

Direction des bibliothèques

AVIS

Ce document a été numérisé par la Division de la gestion des documents et des archives de l'Université de Montréal.

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

This document was digitized by the Records Management & Archives Division of Université de Montréal.

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal

L'influence de la position du sujet et du niveau de force sur la fatigue des muscles du cou

par

Jean-Louis Larochelle B.Sc. (physiothérapie)

École de réadaptation

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de M.Sc.
en sciences biomédicales
option réadaptation

août, 2007

© Jean-Louis Larochelle, 2007



Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

L'influence de la position du sujet et du niveau de force sur la fatigue des muscles du cou

présenté par :

Jean-Louis Larochelle, B.Sc. (physiothérapie)

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr. Robert Forget, président-rapporteur
Dr. Bertrand A. Arsenault, directeur de recherche
Dr. Martin Bilodeau, co-directeur
Dr. Christian Larivière, membre du jury

Résumé

Phase I : Les études portant sur la fatigue des muscles cervicaux chez les sujets cervicalgiques présentent des contradictions qui pourraient être dues aux différentes positions d'évaluation utilisées. Cette étude a voulu documenter l'influence de la position d'évaluation sur la fatigue des muscles cervicaux chez des sujets sains. Les indicateurs électromyographiques de la fatigue des muscles fléchisseurs et extenseurs cervicaux, mesurés durant des contractions isométriques soutenues à bas et haut niveaux de force, ont été comparés entre une position assise et une position couchée chez vingt-cinq femmes asymptomatiques. À hauts niveaux, les extenseurs cervicaux ont présenté plus de fatigue en position couchée qu'assise. Ainsi, la position d'évaluation représente une variable confondante potentielle lors de la comparaison d'études sur la fatigue des extenseurs cervicaux.

Phase II : La littérature laisse supposer que certaines mesures anthropométriques seraient corrélées avec la force des muscles cervicaux. Cette étude a voulu développer un modèle de prédiction de la force maximale des muscles cervicaux chez des sujets sains à partir de leurs mesures anthropométriques. La taille et la masse corporelle; la circonférence et la longueur du cou; la masse de la tête ainsi que la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux furent mesurées chez trente-six femmes asymptomatiques puis intégrées dans des modèles de régressions linéaires multiples. Ces caractéristiques anthropométriques ont permis de prédire uniquement 35% de la variance associée à la force des muscles cervicaux. Ainsi, il semble que pour prédire la force des muscles cervicaux, l'utilisation de valeurs normatives demeure plus adéquate que l'utilisation de mesures anthropométriques.

Mots-clés: Cou, électromyographie, caractéristiques physiques, dynamométrie, méthodologie, évaluation, biomécanique, endurance, cervicalgie, contraction maximale volontaire.

Abstract

Phase I: The literature on fatigue of neck muscles in individuals with neck pain present contradicting results. This could result from the different testing positions utilized. This study aimed to document the influence of testing positions on muscle fatigue of neck flexors and extensors in healthy subjects. Electromyographic indicators of fatigue of the neck flexors and neck extensors, recorded during sustained isometric contractions at low and high loads, were compared between a sitting and a lying testing position in twenty-five pain free women. At high loads, neck extensors presented higher fatigue in lying than in sitting. Therefore, testing position should be considered as a potential confounding variable when comparing studies on fatigue of neck extensor muscles.

Phase II: The literature suggests that certain anthropometric measures are correlated with neck muscles strength. This study aimed to develop in healthy subjects a prediction model of the maximal strength of neck flexor and extensor muscles based on anthropometric measures. Body height, body mass, neck girth, neck length, head mass and maximal strength of neck flexors and neck extensors were first measured in thirty-six pain free women and then included in multiple linear regression models. These anthropometric characteristics could only predict 35% of the variance of neck muscles maximal strength. It consequently appears that the use of normative data to predict the strength of neck muscles in a clinical or research context remains more appropriate than the use of a prediction model based on anthropometric measures.

Keywords: Neck muscles, cervical, muscle fatigue, muscle strength, assessment, testing position, electromyography, dynamometry, anthropometric characteristics, methodology.

