Bilodeau et al., 1992a; Mannion et al., 1997a), nous avons opté pour des groupes composés uniquement de sujets féminins. Cependant, parce que les sujets sont des femmes, il

est peu probable que les résultats et les conclusions de cette étude soient généralisables à une population masculine.

Les résultats obtenus dans cette étude et discutés dans cette section ont été, dans une certaine mesure, à l'opposé des hypothèses émises avant la réalisation de ce projet. Par ailleurs, les spéculations quant à ces résultats sont supportées par différentes études. Les divergences entre les résultats de la présente étude et ceux observés dans la littérature montrent que de dresser le tableau clinique clair d'une telle population représente une tâche complexe. Les instruments d'évaluation comportent certaines limites et plusieurs travaux sont encore nécessaires afin d'arriver à dresser un tel portrait.

## **5.2 Mesures cliniques**

### **5.2.1 Douleur et état de santé**

Les valeurs obtenues pour l'échelle VAS et la partie « *pain rating index* » du questionnaire de McGill étaient nulles pour les sujets sans douleur. C'est pourquoi aucun test comparatif n'a pu être effectué. Cependant, tous les sujets souffrant de cervicalgie ont obtenu des résultats confirmant qu'ils avaient de la douleur au moment de l'évaluation. Par ailleurs, les deux composantes du questionnaire fonctionnel SF-12 ont montré un score significativement plus élevé pour le groupe avec cervicalgie, démontrant une atteinte physique et mentale dans leurs activités journalières due à leur expérience douloureuse. Ces résultats confirment que le questionnaire SF-12 a effectivement été en mesure de discriminer les composantes physique et mentale entre les deux groupes de sujets, tel que proposé par Ware et al. (1996).

### 5.2.2 Mobilité articulaire du cou

Les résultats de la présente étude se comparent favorablement à ceux obtenus dans d'autres études. En effet, tout comme Jordan et al. (1997), une diminution de la mobilité articulaire active du cou en extension a été trouvée chez les sujets avec cervicalgie comparativement aux sujets du groupe contrôle. Cependant, ce résultat est en contradiction avec celui obtenu par Hagen et al. (1997) qui ont montré une diminution de la mobilité articulaire chez leurs sujets avec douleur pour tous les mouvements évalués, excepté l'extension. Une récente étude a comparé des patients avec cervicalgie chronique non traumatique et un groupe contrôle (Rix & Bagust, 2001). Une diminution significative de la mobilité articulaire a été obtenue chez les sujets avec douleur pour seulement trois des six mouvements évalués, soit pour la flexion, la rotation droite et la flexion latérale gauche. Dans la présente étude, une diminution significative de la mobilité articulaire a été trouvée chez les sujets avec douleur pour les mouvements de rotation droite et gauche. La somme des mouvements (flexion et extension, rotations droite et gauche) a donné des résultats plus significatifs. Ces sommes ont été utilisées par Dumas et al. (2001) qui ont obtenu aussi une diminution de la mobilité articulaire pour les sujets avec céphalée post-traumatique comparés à un groupe contrôle. Cependant, ces derniers ont de plus obtenu une moins bonne mobilité pour la somme des flexions latérales droite et gauche, mouvements qui n'ont donné aucune différence dans notre étude. D'autre part, lorsque ces mêmes auteurs ont comparé un groupe avec céphalée cervicogénique d'origine non-traumatique, aucune différence n'a été trouvée avec leur groupe contrôle.

### 5.2.3 Posture

Les résultats obtenus dans la présente étude au niveau de la posture n'ont pu démontrer une différence entre les groupes de sujets. Ceci est en accord avec Dumas et al. (2001) mais en contradiction avec Watson et Trott (1993) qui ont documenté



une posture plus accentuée en protraction chez des femmes avec céphalées cervicogéniques comparées à un groupe contrôle. Ces résultats opposés supportent, tel que mentionné par certains auteurs (Raine & Twomey, 1994), qu'il y aurait encore trop peu de liens scientifiques entre une mauvaise hygiène posturale et les douleurs musculo-squelettiques pouvant en découler. Par ailleurs, cela ne suggère en aucun cas l'arrêt de l'évaluation posturale en clinique. Celle-ci est indispensable à la compréhension du problème du patient et des changements musculaires ou vertébraux qui accompagnent les cervicalgies (Magee, 1988).

#### 5.2.4 Force et faiblesse musculaire

Les résultats de recherche publiés antérieurement sont similaires à ce qui a été obtenu dans la présente étude, du moins pour la FMV des muscles extenseurs du cou. En effet, tout comme Vernon et al. (1992) et Jordan et al. (1997), une diminution marquée de la FMV pour ce groupe musculaire a été démontrée chez les sujets souffrant de cervicalgie chronique. Dumas et al. (2001) ont aussi trouvé une diminution de la FMV des extenseurs chez des sujets avec céphalée traumatique lorsqu'ils ont comparé les valeurs à celle d'un groupe contrôle, mais aucune différence n'a été soulignée entre leur groupe souffrant de céphalée non traumatique et ce même groupe contrôle. Même si nos résultats sont en accord avec ceux de ces auteurs, il faut rappeler que la douleur peut être un facteur qui limite l'interprétation de ces données (O'Sullivan et al., 1997). Il est donc difficile de suggérer qu'un changement au niveau des fibres musculaires est responsable de la faiblesse observée chez les sujets cervicalgiques.

Par contre, nous n'avons pu montrer de différence entre les deux groupes pour la FMV en flexion. Ceci est à l'opposé de ce qui était attendu et aussi en contradiction avec les études auxquelles nous avons initialement fait référence. En effet, ces études ont trouvé une faiblesse marquée des muscles fléchisseurs du cou chez les sujets souffrant de cervicalgie (Barton & Hayes, 1996; Jordan et al., 1997; Silverman et al., 1991; Vernon et al., 1992). Néanmoins, une mise en garde est de rigueur. Une

différence d'âge importante que certains auteurs ont tenté de contrôler (Barton & Hayes, 1996; Silverman et al., 1991) aurait vraisemblablement ajouté de la variabilité lors de leurs analyses. Les sujets avec douleur inclus dans ces deux études avaient de 10 à 15 ans de plus que les sujets inclus dans leur groupe contrôle respectif. Un autre fait intéressant est que les études de Silvermann et al. (1991) et de Vernon et al. (1992) ont inclus un plus grand nombre de sujets féminins dans leur groupe avec douleur, ajoutant donc une variable confondante potentielle. Il est en effet connu que la FMV de sujets masculins est de 1,3 (Jordan, Mehlsen, Bulow, Ostergaard, & Danneskiold-Samsøe, 1999) à 1,6 fois supérieure que celle des sujets féminins (Kumar et al., 2001; Moroney, Schultz, & Miller, 1988). D'autre part, Jordan et al. (1997) ont trouvé une faiblesse importante chez les fléchisseurs et les extenseurs du cou chez des sujets avec cervicalgie. Ils ont toutefois noté que la différence obtenue était beaucoup moins marquée pour la comparaison des muscles fléchisseurs que pour celle des muscles extenseurs.

Les résultats non significatifs pour la FMV en flexion dans la présente étude nous interpellent quant à la position assise des sujets lors de l'évaluation et à la force provoquée par le poids de la tête. Ceci a été pris en considération lors de l'évaluation puisque le capteur de force était remis à zéro avant chacune des contractions exécutées et ce tout au long du protocole. Cette précaution avec la tête du sujet déjà positionnée et stable à l'intérieur de l'appareillage élimine la portion du moment, par rapport à l'articulation C4-5, qui est attribuable au poids de la tête (poids de la tête multiplié par le bras de levier). Ceci étant dit, même si les valeurs de moments enregistrées et inscrites au tableau I de l'article (voir p.54) semblent faibles, les valeurs obtenues par les sujets du groupe contrôle (femmes sans douleur) sont similaires à celles des femmes mesurées dans d'autres études dans une position assise (Moroney et al., 1988; Vasavada, Li, & Delp, 2001). Tel que décrit dans la section 5.3 de cette discussion, les résultats EMG des muscles fléchisseurs pourraient suggérer des différences entre les groupes au niveau de la composition en fibres musculaires de ceux-ci. Par ailleurs, aucune différence n'a été trouvée pour la FMV entre nos deux groupes de sujets. Cela pourrait s'expliquer par le fait que, lors de la

contraction maximale volontaire, plusieurs muscles superficiels et profonds participent au moment produit. Ces muscles ne peuvent pas tous être évalués à l'aide d'électrodes de surface.