Table des matières

Introduction	1
Chapitre 1 Recension de la littérature	7
1.1 La fatigue musculaire	7
1.1.1 Types de fibres musculaires	7
1.1.2 Endurance musculaire	8
1.1.3 Fatigue musculaire	8
1.1.4 Régulation de la force lors d'une contraction soutenue	9
1.1.4.1 Le recrutement d'unités motrices	9
1.1.4.2 La modulation de la fréquence de décharge	10
1.1.4.3 Autres stratégies neuromusculaires	11
1.2 Mesure de la fatigue musculaire avec l'électromyographie	12
1.2.1 Amplitude du signal EMG	12
1.2.2 Spectre de puissance du signal EMG	13
1.3 Musculature cervicale.....	14
1.3.1 Anatomie fonctionnelle	14
1.3.2 Composition en fibres	15
1.3.3 Fatigue musculaire	16
1.3.3.1 Fatigue musculaire chez les individus avec une cervicalgie chronique ...	17
1.3.3.2 Influence de la position d'évaluation	19
1.3.4 Force maximale	21
1.3.4.1 Relation entre la force et les caractéristiques physiques	22
1.4 Effort perçu.....	24
Chapitre 2 Objectifs	27
Chapitre 3 Méthodologie.....	28
3.1 Phase I Comparaison de la fatigue des muscles cervicaux en position assise et couchée	28

3.1.1	Devis.....	28
3.1.2	Sujets	28
3.1.3	Appareillage et positionnement.....	28
3.1.3.1	Position assise.....	28
3.1.3.2	Position couchée sur le dos	30
3.1.4	Mesures anthropométriques.....	33
3.1.5	Force maximale	34
3.1.6	Épreuves de fatigue	34
3.1.7	Acquisition du signal EMG	35
3.1.8	Traitement du signal EMG	36
3.1.9	Procédures	36
3.1.10	Analyses statistiques.....	37
3.2	Phase II Prédiction de la force des muscles cervicaux basée sur les caractéristiques anthropométriques	37
3.2.1	Devis.....	37
3.2.2	Procédures	38
3.2.3	Analyses statistiques.....	38
Chapitre 4	Premier article	39
4.1	Accord des coauteurs.....	40
4.2	Page titre.....	41
4.3	Abstract	42
4.4	Introduction	43
4.5	Methods	44
4.6	Results	49
4.6.1	Muscle fatigue	49
4.6.2	Perceived exertion	50
4.6.3	Force	50
4.7	Discussion	50

4.8	Conclusion.....	54
4.9	Acknowledgments	54
4.10	References	56
4.11	Figures	60
4.11.1	Figure 1.....	60
4.11.2	Figure 2.....	61
4.11.3	Figure 3.....	62
4.11.4	Figure 4.....	63
4.12	Tables	64
4.12.1	Table 1	64
4.12.2	Table 2	65
Chapitre 5	Deuxième article.....	66
5.1	Accord des coauteurs.....	67
5.2	Title page	68
5.3	Abstract	69
5.4	Introduction	70
5.5	Methods	71
5.6	Results	72
5.7	Discussion	73
5.8	Conclusion.....	75
5.9	Acknowledgements	75
5.10	References	76
5.11	Figure.....	78
5.12	Table	79
Chapitre 6	Discussion	80
6.1	Discussion de la phase I	80
6.1.1	Effort perçu.....	83
6.1.2	Force maximale	84

6.1.3	Considérations méthodologiques	84
6.1.4	Synthèse.....	85
6.2	Discussion de la phase II	86
6.2.1	Relation force maximale/caractéristiques anthropométriques	87
6.2.2	Modèles de prédiction de la force maximale au cou.....	89
6.2.3	Erreur de prédiction absolue.....	90
6.2.4	Considérations méthodologiques	91
6.2.5	Synthèse.....	92
	Conclusion.....	94
	Bibliographie	96
	Annexes	I
	Annexe 1 Formulaire de consentement	I
	Annexe 2 Certificat d'éthique	VI
	Annexe 3 Échelle de Borg CR-10	VIII
	Annexe 4 Abrégés publiés.....	IX
	Abrégé 1	IX
	Abrégé 2	XI