### 5.3 Mesures électromyographiques

Les résultats des relations EMG pour les contractions en rampe et les contractions en palier visant à créer de la fatigue sont montrés au tableau II de l'article (p.55). Plusieurs différences entre les côtés droit et gauche des muscles homologues ont été trouvées. Parce qu'une atrophie musculaire spécifique du même côté que la douleur a déjà été démontrée pour les muscles multifidus lombaires (Hides, Stokes, Saide, Jull, & Cooper, 1994), nous avons vérifié le côté douloureux indiqué par les sujets. Le test de « *pain drawing* » montre que les régions douloureuses étaient bien réparties entre les sujets. En effet, trois femmes avaient de la douleur du côté droit, deux à gauche, tandis que sept avaient de la douleur à droite et à gauche. Cinq autres éprouvaient leur malaise au centre de la nuque et du cou. Ceci n'a donc pas contribué, de notre point de vue, à la compréhension des résultats. La dominance des sujets a aussi déjà été démontrée comme influençant des mesures EMG entre les muscles longissimus dorsi droit et gauche lors de tests de fatigue (Merletti, DeLuca & Sathyan, 1994). Dans le groupe contrôle de la présente étude, trois femmes étaient gauchères et quatorze étaient droitières. Dans le groupe de sujets souffrant de cervicalgie, une femme était gauchère et seize, droitières. Ces données suggèrent une probable influence de la dominance sur les résultats obtenus.

#### 5.3.1 Contractions en rampe

##### 5.3.1.1 Relation EMG/Moment et efficacité neuromusculaire

Tel que démontré dans la littérature, lors d'une montée graduelle de la force, la valeur de RMS augmente de façon concomitante (Kukulka & Clamann, 1981; Solomonow, Baratta, Shoji, & D'Ambrosia, 1990a). Les résultats de la présente étude

confirment ceci mais, à l'opposé de ce qui était attendu, la pente RMS/Moment s'est avérée plus abrupte pour les sujets contrôles pour le muscle splenius cervicis. La tendance est la même pour tous les autres muscles, mais les résultats ne sont pas statistiquement significatifs. La figure 3 (p.59) illustre cette tendance pour le muscle splenius capitis droit. Ces résultats suggèrent que les muscle splenius cervicis des sujets avec douleur sont plus « efficaces » que ceux des sujets du groupe contrôle. Pour les autres muscles évalués, aucune conclusion de ce type ne peut être tirée. Le seul résultat significatif est en opposition avec la définition de la notion d'efficacité neuromusculaire (DeVries, 1968; Moritani & deVries, 1979) décrite précédemment. Par ailleurs, ce résultat obtenu est similaire à une étude qui a démontré que les muscles des sujets avec douleur lombaire chronique étaient plus « efficaces » que ceux d'un groupe contrôle (Larivière et al., 2001). Tel que déjà mentionné dans la section de la revue de la littérature, Tang et Rymer (1981), ainsi que Barton et Hayes (1996) ont utilisé ce concept mais n'ont pu le soutenir que partiellement. Conséquemment, il apparaît que la notion d'efficacité neuromusculaire ne soit pas un outil approprié pour l'évaluation clinique de la musculature cervicale. Malgré l'utilisation de la pente de la relation RMS/Moment comme mesure d'efficacité musculaire, il est à noter que pour les muscles extenseurs, cette relation n'est pas complètement linéaire. Ceci a d'ailleurs déjà été observé par Mayoux-Benhamou et Revel (1993).

#### 5.3.1.2 Relation Md/Moment

Pour la relation Md/Moment, aucune différence significative n'a été trouvée entre les pentes obtenues pour les deux groupes et ce, pour les muscles fléchisseurs et extenseurs. Tel qu'expliqué auparavant, il a été démontré que, lors d'une montée de la force, il y a aussi une augmentation de la valeur de la Md, expliquée par le recrutement de nouvelles unités motrices associées à des fibres de plus gros diamètre (Bilodeau et al., 1992a; Solomonow et al., 1990b). Généralement, les premières unités motrices à être recrutées sont associées à des fibres de type I ayant un plus petit diamètre et les unités motrices recrutées par la suite sont associées à des fibres

de type II de plus gros diamètre (Garnett et al., 1979). En flexion, nos résultats supportent cette stratégie de production d'effort puisque les valeurs de la Md augmentent avec la montée graduelle de la force. Cette montée, ainsi que les valeurs de fréquence obtenues, sont en accord avec les données de Kumar et al. (2001), les seuls auteurs, semble-t-il, ayant étudié cette relation pour les muscles SCM chez des sujets sans douleur. Malgré qu'aucune différence n'ait été trouvée entre les groupes, il faut noter que les valeurs initiales de la Md chez les sujets avec douleur sont de 20Hz plus basses que celles des sujets du groupe contrôle (figure 4, p.60) et qu'à la fin de leur contraction respective, les valeurs de Md des deux groupes sont similaires. Ceci pourrait suggérer que les fibres de type I sont plus petites et/ou atrophiées chez les sujets avec douleur, ou encore qu'un pourcentage plus élevé de fibres de type I est présent dans la composition musculaire du SCM chez ces sujets, dû à des transformations possibles d'un type de fibres à un autre. Ainsi, la vitesse de conduction moyenne serait plus petite au début de la contraction ceci se reflétant dans les valeurs de la Md. Concernant les transformations entre types de fibres, Uhlig et al. (1995) suggèrent une telle transformation au niveau des fibres des muscles du cou chez des sujets avec douleur. Par contre, la direction était des fibres de type I vers des fibres de type II. Avec une durée de symptômes qui se prolonge chez les sujets, les transformations se poursuivent simultanément dans les deux directions, établissant un certain équilibre. Cette étude d'Uhlig et al. (1995) a été faite en calculant la proportion des différents types de fibres dans les muscles SCM. Aucune mention n'a été faite quant au diamètre de celles-ci et, n'ayant pas testé de sujets contrôles sans douleur, ce genre de résultat peut sembler discutable. D'autres auteurs (Boissy, Arsenault, Bourbonnais, Pigeon, & Gravel, 1996) ont trouvé des valeurs de Md plus basses chez des sujets hémiparétiques pour le muscle biceps brachii et ce tout au long de la contraction en rampe. Cette différence étant plus prononcée à la fin de la contraction, ils ont conclu à une probable atrophie sélective des fibres de type II.

Pour les muscles extenseurs de la présente étude, tous ont montré le même comportement, c'est-à-dire une diminution des valeurs de la Md accompagnant une

augmentation de la force (figure 5, p. 61). Il est possible de spéculer que les fibres de type II des muscles splénius sont plus petites que les fibres de type I, comme il a déjà été démontré pour les muscles masseter (Westbury & Shaughnessy, 1987) et multifidus (Mannion et al., 1998) par des biopsies. Une telle pente négative a aussi été observée par Kumar et al. (2001) avec des électrodes situées sur les splénius capitis de sujets sans douleur. Aucune différence entre les deux groupes n'a été trouvée dans la présente étude pour cette relation Md/Moment. Ces résultats sont similaires à ceux de Larivière et al. (2001) qui n'ont vu aucune différence, pour différents muscles du dos, entre des sujets sains et des sujets avec douleur lombaire chronique. De plus, ces mêmes auteurs n'ont pu trouver de différence entre des sujets féminins et masculins, concluant que la pente Md/Moment ne semble pas sensible à la composition en fibres des muscles du dos. Par ailleurs, il faut tenir compte du fait que les sujets avec douleur cervicale de la présente étude, ainsi que les sujets avec douleur lombaire chronique de l'étude de Larivière et al. (2001) étaient tous au travail lors des évaluations, étant donc, tout au plus, « modérément » atteints fonctionnellement. Tel que discuté auparavant, la différence trouvée entre le côté droit et gauche du muscle splenius cervicis pourrait s'expliquer par la dominance des sujets (Merletti et al., 1994). La pente Md/Moment est significativement plus négative pour le côté droit de ce muscle chez les deux groupes de sujets, comparativement à leur côté gauche. Ceci pourrait indiquer une atrophie sélective des fibres de type II du côté droit du muscle splénius cervicis. Par ailleurs, les autres relations étudiées dans la présente étude ne peuvent confirmer ceci pour le muscle splénius cervicis.

### 5.3.2 Fatigue

Les tests de fatigue musculaire utilisés dans le présent étaient d'une durée de 10 secondes à 80% de la FMV. Au niveau du cou, Gogia et Sabbahi (1994) ont effectué des tests de fatigue à 20 et 50% de la FMV sur une période de 10 secondes, puis à 80% de la FMV pour une durée de 5 secondes. Portero et al. (2001), quant à eux, ont fait tenir des sujets sans douleur cervicale le plus longtemps possible à 50% de leur

FMV. Le temps moyen de maintien était de 125 secondes avec quelques sujets atteignant presque 200 secondes. Pour ce qui est de l'évaluation des muscles du dos, les protocoles de fatigue varient aussi et peuvent être, par exemple, le maintien de 60% de la FMV le plus longtemps possible (Mannion et al., 1998), de 75% (Lariviere et al., 2001) ou de 80% (Roy et al., 1989) de la FMV pour une durée de 30 secondes.

Il y a lieu de se demander si les 10 secondes utilisées ici sont suffisantes afin d'amener le muscle à l'état de fatigue. Selon Mannion et Dolan (1994), la pente obtenue lors d'une contraction d'une durée sous-maximale pourrait tout de même refléter la composition en fibres musculaires. Aussi, Van Dieën et al. (1998) mentionnent que la mesure de fatigue obtenue lors d'une contraction à 75% de la FMV maintenue pour une période de temps égalant à la moitié du temps d'endurance maximale est une bonne estimation de celle-ci. De plus, il a été montré pour les muscles *erector spinae* de la région lombaire que les effets initiaux de la fatigue sont retardés en raison du recrutement de nouvelles unités motrices (Dolan et al., 1995) et que les sujets féminins sont moins fatigables que des sujets masculins (Mannion & Dolan, 1994). Ceci étant dit, le choix de maintenir la contraction pour une période de 10 secondes dans la présente étude a été motivé par le fait que les études de Gogia et Sabbahi (1990, 1994) ont obtenus des résultats significatifs avec des contractions de la même durée.

#### 5.3.2.1 Relation EMG/Temps

Tel qu'attendu, une augmentation des valeurs de RMS a été observée lors de contractions soutenues à une intensité sous-maximale pour tous les muscles évalués et tous les sujets des deux groupes. Ces résultats sont en accord avec le recrutement graduel des unités motrices associées aux fibres de type II afin d'être en mesure de soutenir le même niveau de force (Moritani et al., 1986) pour une période de temps déterminée. Par ailleurs, pour les muscles fléchisseurs (SCM), une pente RMS/Temps plus abrupte a été trouvée chez les sujets sans douleur (tableau II, p.55

et figure 6, p.62). L'utilisation de cette pente comme index de fatigue (Moritani et al., 1982; Roy & Oddsson, 1998), montre que les sujets du groupe contrôle sont plus fatigables que les sujets avec cervicalgie. Parce qu'aucune différence entre les valeurs de la FMV des deux groupes n'a été trouvée, il faut considérer que les sujets maintenaient une contraction à un niveau de force similaires. Par ailleurs, tel que mentionné à la section 5.2.4 (p.73), les électrodes de surface ne peuvent mesurer l'activité électrique de tous les muscles qui auraient pu entrer en action lors de la mesure de la FMV. Il a été démontré qu'une augmentation du RMS dans le temps est plus abrupte pour les muscles composés principalement de fibres de type II que pour des muscles plutôt composés de fibres de type I (Moritani et al., 1982). Ceci peut suggérer, chez nos sujets avec douleur, une composition musculaire plus importante en fibres de type I comparativement aux sujets contrôles. Une différence (non testée de façon statistique) de 70  $\mu$ V en moyenne est observée entre les deux groupes pour tout le temps de la contraction (figure 6, p.62). Ceci s'explique en considérant que toutes les fibres de type I et II du muscle SCM puissent être plus petites et/ou atrophiées chez les cervicalgiques. Les muscles fléchisseurs du cou qui ne peuvent être évalués à l'aide de l'EMG de surface auraient donc contribué à la FMV obtenue. Avec des biopsies au niveau lombaire, certains auteurs ont rapporté une atrophie des fibres de type II chez des sujets avec douleur lombaire chronique (Mannion, 1999).

Pour les extenseurs, seulement une différence entre les côtés droit et gauche des muscles splenius capitis a été montrée. Comme pour les muscles fléchisseurs, une différence de 30  $\mu$ V entre les deux groupes a été notée, les sujets avec cervicalgie ayant des valeurs de RMS plus basses. Par contre, à l'opposé de ce qui a été obtenu pour les fléchisseurs, les sujets avec cervicalgies sont significativement plus faibles que les sujets sains en extension. Une partie de la faiblesse trouvée chez les sujets avec cervicalgie peut s'expliquer par la présence de douleur. Ainsi, les sujets avec douleur ne contractent pas de façon maximale et donc recrutent moins d'unités motrices. Cette faiblesse pourrait expliquer la différence dans les valeurs de RMS. En effet, les sujets sains ont dû maintenir une force plus importante, donc à recruter plus d'unités motrices. Néanmoins, aucune différence entre les deux groupes n'a été



trouvée pour les relations de fatigue musculaire (RMS/Temps et Md/Temps). Aucune conclusion concernant la composition des fibres musculaires pour les extenseurs ne peut donc être suggérée. Les valeurs de pentes sont plus importantes pour les muscles fléchisseurs que pour les muscles extenseurs. Ceci pourrait supporter, pour les extenseurs, un diamètre similaire pour les fibres de type I et II (Kumar et al., 2001).

#### 5.3.2.2 Relation Md/Temps

La pente Md/Temps est utilisée comme index de fatigue (Roy et al., 1989) et constitue aussi un outil pour évaluer la composition en fibres d'un muscle donné (Moritani et al., 1982). Il a été montré que les muscles fléchisseurs et extenseurs du cou de sujets avec ostéoarthrite étaient moins résistants à la fatigue que ceux de sujets sains (Gogia & Sabbahi, 1994). Une plus grande fatigue musculaire a aussi été montrée chez des sujets souffrant de lombalgie (Mannion et al., 1997a; Roy et al., 1995; Roy et al., 1997). La fatigue musculaire est montrée par une pente de la relation Md/Temps plus abrupte négativement (Mannion et al., 1997a; Roy et al., 1995; Roy et al., 1997). Pour les muscles SCM de la présente étude, une différence significative a été démontrée entre les sujets du groupe contrôle et les sujets avec cervicalgie. Par contre, la pente était plus négative chez les sujets sans douleur, ce qui est à l'opposé de ce qui est observé dans d'autres études portant sur les muscles du cou et du dos. Parce que la valeur de la FMV en flexion est similaire pour les deux groupes de cette étude, l'explication se retrouve peut-être dans la composition en fibres. En effet, si les sujets avec douleur ont une composition en fibres de type I plus marquée, ils sont moins fatigables, tel qu'observé. Cette prédominance en fibres de type I est déjà connue chez les personnes âgées (Roos, Rice, & Vandervoort, 1997) ainsi que leur plus grande résistance à la fatigue (Merletti, Lo Conte, Cisari, & Actis, 1992). Par le fait même, Toffola et al. (2001) citent une étude qui a utilisé la biopsie (Dattola et al., 1993) et qui a montré une augmentation du pourcentage des fibres de type I avec une réduction de celles de type II chez des sujets hémiparétiques. Ceci pourrait supporter les résultats obtenus ici, ainsi que les valeurs

de Md plus faibles en début de contraction observées chez les cervicalgiques (figure 8, p.64). Malgré les contradictions avec les résultats de Gogia et Sabbahi (1994), le comportement des pentes obtenues ici est similaire à celui obtenu dans une étude récente (Toffola et al., 2001). Ces auteurs ont comparé le muscle tibial antérieur du côté parétique à celui du côté sain chez des sujets hémiparétiques, trouvant une fatigabilité plus importante pour le muscle sain. Ils ont suggéré une tendance possible à l'hypertrophie des fibres de type I et à une atrophie des fibres de type II.

En extension, aucune différence n'a été trouvée pour les pentes entre les deux groupes. Il est suggéré que les sujets sains et cervicalgiques se sont fatigués de la même façon, ces derniers ayant cependant à soutenir une force absolue moins importante. Ces résultats ont peut-être été causés par la douleur chez les sujets avec cervicalgie. Les valeurs de Md étant similaires pour tous les sujets, rien ne peut indiquer des transformations en fibres musculaires.