Liste des figures

Figure 1 : Positionnement du sujet assis	30
Figure 2 : positionnement du sujet couché sur le dos.....	32
Figure 3 : Bras de leviers externes en position couchée sur le dos	33

Liste des abréviations

ADP	adénosine diphosphate
ATP	adénosine triphosphate
BMI	body mass index
cm	centimètre
CMV	contraction maximale volontaire
CMRR	<i>common mode rejection ratio</i>
EMG	électromyographie / <i>electromyography</i>
Fig	figure
FMD	fréquence médiane
Hz	Hertz
ICC	coefficient de corrélation intraclasse
IMC	indice de masse corporelle
Kg	kilogramme
m	mètre
MDF	<i>median frequency</i>
ms	milliseconde
MVC	<i>maximal voluntary contraction</i>
N	newton
Nm	newton-mètre
<i>P</i>	degré de signification
r	coefficient de corrélation
RMS	<i>root mean square</i>
s	seconde / <i>second</i>
SCM	<i>sternocleidomastoid</i>
SCOM	sterno-cléido-occipito-mastoïdien
SEM	erreur standard de mesure / <i>standard error of measurement</i>
SNC	système nerveux central

*« Ma plus belle réalisation durant ces études
aura été de t'épouser »*

Chère Geneviève, comme pour tous les autres projets que j'entreprendrai, je me compte la
personne la plus chanceuse que de pouvoir le faire main dans la main avec toi.

Remerciements

J'aimerais remercier mon directeur de recherche, M. Bertrand Arsenault, pour m'avoir fourni la chance d'entreprendre cet important projet dans ma carrière. « *Vous avez brillamment orchestré le tout et cela m'a permis de retirer le maximum de cette expérience* ».

Ce projet a aussi été rendu possible grâce à la contribution de Martin Bilodeau, Jean-Pierre Dumas, Michel Goyette, Daniel Marineau, Christian Larivière, Sylvie Nadeau, Réjean Prévost et Martin Desrosiers. « *Vous avez chacun joué un rôle clé dans la réalisation de ce grand projet ainsi que dans ma formation en recherche. Votre professionnalisme et vos qualités interpersonnelles ont rendu le tout d'autant plus agréable* ».

Je tiens aussi à remercier et à féliciter les Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) ainsi que l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) pour leurs programmes de bourses qui rendent possible aux cliniciens d'entreprendre des études aux cycles supérieurs. Le Centre de recherche interdisciplinaire du Montréal métropolitain (CRIR) ainsi que le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR / FRSQ) offrent des ressources financières et professionnelles aux étudiants en recherche et cela est très apprécié. Le présent projet de recherche a pu réaliser tout ses objectifs grâce à une subvention du partenariat OPPQ / REPAR.

Je suis choyé d'avoir pu compter sur le support de ma famille, de mes collègues de travail, de mes amis et de mon épouse. « *À tous, merci du fond du cœur!* »

Enfin, j'ai eu la chance de travailler avec une femme pour qui j'ai le plus grand respect et grâce à qui j'ai pu atteindre mes objectifs. « *Maude, chère collègue et chère amie, merci pour tout!* »

Introduction

La douleur à la région cervicale, appelée cervicalgie, affecte de 14% à 22% de la population. Les femmes présentent une prévalence de 1.2 à 1.6 fois plus élevée que celle des hommes (Bovim et al., 1994; Cote et al., 2004; Hasvold et Johnsen, 1993). La cervicalgie occasionne aux personnes qui en sont atteintes des conséquences fonctionnelles et socio-économiques négatives, dont l'absentéisme au travail. À ce fait, elle totaliserait 15,9% des causes d'absentéisme au travail et serait la deuxième cause en importance après la lombalgie (17,7%) (Kvarnstrom, 1983). Pour les deux tiers des personnes qui présenteront un premier épisode de cervicalgie, les symptômes et les incapacités fonctionnelles se chroniciseront en persistant plus de trois mois (Côté et al., 2004). Vu le nombre de personnes affectées par la cervicalgie chronique et l'impact néfaste de cette dernière, plusieurs études scientifiques ont été menées afin d'objectiver les déficiences associées à cette condition afin d'en améliorer les traitements. Une des déficiences documentées dans la littérature porte sur la fatigue des muscles cervicaux (Falla et al. 2002b).