#### **5.4 Corrélations**

Les analyses corrélationnelles bivariées entre toutes les variables obtenues pour les sujets avec cervicalgie n'ont donné que très peu de résultats significatifs (tableau III, p.56). Une corrélation négative a été trouvée entre la FMV en flexion et la valeur de la pente Md/Moment du muscle SCM signifiant que plus un sujet est faible, plus la pente Md/Moment est positive. Ceci serait en accord avec la présence de fibres de type I atrophiées chez ces sujets, celles-ci étant les premières à être recrutées lors d'une contraction en rampe. En effet, si les fibres de types I sont atrophiées, la vitesse de conduction moyenne sera plus petite et ceci se traduit par une valeur de la Md plus petite. Par ailleurs, aucune différence significative n'a été trouvée entre le groupe contrôle et le groupe avec cervicalgie pour cette relation Md/Moment. La FMV en extension est aussi associée négativement à la relation RMS/Temps indiquant que plus un sujet est faible, plus la pente est positive. Ceci est en accord avec un indice de fatigue utilisé couramment dans la littérature (Moritani et al., 1982; Roy et al., 1997). Par contre, lorsque cet indice de fatigue a été utilisé pour comparer

les sujets souffrant de cervicalgie et les sujets du groupe contrôle, les résultats montrent une fatigue plus importante pour le groupe contrôle. Ce qui est opposé aux résultats attendus. La somme des rotations droite et gauche est corrélée avec la pente RMS/Moment du muscle splénius capitis ( $r = 0,49$ ,  $p < 0,05$ ). En extrapolant et en supposant qu'une diminution de la mobilité soit nécessairement liée à une faiblesse musculaire (lien qui n'a pu être démontré ici), ce résultat contredirait la notion d'efficacité neuromusculaire. Pour ce muscle, aucune différence significative n'a été montrée entre le groupe avec cervicalgie et le groupe contrôle. De plus, il y a association négative entre les pentes RMS/Moment des fléchisseurs et extenseurs et la partie « PRI » du questionnaire de McGill: plus la douleur est importante, moins la pente est abrupte. Cela suggère que dans le groupe avec cervicalgie, plus les sujets ont de la douleur, moins ils contractent de façon maximale en ne recrutant pas de nouvelles unités motrices. Par ailleurs, les tests de régressions multiples n'ont pu prédire la FMV des sujets avec douleur. Tous ces résultats supportent ceux d'autres auteurs qui n'ont trouvé que de faibles relations entre la douleur et différentes mesures cliniques (Jordan et al., 1997; Olson et al., 2000).

D'autre part, tel que décrit à la section 4.14.1 (voir fig. 10 et 11, p. 66 et 67), l'analyse de régression linéaire montre que la FMV en extension des sujets sains est associée à leur FMV en flexion mais que la FMV des extenseurs pour les sujets avec douleur n'était pas liée à leur FMV en flexion. Pour les sujets souffrant de cervicalgie chronique, la faiblesse d'un groupe musculaire ne peut donc informer le clinicien sur un autre groupe musculaire. Cela suggère un déséquilibre musculaire chez ces sujets qui pourrait être un facteur de douleur. Ceci pourrait être un sujet intéressant pour de futures études.

### **5.5 Cervicalgies d'origine traumatique et non traumatique**

Tel que mentionné précédemment, aucune différence significative n'a été trouvée entre les sujets avec douleur d'origine traumatique et ceux ayant des douleurs d'origine non traumatique pour les questionnaires et les mesures cliniques. Aucune

différence n'a été montrée pour la relation RMS/Temps entre chacun de ces sous-groupes et le groupe contrôle.

Par ailleurs, la figure 12 (p. 68) illustre qu'il y a un plus grand écart entre les valeurs de RMS du groupe traumatique et celles du groupe contrôle qu'entre les sujets sains et le groupe cervicalgique surtout en début de contraction. Le comportement de la pente étant similaire entre le groupe contrôle ( $6,37 \pm 5,53$ ) et le sous-groupe avec traumatisme ( $5,08 \pm 1,58$ ), il peut être suggéré que le recrutement d'unités motrices se produit de façon presque identique pour les deux groupes. Cela supporterait une atrophie des fibres de type I et II encore plus prononcée chez les sujets ayant subi un traumatisme. À noter toutefois qu'aucune différence n'a été trouvée entre la FMV des fléchisseurs du cou entre les sujets avec douleur d'origine traumatique et les sujets avec douleur d'origine non traumatique, ainsi qu'entre les sujets avec douleur d'origine traumatique et le groupe contrôle. Ceci supporte le fait que les muscles fléchisseurs non accessibles par EMG de surface aient participé à la production de la FMV.

Pour la relation Md/Temps du muscle SCM droit, aucune différence n'a été observée entre les sujets du groupe traumatique comparativement à ceux du groupe non traumatique. Une différence significative a été trouvée entre les sujets traumatiques et les sujets du groupe contrôle, différence moins marquée que celle entre le groupe contrôle et tout le groupe avec cervicalgie. À noter que les valeurs de la Md sont plus élevées chez les traumatiques que chez les non traumatiques, mais la fatigue (pente) de ces deux groupes est équivalente, c'est-à-dire que le groupe contrôle est plus fatigable (fig. 13, p.69). Ces valeurs de Md et cette plus grande résistance à la fatigue suggèrent encore une composition musculaire plus importante en fibres de type I chez les cervicalgiques en général. Par contre, les relations RMS/Moment et Md/Moment ne peuvent soutenir ce genre de spéculation: aucune différence n'a été trouvée entre les traumatiques et non traumatiques, ainsi qu'entre les traumatiques et les sujets du groupe contrôle.

Pour ce qui est des muscles extenseurs, aucune différence significative entre tous ces groupes n'a été trouvée. Ceci pourrait supporter un diamètre de fibres, chez les extenseurs de sujets féminins, qui serait équivalent pour les fibres de types I et II (Kumar et al., 2001). Les résultats ne seraient donc pas influencés par des transformations d'un type de fibre à un autre.

## **5.6 Recommandations**

Une des limites de la présente étude est que l'évaluation électromyographique n'impliquait que des électrodes de surface. Les résultats obtenus sont donc spécifiques aux muscles dont l'activité électrique peut être enregistrée à partir de la surface de la peau et non sur la totalité des muscles entrant en action lors d'une contraction. Ils ne reflètent pas l'activité des petits muscles posturaux se trouvant près du rachis cervical. Par ailleurs, il serait difficile de recruter des sujets avec un protocole impliquant des biopsies au niveau du cou, même si cela demeure une méthode privilégiée d'analyse de la composition en fibres musculaire.

D'autre part, notre groupe avec cervicalgie chronique comportait des sujets autant d'origine traumatique que non traumatique. Même si des différences significatives n'ont pas été trouvées, il y a une tendance à des valeurs de RMS et Md différentes. Ceci est possiblement dû au faible nombre de sujets dans chacun de ces sous-groupes. Malgré des comportements (pentes) similaires, les résultats portent à croire que ces deux groupes pourraient présenter des déficiences propres. Si cela pouvait être exploré par des recherches ultérieures, il est probable que les retombées en clinique seraient importantes. En effet, des traitements distincts à chacun des groupes pourraient apporter des résultats plus rapides et cela aurait un impact important pour la population et pour la Société de l'Assurance Automobile du Québec, par exemple, qui défraie les coûts des traitements des accidentés de la route.

Un des buts de la présente étude était de dresser un tableau global des déficiences physiques chez les sujets avec cervicalgie chronique. Ayant utilisé des mesures de

fatigue fiables et valides, nous sommes convaincus que les muscles des sujets souffrant de cervicalgie chronique ne sont pas plus fatigables que ceux des sujets contrôles. En fait, ils sont même moins fatigables même si une atrophie des fibres n'a pu être mise en évidence de façon claire. À la lumière de ces résultats, il semble donc y avoir une adaptation au niveau musculaire. Par ailleurs, en clinique, les physiothérapeutes et autres professionnels enseignent des exercices de renforcement malgré le fait que la force n'est que partiellement déficiente. Des études portant sur l'effet et la comparaison entre des programmes d'exercices en force et en endurance sur les muscles du cou serait une voie intéressante à explorer. En effet, cela permettrait de suggérer une approche de rééducation musculaire, comme il a été déjà proposé pour les muscles de l'épaule, par exemple (Hagberg, Harms-Ringdahl, Nissel & Hjelm, 2000). De plus, il a été impossible de faire un bilan clinique clair de cette clientèle malgré toutes les mesures évaluées. Dans un futur rapproché il faudra donc tenter de trouver et investiguer d'autres mesures pouvant caractériser ces patients et qui auraient des liens entre elles. Ceci pourrait fournir des pistes plus claires concernant une approche de traitement. La façon de faire pour établir le profil clinique de cette clientèle est donc à repenser.

## 6. CONCLUSION

Il est possible de conclure que les femmes souffrant de douleur cervicale chronique présentent des déficiences physiques. La plupart de ces déficiences ont déjà été documentées dans la littérature: une diminution de mobilité articulaire et une faiblesse musculaire partielle. Les données EMG indiquent que la notion d'efficacité neuromusculaire n'est pas le meilleur outil pour évaluer la musculature cervicale. Par ailleurs, les relations Md/Moment, RMS/Temps et Md/Temps suggèrent que la composition en fibres musculaires chez ces femmes avec douleur cervicale contient davantage de fibres de type I. Cette adaptation serait plus marquée pour les muscles SCM que pour les extenseurs cervicaux et elle permettrait à la musculature d'être plus résistante à la fatigue. Les analyses EMG temporelle et spectrale semblent donc utiles pour l'évaluation de la composition musculaire. Par ailleurs, sachant que d'autres muscles plus profonds et non évaluables par EMG de surface participent aux mouvements et à la production de la force, il est difficile de généraliser ces résultats à d'autres muscles. La biopsie demeure la meilleure façon de faire dans ce cas. Concernant les analyses corrélationnelles, les relations chez les sujets avec cervicalgie chronique sont plutôt faibles entre la douleur, la faiblesse et les autres mesures cliniques. Le tableau global des déficiences chez cette clientèle n'est donc pas encore clair ni complet. De nouvelles recherches impliquant d'autres mesures devront être amorcées afin de nous éclairer sur le profil de cette clientèle ainsi que sur la façon dont il faut la traiter en clinique.

## RÉFÉRENCES

- Andreassen, S., & Arendt-Nielsen, L. (1987). Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol*, 391, 561-71.
- Arendt-Nielsen, L., & Mills, K. R. (1988). Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 58(1-2), 20-5.
- Bansevicius, D., & Pareja, J. A. (1998). The "skin roll" test: a diagnostic test for cervicogenic headache? *Funct Neurol*, 13(2), 125-33.
- Barton, P. M., & Hayes, K. C. (1996). Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(7), 680-7.
- Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1991). EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 63(1), 24-8.
- Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1992a). Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electromyogr Kinesiol*, 2(3), 121-129.
- Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1992b). Time and frequency analysis of EMG signals of homologous elbow flexors and extensors. *Med Biol Eng Comput*, 30(6), 640-4.
- Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1994). EMG power spectrum of elbow extensors: a reliability study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 34(3), 149-58.
- Boissy, P., Arsenault, A. B., Bourbonnais, D., Pigeon, P., & Gravel, D. (1996). Evaluation of functional changes in biceps brachii muscle of hemiparetic subjects using EMG power spectra. ed: Hermen, H.J., Nene, A.V., Zilvold, G.(1996). Paper presented at the 11th congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Enschede, The Netherlands.



- Bovim, G., Schrader, H., & Sand, T. (1994). Neck pain in the general population. *Spine*, 19(12), 1307-9.
- Braun, B. L., & Amundson, L. R. (1989). Quantitative assesment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rahabil*, 70(4), 322-9.
- Cote, P., Cassidy, J. D., & Carroll, L. (1998). The Saskatchewan Health and Back Pain Survey. The prevalence of neck pain and related disability in Saskatchewan adults. *Spine*, 23(15), 1689-98.
- Cyriax, J. H. (1971). *Cervical spondylosis*. Butterworths (Ed.), London: Butterworths and co Ltd, p.1-25.
- Dall'Alba, P. T., Sterling, M. M., Treleaven, J. M., Edwards, S. L., & Jull, G. A. (2001). Cervical range of motion discriminates between asymptomatic persons and those with whiplash. *Spine*, 26(19), 2090-2094.
- Dattola, R., Girlanda, P., Vita, G., Santoro, M., Roberto, M. L., Toscano, A., Venuto, C., Baradello, A., & Messina, C. (1993). Muscle rearrangement in patients with hemiparesis after stroke: an electrophysiological and morphological study. *Eur Neurol*, 33(2), 109-14.
- De Luca, C. J. (1993). *The use of surface electromyography in biomechanics*. ed: J Appl Biomec. (1997), Paper presented at the International Society for Biomechanics, Paris, France.
- De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol*, 329, 129-42.
- DeVries, H. A. (1968). "Efficiency of electrical activity" as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *Am J Phys Med*, 47(1), 10-22.
- Dolan, P., Mannion, A. F., & Adams, M. A. (1995). Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine*, 20(2), 149-59.
- Dumas, J., Arsenault AB, Boudreau G, Magnoux E, Lepage Y, Bellavance A, Loisel P. (2001). Physical impairments in cervicogenic headache: traumatic vs non traumatic onset. *Cephalalgia*: soumis pour publication.

- Eberstein, A., & Beattie, B. (1985). Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle Nerve*, 8(9), 768-73.
- Friedman, L. W., Marin, E. L., & Padula, P. A. (1992). Biomechanics of cervical trauma. In J. R. S. C. David Tollison (Ed.), *Painful cervical trauma: diagnosis and rehabilitative treatment of neuromusculoskeletal injuries*. (pp. p. 10-20). Baltimore: William and Wilkins.
- Friedman, M. H., & Nelson, A. J., Jr. (1996). Head and neck pain review: traditional and new perspectives. *J Orthop Sports Phys Ther*, 24(4), 268-78.
- Garnett, R. A., O'Donovan, M. J., Stephens, J. A., & Taylor, A. (1979). Motor unit organization of human medial gastrocnemius. *J Physiol*, 287, 33-43.
- Gerdle, B., Henriksson-Larsen, K., Lorentzon, R., & Wretling, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand*, 142(4), 457-65.
- Gogia, P., & Sabbahi, M. (1990). Median frequency of the myoelectric signal in cervical paraspinal muscles. *Arch Phys Med Rehabil*, 71(6), 408-14.
- Gogia, P. P., & Sabbahi, M. A. (1994). Electromyographic analysis of neck muscle fatigue in patients with osteoarthritis of the cervical spine. *Spine*, 19(5), 502-6.
- Goldberg, L. J., & Derfler, B. (1977). Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle. *J Neurophysiol*, 40(4), 879-90.
- Hagberg, M., Harms-Ringdahl, K., Nissel, R., & Hjelm, E. W. (2000). Rehabilitation of neck-shoulder pain in women industrial workers: a randomized trial comparing isometric shoulder endurance training with isometric shoulder strength training. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(8), 1051-8.
- Hagen, K. B., Harms-Ringdahl, K., Enger, N. O., Hedenstad, R., & Morten, H. (1997). Relationship between subjective neck disorders and cervical spine mobility and motion-related pain in male machine operators. *Spine*, 22(13), 1501-7.

- Hasvold, T., & Johnsen, R. (1993). Headache and neck or shoulder pain--frequent and disabling complaints in the general population. *Scand J Prim Health Care*, 11(3), 219-24.
- Hermann, K. M., & Reese, C. S. (2001). Relationships among selected measures of impairment, functional limitation, and disability in patients with cervical spine disorders. *Phys Ther*, 81(3), 903-14.
- Hides, J. A., Stokes, M. J., Saide, M., Jull, G. A., & Cooper, D. H. (1994). Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine*, 19(2), 165-72.
- Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 18(1), 111-29.
- Jordan, A., Mehlsen, J., Bulow, P. M., Ostergaard, K., & Danneskiold-Samsøe, B. (1999). Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine*, 24(13), 1343-8.
- Jordan, A., Mehlsen, J., & Ostergaard, K. (1997). A comparison of physical characteristics between patients seeking treatment for neck pain and age-matched healthy people. *J Manipulative Physiol Ther*, 20(7), 468-75.
- Jull, G., Barrett, C., Magee, R., & Ho, P. (1999). Further clarification of the muscle dysfunction in cervical headache. *Cephalalgia*, 19, 179-185.
- Kendall, F. P., & McCreary, E. K. (1983). *Muscles: Testing and Function*. Baltimore: Md: Williams and Wilkins.
- Kuhlman, K. A. (1993). Cervical range of motion in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(10), 1071-9.
- Kukulka, C. G., & Clamann, H. P. (1981). Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res*, 219(1), 45-55.
- Kumar, S., Narayan, Y., & Amell, T. (2001). Spectral profile of superficial cervical muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 11(4), 269-80.

- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C., & De Luca, C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol*, 79(1), 23-32.
- Kvarnstrom, S. (1983). Occurrence of musculoskeletal disorders in a manufacturing industry with special attention to occupational shoulder disorders. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 8, 1-114.
- Lariviere, C., Arsenault, A., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., & Vadeboncoeur, R. (2001). The electromyographic assessment of back muscles weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil*: soumis pour publication.
- Lawrence, J. H., & De Luca, C. J. (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol*, 54(6), 1653-9.
- Lenman, J. A. R. (1959). A clinical and experimental study of the effects of exercise on motor weakness in neurological disease. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 22, 182-194.
- Lubkin, I. M. (1992). Chronic illness: impact and interventions. In J. R. S. C. David Tollison (Ed.), *Painful cervical trauma: diagnosis and rehabilitative treatment of neuromusculoskeletal injuries*. Baltimore: William and Wilkins.
- Magee, D. J. (1988). Ed. Maloine, *L'évaluation clinique en orthopédie*. Paris.
- Mäkele, M. (1993). Common musculoskeletal syndromes: prevalence, risk indicators and disability in Finland. *Publications of the Social Insurance Institution*, pp. 1-162.
- Mannion, A. F. (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 9(6), 363-77.
- Mannion, A. F., & Dolan, P. (1994). Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, 19(11), 1223-9.

- Mannion, A. F., Dumas, G. A., Cooper, R. G., Espinosa, F. J., Faris, M. W., & Stevenson, J. M. (1997a). Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *J Anat*, 190(4), 505-13.
- Mannion, A. F., Dumas, G. A., Stevenson, J. M., & Cooper, R. G. (1998). The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine*, 23(5), 576-84.
- Mannion, A. F., Kaser, L., Weber, E., Rhyner, A., Dvorak, J., & Muntener, M. (2000). Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J*, 9(4), 273-81.
- Mannion, A. F., Weber, B. R., Dvorak, J., Grob, D., & Muntener, M. (1997b). Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *J Orthop Res*, 15(6), 881-7.
- Mayer, T., Brady, S., Bovasso, E., Pope, P., & Gatchel, R. J. (1993). Noninvasive measurement of cervical tri-planar motion in normal subjects. *Spine*, 18(15), 2195-5.
- Mayoux-Benhamou, M. A., & Revel, M. (1993). Influence of head position on dorsal neck muscle efficiency. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 33(3), 161-6.
- McHorney, C. A., Ware, J. E., Jr., & Raczek, A. E. (1993). The MOS 36-Item Short-Form Health Survey (SF-36): II. Psychometric and clinical tests of validity in measuring physical and mental health constructs. *Med Care*, 31(3), 247-63.
- Melzack, R. (1975). The McGill Pain Questionnaire: major properties and scoring methods. *Pain*, 1(3), 277-99.
- Melzack, R. (1987). The short-form McGill Pain Questionnaire. *Pain*, 30(2), 191-7.
- Merletti, R., DeLuca, C. J., & Sathyan, D. (1994). Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *J Appl Physiol*, 77(5), 2140-4.
- Merletti, R., Lo Conte, L. R., Cisari, C., & Actis, M. V. (1992). Age related changes in surface myoelectric signals. *Scand J Rehabil Med*, 24(1), 25-36.

- Merletti, R., Sabbahi, M. A., & De Luca, C. J. (1984). Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 52(3), 258-65.
- Moritani, T., & deVries, H. A. (1978). Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am J Phys Med*, 57(6), 263-77.
- Moritani, T., & deVries, H. A. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med*, 58(3), 115-30.
- Moritani, T., & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 56(3), 260-5.
- Moritani, T., Muro, M., & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 60(4), 1179-85.
- Moritani, T., Nagata, A., & Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exerc*, 14(3), 198-202.
- Moroney, S. P., Schultz, A. B., & Miller, J. A. (1988). Analysis and measurement of neck loads. *J Orthop Res*, 6(5), 713-20.
- Ng, J. K., Richardson, C. A., Kippers, V., & Parnianpour, M. (1998). Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27(6), 389-402.
- Olson, S. L., O'Connor, D. P., Birmingham, G., Broman, P., & Herrera, L. (2000). Tender point sensitivity, range of motion, and perceived disability in subjects with neck pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 30(1), 13-20.
- O'Sullivan, P. B., Twomey, L., & Allison, G. T. (1997). Dysfunction of the neuromuscular system in the presence of low back pain- implications for physical therapy management. *The journal of manual and manipulative therapy*, 5(1), 20-26.

- Perneger, T.V., Leplege, A., Etter, J.F., & Rougemont, A. (1995). Validation of a French-language version of the MOS 36-Item Short Form Health Survey (SF-36) in young healthy adults. *J Clin Epidemiol*, 48(8), 1051-60.
- Philips, H. C., & Jahanshahi, M. (1985). The effects of persistent pain: the chronic headache sufferer. *Pain*, 21(2), 163-76.
- Pincivero, D. M., Campy, R. M., Salfetnikov, Y., Bright, A., & Coelho, A. J. (2001). Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol*, 90(3), 804-10.
- Polgar, J., Johnson, M. A., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on fibre size in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 19(3), 307-18.
- Portero, P., Bigard, A. X., Gamet, D., Flageat, J. R., & Guezennec, C. Y. (2001). Effects of resistance training in humans on neck muscle performance, and electromyogram power spectrum changes. *Eur J Appl Physiol*, 84(6), 540-6.
- Price, D. D., McGrath, P. A., Rafii, A., & Buckingham, B. (1983). The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain*, 17(1), 45-56.
- Queisser, F., Blutner, R., & Seidel, H. (1994). Control of positioning the cervical spine and its application to measuring extensor strength. *Clin Biomech*, 9, 161-7.
- Raine, S., & Twomey, L. (1994). Attributes and qualities of human posture and their relationship to dysfunction or musculoskeletal pain. *Crit. Rev. in Phys and Rehabil Med*, 6(4), 409-437.
- Rheault, W., Albright, B., Byers, C., Franta, M., Johnson, A., Skowronek, M., & Dougherty, I. (1992). Intertester reliability of the cervical range of motion device. *JOSPT*, 15(3), 147-150.
- Richmond, F. J., & Abrahams, V. C. (1975). Morphology and enzyme histochemistry of dorsal muscles of the cat neck. *J Neurophysiol*, 38(6), 1312-21.

- Rix, G. D., & Bagust, J. (2001). Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cervical spine pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(7), 911-9.
- Roos, M. R., Rice, C. L., & Vandervoort, A. A. (1997). Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve*, 20(6), 679-90.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., & Casavant, D. A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14(9), 992-1001.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., & Buijs, R. J. (1995). Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine*, 20(1), 38-48.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., Oddsson, L. I., Buijs, R. J., Levins, J. A., Newcombe, D. S., & Jabre, J. F. (1997). Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev*, 34(4), 405-14.
- Roy, S. H., & Oddsson, L. I. (1998). Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Phys Ther*, 78(8), 838-51.
- Sadoyama, T., Masuda, T., Miyata, H., & Katsuta, S. (1988). Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eur J Appl Physiol*, 57(6), 767-71.
- Silverman, J. L., Rodriguez, A. A., & Agre, J. C. (1991). Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects and in subjects with mechanical neck pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 72(9), 679-81.
- Simoneau, J. A., & Bouchard, C. (1989). Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzymes activities. *Am J Physiol*, 257(4), E567-72.
- Solomonow, M., Baratta, R., Shoji, H., & D'Ambrosia, R. (1990a). The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 30(3), 141-52.
- Solomonow, M., Baten, C., Smit, J., Baratta, R., Hermens, H., D'Ambrosia, R., & Shoji, H. (1990b). Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol*, 68(3), 1177-85.



- Sommerich, C. M., Joines, S. M., Hermans, V., & Moon, S. D. (2000). Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(6), 377-98.
- Stulen, F. B., & DeLuca, C. J. (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng*, 28(7), 515-23.
- Tang, A., & Rymer, W. Z. (1981). Abnormal force--EMG relations in paretic limbs of hemiparetic human subjects. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 44(8), 690-8.
- Toffola, E. D., Sparpaglione, D., Pistorio, A., & Buonocore, M. (2001). Myoelectric manifestations of muscle changes in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(5), 661-5.
- Uhlig, Y., Weber, B. R., Grob, D., & Muntener, M. (1995). Fiber composition and fiber transformations in neck muscles of patients with dysfunction of the cervical spine. *J Orthop Res*, 13(2), 240-9.
- Umezumi, Y., Kawazu, T., Tajima, F., & Ogata, H. (1998). Spectral electromyographic fatigue analysis of back muscles in healthy adult women compared with men. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(5), 536-8.
- Van Dieen, J. H., Heijblom, P., & Bunkens, H. (1998). Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 8(1), 35-44.
- Vasavada, A. N., Li, S., & Delp, S. L. (2001). Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. *Spine*, 26(17), 1904-9.
- Vernon, H. T., Aker, P., Aramenko, M., Battershill, D., Alepin, A., & Penner, T. (1992). Evaluation of neck muscle strength with a modified sphygmomanometer dynamometer: reliability and validity. *J Manipulative Physiol Ther*, 15(6), 343-9.
- Vollestad, N.K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*, 74(2), 219-27.
- Ware, J., Jr., Kosinski, M., & Keller, S. D. (1996). A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*, 34(3), 220-33.