Grâce à l'électromyographie (EMG) de surface, il est possible de quantifier de façon non-invasive certains phénomènes liés à la fatigue des muscles (Farina et al., 2004, Phillips et Petrofsky, 1983). Lors d'une contraction isométrique (statique) soutenue à un niveau de force sous-maximal donné, des changements métaboliques et neuromusculaires causés par la fatigue se produisent dans les muscles et entraînent des changements électrophysiologiques mesurables avec l'EMG de surface (Behm, 2004; Merletti et al., 1991). Ainsi, lors d'une contraction soutenue, la distribution du spectre de puissance du signal EMG se déplace vers les basses fréquences (Farina et al., 2004). On observe alors que la fréquence médiane (FMD), ou la fréquence moyenne du spectre de puissance, décroît dans le temps de façon presque linéaire (Falla et al., 2002b). La pente de la FMD en fonction du temps, ou pente FMD/temps (Hz/s), permet donc de quantifier un aspect de la fatigue. Plus la pente FMD/temps est abrupte, plus il y a de changements associés à la fatigue qui se produisent dans le temps. Vu la relation presque linéaire entre la diminution de la FMD et la durée de la contraction, la fatigue peut être mesurée sans nécessiter des

durées de contraction jusqu'à épuisement, ce qui réduit les risques de blessure et de démotivation chez les patients (Merletti et Roy, 1996).

Récemment, plusieurs études ont utilisé l'EMG de surface pour comparer la fatigue des muscles cervicaux entre des sujets cervicalgiques et des sujets sains (Bubolic et al., 2002, Falla et al., 2003b, Ang et al., 2005). Dans ces études, on positionne d'abord le sujet dans un appareil dynamométrique, puis on lui demande de produire une contraction isométrique du cou à un niveau sous-maximal donné qu'il doit maintenir pour une durée déterminée. On compare alors les pentes FMD/temps obtenues entre les sujets cervicalgiques et les sujets sains. Ces études portent principalement sur les muscles du cou qui opèrent dans le plan sagittal, soient les fléchisseurs et extenseurs cervicaux (Falla et al., 2003b, Gogia and Sabbahi, 1994, Ang et al., 2005). Malgré l'utilisation d'un outil objectif de mesure pour quantifier la fatigue, des résultats contradictoires ont été observés entre ces études. Par exemple, à des bas niveaux de force, soit à $\leq 25\%$ de la contraction maximale volontaire (CMV), Falla et al. (2003b) ont trouvé plus de fatigue des muscles sterno-cléido-occipito-mastoidien (SCOM) chez les sujets cervicalgiques que chez les sujets sains. Gogia et Sabbahi (1994), quant à eux, n'ont pas trouvé de différence. De telles divergences existent aussi au niveau des extenseurs cervicaux.

En dehors des aspects liés à la sélection des sujets cervicalgiques (origine traumatique ou non des symptômes, durées des symptômes, etc.), plusieurs facteurs méthodologiques pourraient expliquer ces divergences. On peut entre autre suspecter la configuration et le placement des électrodes EMG ainsi que la durée de la contraction. Un autre facteur méthodologique à considérer est la position d'évaluation du sujet (Ang et al., 2005, Gogia et Sabbahi, 1991). En effet, deux positions d'évaluation ont principalement été utilisées dans la littérature lors de l'évaluation de la fatigue des muscles du cou chez les individus avec une cervicalgie : la position assise (Ang et al., 2005, Gogia et Sabbahi, 1994, Bubolic et al., 2002) et la position couchée sur le dos (Falla et al., 2003b). Une seule étude a adressé la question à savoir si la position du sujet influençait la fatigue des muscles

cervicaux. En effet, Gogia et Sabbahi (1991) ont comparé la fatigue des extenseurs du cou entre une position couchée sur le ventre et une position assise, pour différents niveaux de force. Ils ont mesuré plus de fatigue en position couchée qu'en position assise, indépendamment du niveau de force demandé. Malheureusement, ils n'ont pas utilisé un devis avec mesures-répétées pour le facteur position et ont plutôt comparé des groupes de sujets différents pour chaque position. Un devis avec mesures-répétées pour le facteur position aurait été plus approprié, puisqu'il réduit entre autre les sources possibles d'erreurs associées au placement des électrodes EMG entre les deux positions (De Luca, 1997). Il serait important de bien documenter l'effet de la position du sujet sur l'évaluation de la fatigue des muscles cervicaux afin de pouvoir comparer adéquatement les résultats des études entre elles. Par conséquent, la phase I du présent projet de recherche aura pour objectif de comparer la fatigue des muscles fléchisseurs et extenseurs cervicaux entre une position assise et une position couchée sur le dos en utilisant un devis avec mesures-répétées pour le facteur position. De plus, ceci sera effectué à bas et hauts niveaux de force, puisque les études sur la fatigue des muscles cervicaux utilisent différents niveaux de force.

Notons que malgré le fait que l'EMG de surface représente une mesure objective, l'étude de la fatigue musculaire avec des patients présente tout de même une limite méthodologique, soit l'utilisation d'intensités de contraction relatives à la CMV du sujet. En effet, la majorité des études de fatigue musculaire réalisées auprès de patients détermine l'intensité de la contraction à soutenir en proportion de la CMV du sujet. Par exemple, dans la littérature sur le cou, Gogia et Sabbahi (1994) ont comparé la fatigue des fléchisseurs et extenseurs cervicaux de sujets sains et cervicalgiques en demandant à leurs sujets des contractions isométriques à 20%, 50% et 80% de leur CMV. Or, plusieurs suggèrent que les patients, parce qu'ils ont de la douleur ou qu'ils ont peur de se blesser en forçant, ne produiront pas leur vraie CMV lorsque demandée (Ang et al., 2005, Lariviere et al., 2002). Pour contourner ce problème, il a été proposé d'imposer la même intensité de contraction absolue aux sujets sains et aux patients. Par exemple, Ang et al. (2005) ont demandé à leurs sujets sains et cervicalgiques de soutenir 16 Nm pendant 45 sec en flexion isométrique du

cou lors de l'évaluation de la fatigue des muscles fléchisseurs du cou. Par contre, ce type de méthode présente lui aussi une limite, puisque l'intensité de la contraction est déterminée à partir de valeurs normatives de force, alors que les capacités musculaires varient beaucoup d'un individu à l'autre (Hummel et al., 2005). En effet, une intensité de contraction absolue provenant d'une moyenne de scores d'un échantillon de sujets pourrait s'avérer trop élevée pour un sujet donné, faisant en sorte que ce dernier ne pourrait pas la soutenir, alors que pour un autre sujet, elle pourrait s'avérer trop faible, faisant en sorte de ne pas causer de fatigue chez ce dernier.

On constate qu'il serait préférable d'utiliser une intensité de contraction absolue pour étudier la fatigue musculaire avec des patients cervicalgiques, mais l'utilisation de valeurs normatives de la force maximale au cou pour déterminer l'intensité de la contraction à soutenir pourrait introduire une grande variabilité quant à l'effort demandé aux sujets. S'il était possible de prédire la force maximale d'un sujet, autrement qu'en utilisant des valeurs normatives, l'étude de la fatigue musculaire chez les cervicalgiques serait faisable, ceci sans qu'on ait à leur demander de produire une CMV comme telle. En ne demandant pas aux individus cervicalgiques de produire leur CMV, non seulement on réduit l'influence de la motivation du sujet sur les résultats, mais on réduit aussi les risques que ceux-ci se blessent.