- Watson, D. H., & Trott, P. H. (1993). Cervical headache: an investigation of natural head posture and upper cervical flexor muscle performance. *Cephalalgia*, 13(4), 272-84; discussion 232.
- Westbury, J. R., & Shaughnessy, T. G. (1987). Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 27(6-7), 427-35.
- Ylinen, J., & Ruuska, J. (1994). Clinical use of neck isometric strength measurement in rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(4), 465-9.
- Youdas, J. W., Garrett, T. R., Suman, V. J., Bogard, C. L., Hallman, H. O., & Carey, J. R. (1992). Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study. *Phys Ther*, 72(11), 770-80.

**ANNEXE A**



**CERTIFICAT D'ÉTHIQUE**

Par la présente le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué les nouveaux formulaires de consentement du projet de recherche intitulé :

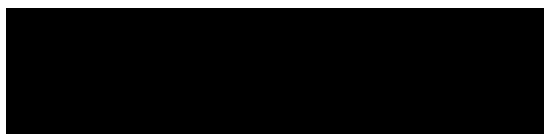
“La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des sujets souffrant de cervicalgie chronique”

présenté par : A.B. Arsenault, D. Gagnon, P. Loisel et D. Gravel.

Le comité composé de :

M. Jacques R. Nolet, directeur général  
 Mme Lisette Gagnon, directrice des soins infirmiers  
 Dr Bernard Leduc, physiatre  
 Mme Claude Paquette, psychologue  
 Mme Bonnie Swaine, chercheure  
 M. Régis Blais, chercheur agrégé, Faculté de médecine  
 Mme Anik Nolet, aviseure légale  
 Mme Mélanie Lefebvre, aviseure légale

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.



Date 14 mai 2000

Ronald Riopel  
 Président du Comité d'éthique

RR/fd

*Centre hospitalier affilié à l'Université de Montréal*



**INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL**

6300, avenue Darlington • Montréal (Québec) • H3S 2J4 • Téléphone: (514) 340-2085

**ANNEXE B**

**Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche**

N'impliquant ni prise de médicaments ou autre substances ni analyses de laboratoire

**Identification du bénéficiaire :**

**nom :** \_\_\_\_\_

**Date de naissance :** \_\_\_\_\_

Je, soussignée, \_\_\_\_\_, consens par la présente à participer au projet de recherche suivant dans les conditions décrites ci-dessous :

**Titre du projet**

La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des sujets souffrant de cervicalgie chronique.

**Responsables**

A Bertrand Arsenault, PhD.

**Objectif du projet**

Documenter la faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des gens avec cervicalgie, comparés à l'état de force et d'endurance des sujets « normaux » sans douleur.

**Nature de ma participation**

Dans un premier temps, j'aurai à remplir un questionnaire sur la douleur ainsi qu'un questionnaire sur mes activités quotidiennes. La mobilité articulaire de mon cou sera évaluée ainsi que la posture de ma tête mesurée. Ensuite, étant en position assise, j'aurai à exécuter des contractions progressives en flexion et en extension de la tête; trois contractions pour chaque direction seront requises. Par la suite, j'aurai à maintenir une contraction pendant 10 secondes, à 80% de ma force maximale volontaire, le tout une seule fois pour chacun des deux mouvements. L'activité électrique de mes muscles du cou sera enregistrée avec des électrodes de surface qui seront placées sur ma peau. Les forces produites contre un dynamomètre intégré à la chaise seront également mesurées et les données obtenues seront étudiées et analysées. Une seule séance d'une période d'un maximum de deux heures est requise.

### **Avantages personnels pouvant découler de ma participation**

Je ne m'attends pas à tirer aucun avantage personnel de ma participation. Cependant je comprends que les données obtenues permettront de mieux comprendre l'impact des douleurs sur la faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez les gens présentant des cervicalgies et de mieux choisir les modalités thérapeutiques à utiliser auprès de ces gens.

### **Inconvénients personnels pouvant découler de ma participation**

Du fait que j'aurai à produire une série de contractions musculaires contre un dynamomètre j'aurai, possiblement mais pas nécessairement, les muscles du cou plus sensibles les deux jours suivant la collecte de donnée.

### **Informations concernant le projet**

On devra répondre, à ma satisfaction, à toute question que je poserai à propos du projet de recherche auquel j'accepte de participer.

### **Autorisation d'utiliser les résultats**

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique et professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard.

### **Retrait de ma participation**

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre; il est également entendu que je pourrai, à tout moment, mettre un terme à ma participation sans que cela n'affecte les services de santé auxquels j'ai droit.

### **Confidentialité**

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui me concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles.

Je déclare avoir lu et/ ou compris les termes de la présente formule.

\_\_\_\_\_  
signature de l'intéressée

\_\_\_\_\_  
signature d'un témoin

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_ 200\_\_\_\_\_

Je, soussignée, \_\_\_\_\_, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard et (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

\_\_\_\_\_  
ou

signature du responsable du projet

de son représentant

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_ 200\_\_\_\_\_.

Le responsable du projet peut être rejoint au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300, ave. Darlington, Montréal, Qué., H3S 2J4. Tél. : (514) 340-2078. Fax : (514) 340-2154.



**ANNEXE C**

### ECHELLE DE LA DOULEUR

Nous aimerions savoir à quel point votre ~~cou~~vous fait mal en ce moment même. La ligne ci-dessous est une échelle allant de « absolument aucune douleur » à « la pire douleur qu'on puisse imaginer ». Choisissez un point sur cette ligne afin d'indiquer l'intensité de votre douleur et marquez ce point à l'aide d'un X comme suit: \_\_\_\_\_ X \_\_\_\_\_

absolument aucune  
douleur

la pire douleur qu'on  
puisse imaginer

**ANNEXE D**

**Description des douleurs au dos**

**Localisation de la douleur:**

1. Entourez les endroits (régions) où vous ressentez de la douleur
2. Numérotez les différentes régions si il y en a plusieurs et indiquez sur les échelles de douleur (à droite) l'intensité de la douleur correspondant à chacune de ces régions

**Intensité de la douleur :**

La ligne ci-dessous est une échelle allant de "absolument aucune douleur" à "la pire douleur que l'on puisse imaginer". Choisissez un point sur cette ligne afin d'indiquer l'intensité de votre douleur et marquez ce point à l'aide d'un X.

The diagram shows a human silhouette on the left with a large black arrow pointing to the right. On the right, there is a scale for pain intensity. It consists of five horizontal lines, each labeled from "Région 1." to "Région 5." below it. The first line, "Région 1.", has two arrows pointing to its ends. The left arrow is labeled "absolument aucune douleur" and the right arrow is labeled "la pire douleur qu'on puisse imaginer". The other four lines, "Région 2." through "Région 5.", are empty.

**ANNEXE E**

SHORT-FORM MCGILL PAIN QUESTIONNAIRE (SF-MPQ) (French)  
RONALD MELZACK

NO DU PATIENT \_\_\_\_\_ Date \_\_\_\_\_

QUI BAT	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
FULGURANTE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
QUI POIGNARDE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
VIVE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
QUI CRAMPE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
QUI RONGE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
CHAUDE-BRÛLANTE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
PÉNIBLE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
POIGNANTE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
SENSIBLE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
QUI FEND	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
FATIGUANTE-ÉPUISANTE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
ÉCOEURANTE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
ÉPEURANTE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
VIOLENTE-CRUELLE	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____

SHORT-FORM MCGILL PAIN QUESTIONNAIRE (SF-MPQ)  
RONALD MELZACK

PATIENT'S NUMBER \_\_\_\_\_

Date \_\_\_\_\_

THROBBING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
SHOOTING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
STABBING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
SHARP	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
CRAMPING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
GNAWING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
HOT-BURNING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
ACHING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
HEAVY	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
TENDER	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
SPLITTING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
TIRING-EXHAUSTING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
SICKENING	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
FEARFUL	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
PUNISHING-CRUEL	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____

**ANNEXE F**



Code \_\_\_\_\_

## Questionnaire sur l'état de santé SF-12

**Directives :** Les questions qui suivent portent sur votre santé, telle que vous la percevez. Vos réponses permettront de suivre l'évolution de votre état de santé et de savoir dans quelle mesure vous pouvez accomplir vos activités courantes.

Répondez à toutes les questions en suivant les indications qui vous sont données. En cas de doute, répondez de votre mieux.

### Votre santé en général

1. En général, diriez-vous que votre santé est:

(encerclez un seul chiffre)

Excellente	Très bonne	Bonne	Passable	Mauvaise
1	2	3	4	5

2. Les questions suivantes portent sur les activités que vous pourriez avoir à faire au cours d'une journée normale. Votre état de santé vous limite-t-il dans ces activités? Si oui, dans quelle mesure?

(encerclez un seul chiffre par ligne)

Activités	Mon état de santé me limite beaucoup	Mon état de santé me limite un peu	Mon état de santé me limite pas du tout
Dans les activités modérées comme déplacer une table, passer l'aspirateur, jouer aux quilles ou golf	1	2	3
Pour monter plusieurs étages à pied	1	2	3

3. Au cours des quatre dernières semaines, avez-vous eu l'une ou l'autre des difficultés suivantes au travail ou dans vos activités quotidiennes à cause de votre état de santé physique ?

(encerclez un seul chiffre par ligne)

	Oui	Non
a. Avez-vous accompli moins de choses que vous l'auriez voulu ?	1	2
b. Avez-vous été limité(e) dans la nature de vos tâches ou de vos autres activités?	1	2

Code \_\_\_\_\_

4. Au cours des quatre dernières semaines, avez-vous eu l'une ou l'autre des difficultés suivantes au travail ou dans vos activités quotidiennes à cause de votre moral (comme le fait de vous sentir déprimé(e) ou anxieux(se)) ?

(encerclez un seul chiffre par ligne)

	Oui	Non
a. <b>Avez-vous accompli moins</b> de choses que vous l'auriez voulu ?	1	2
b. Avez-vous fait votre travail ou vos autres activités avec moins de soin qu'à l'habitude ?	1	2

5. Au cours des quatre dernières semaines, dans quelle mesure la douleur a-t-elle nui à vos activités habituelles (au travail comme à la maison) ?

(encerclez un seul chiffre)

Pas du tout	Un peu	Moyennement	Beaucoup	Énormément
1	2	3	4	5

6. Ces questions portent sur les quatre dernières semaines. Pour chacune des questions suivantes, donnez la réponse qui s'approche le plus de la façon dont vous vous êtes senti(e).

Au cours des quatre dernières semaines, combien de fois :

(encerclez un seul chiffre par ligne)

	Tout le temps	La plupart du temps	Souvent	Quelque-fois	Rarement	Jamais
a. Vous êtes-vous senti(e) calme et serein(e)	1	2	3	4	5	6
b. Avez-vous eu beaucoup d'énergie	1	2	3	4	5	6
c. Vous êtes-vous senti(e) triste et abattu(e)	1	2	3	4	5	6

7. Au cours des quatre dernières semaines, combien de fois votre état physique ou moral a-t-il nui à vos activités sociales (comme visiter des amis, des parents, etc.) ?

(encerclez un seul chiffre)

Tout le temps	La plupart du temps	Parfois	Rarement	Jamais
1	2	3	4	5

<b>SF-12 HEALTH SURVEY (STANDARD)</b>
---------------------------------------

**INSTRUCTIONS:** This questionnaire asks for your views about your health. This information will help keep track of how you feel and how well you are able to do your usual activities.

Please answer every question by marking one box. If you are unsure about how to answer, please give the best answer you can.

1. In general, would you say your health is:

- |                          |                          |                          |                          |                          |
|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Excellent                | Very good                | Good                     | Fair                     | Poor                     |

The following items are about activities you might do during a typical day. Does your health now limit you in these activities? If so, how much?

- |  | Yes,<br>Limited<br>A Lot | Yes,<br>Limited<br>A Little | No, Not<br>Limited<br>At All |
|--|--------------------------|-----------------------------|------------------------------|
| 2. Moderate activities, such as moving a table, pushing a vacuum cleaner, bowling, or playing golf | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/>     |
| 3. Climbing several flights of stairs  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/>     |

During the past 4 weeks, have you had any of the following problems with your work or other regular daily activities as a result of your physical health?

- |   | YES                      | NO                       |
|---|--------------------------|--------------------------|
| 4. Accomplished less than you would like                | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| 5. Were limited in the kind of work or other activities | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

During the past 4 weeks, have you had any of the following problems with your work or other regular daily activities as a result of any emotional problems (such as feeling depressed or anxious)?

- |  | YES                      | NO                       |                          |                          |
|--|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 6. Accomplished less than you would like   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |                          |                          |
| 7. Didn't do work or other activities as carefully as usual  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |                          |                          |
| 8. During the <u>past 4 weeks</u> , how much did <u>pain</u> interfere with your normal work (including both work outside the home and housework)? |                          |                          |                          |                          |
| <input type="checkbox"/>   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Not at all   | A little bit             | Moderately               | Quite a bit              | Extremely                |

These questions are about how you feel and how things have been with you during the past 4 weeks. For each question, please give the one answer that comes closest to the way you have been feeling. How much of the time during the past 4 weeks -

- |   | All<br>of the<br>Time    | Most<br>of the<br>Time   | A Good<br>Bit of<br>the Time | Some<br>of the<br>Time   | A Little<br>of the<br>Time | None<br>of the<br>Time   |
|---|--------------------------|--------------------------|------------------------------|--------------------------|----------------------------|--------------------------|
| 9. Have you felt calm and peaceful?   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>     | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>   | <input type="checkbox"/> |
| 10. Did you have a lot of energy?   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>     | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>   | <input type="checkbox"/> |
| 11. Have you felt downhearted and blue?   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>     | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>   | <input type="checkbox"/> |
| 12. During the <u>past 4 weeks</u> , how much of the time has your <u>physical health or emotional problems</u> interfered with your social activities (like visiting with friends, relatives, etc.)? |                          |                          |                              |                          |                            |                          |
| <input type="checkbox"/>  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>     | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/>   | <input type="checkbox"/> |
| All of the time   | Most of the time         | Some of the time         | A little of the time         | None of the time         |                            |                          |

**ANNEXE G**

You are logged in as Arsenault, Abstract No# PHY00023

LOG  
OUT

HOMEPAGE

This is how your Abstract currently looks. If you are FINISHED CREATING YOUR ABSTRACT, click "Final Submit" at the bottom of the page. This "locks" your Abstract and no further changes or updates can be made.

To make any changes to your Abstract, click "Edit".

**ARE EMG MEASURES OF MUSCLE WEAKNESS AND FATIGUE ASSOCIATED WITH CLINICAL MEASURES IN SUBJECTS WITH CHRONIC NECK PAIN?**

S Bubolic<sup>1,2</sup>, \*B Arsenault<sup>1,2</sup>, J Dumas<sup>3</sup>, D Gagon<sup>4</sup>

1.School of Rehabilitation, University of Montreal 2.Research Centre, Montreal Rehab Institute

3.School of P & OT, McGill University 4.Faculty of Phys Ed, U of Sherbrooke, Canada

It has been proposed that subjects with chronic neck pain (CNP) present muscle weakness, increased fatigability, and decreased range of motion (ROM) as compared to control subjects. To further document such relationships, a correlational study was conducted. Seventeen women (Mean age=34.4 yr, SD=9.9) who had suffered neck pain for at least three months participated. The following measures were obtained for each subject: muscle strength (moment of force in Newton meter), muscle fatigue (EMG amplitude over time and Median frequency over time slopes of a 80% max contraction held for 10 sec) of the neck extensors and flexors, head posture (craniovertebral angle), ROM, visual analog scale of pain and the SF12 Health Survey. Subjects sat in a dynamometric chair designed for the evaluation of strength and EMG of the neck muscles. Simple linear regression analyses showed that muscle weakness was associated with muscle fatigue for the extensors ( $r=.53$ ,  $p=.03$ ); however, non-significant correlations were obtained between the remaining variables ( $p>.05$ ). Multiple linear regression analyses performed on the measures in association with either the moment of force in neck flexion or that in extension did not reveal significant relationships between the variables (Adjusted R squared  $< .12$ ). It was concluded that although differences exist between CNP and control subjects with respect to most of the variables under study, relationships between neck pain, muscle weakness, muscle fatigability and other clinical measures among subjects with CNP were rather weak.

Final Submit

Edit

Back