Il est intéressant de noter que Mayoux-Benhamou et al., (1989) ont trouvé une corrélation élevée ($r > 0,76$) entre la force en extension du cou et la surface transverse des muscles *semispinalis capitis* et *splenius capitis*, deux extenseurs cervicaux. De plus, Rezasoltani et al. (2002) ont trouvé des résultats similaires avec une corrélation élevée ($r = 0,73$) entre la force en extension du cou et la surface transverse du muscle *semispinalis capitis*. Or, Rezasoltani et al. (1998) ont démontré que la surface transverse du muscle *semispinalis capitis* était corrélée de façon modérée avec la masse de la tête ($r = 0,43$) et de façon élevée ($r > 0,67$) avec la circonférence du cou et la masse du corps. Il y aurait donc lieu de penser que ces caractéristiques anthropométriques seraient corrélées à un certain

degré avec la force des muscles du cou et permettraient peut-être de prédire la force maximale des muscles cervicaux (Rankin et al., 2005). À notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui ait utilisé un dynamomètre mécanique pour mesurer les moments de force maximaux produits par les fléchisseurs et les extenseurs cervicaux, pour ensuite les corrélés avec certaines caractéristiques anthropométriques (circonférence du cou; masse de la tête et du corps). Par conséquent, la phase II du présent projet de recherche aura pour objectif de documenter l'association de la masse corporelle, de la masse de la tête ainsi que de la circonférence du cou avec la force maximale des fléchisseurs et extenseurs cervicaux, mesurée en termes de *moment de force*, à l'aide d'un dynamomètre mécanique. Puisque certains auteurs ont étudié la relation de la taille corporelle et de la longueur du cou avec la force maximale au cou (Staudte et Duhr, 1994; Valkeinen et al., 2002), ces variables seront aussi intégrées dans cette étude. Un modèle de prédiction de la force des muscles cervicaux sera ensuite développé et la précision de ce dernier à estimer la force sera alors comparée à celle de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge.

La cervicalgie chronique représente une problématique clinique importante. Il a été suggéré qu'une augmentation de la fatigue des muscles cervicaux serait une déficience chez les individus présentant cette condition. Il est alors important que la recherche sur la fatigue des muscles cervicaux auprès des individus avec une cervicalgie chronique soit basée sur une méthodologie validée, afin de fournir des évidences crédibles, nécessaires à l'amélioration de l'évaluation et du traitement de cette condition. Le présent projet de recherche apparaît donc important dans le domaine des sciences biomédicales, puisque les deux phases qu'il propose vont contribuer indirectement aux connaissances sur la fatigue des muscles cervicaux auprès des individus avec une cervicalgie. En effet, la phase I permettra de documenter pour la première fois, grâce à un devis avec mesures répétées, l'effet de la position d'évaluation du sujet sur la fatigue musculaire des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux. Les connaissances obtenues permettront alors d'améliorer l'interprétation des résultats dans la littérature sur la fatigue des muscles cervicaux chez les sujets cervicalgiques. Quant à la phase II, elle permettra d'élaborer, nous l'espérons, un

modèle de prédiction de la force des muscles cervicaux basé sur les caractéristiques anthropométriques. Dans l'éventualité où ce modèle avait une bonne précision, il offrirait alors la possibilité d'étudier la fatigue des muscles cervicaux chez les cervicalgiques sans avoir à leur demander de produire une CMV.

Chapitre 1 Recension de la littérature

1.1 La fatigue musculaire

1.1.1 Types de fibres musculaires

Un muscle est constitué de cellules musculaires, appelées fibres musculaires, liées les unes aux autres par du tissu conjonctif. Ces fibres musculaires ne possèdent pas toutes les mêmes propriétés mécaniques et métaboliques. On peut donc définir les fibres musculaires selon leur vitesse maximale de raccourcissement (lente ou rapide) et selon le principal mécanisme de production d'adénosine triphosphate (ATP) (oxydatif ou glycolytique). En se basant sur ces critères, les fibres musculaires sont généralement classées selon trois types : les fibres de type I ou « fibres oxydatives lentes », les fibres de type IIa ou « fibres oxydatives rapides » et les fibres de type IIb ou « fibres glycolytiques rapides » (Kadi et al., 1998; Robergs et Roberts, 2000; Vander et al., 1995). Étant donné leurs différentes propriétés métaboliques et mécaniques, ces trois types de fibres présentent des capacités différentes. Ainsi, les fibres de type I génèrent le moins de tension, mais sont les plus résistantes à la fatigue. Les fibres de type IIa, développent des tensions intermédiaires et résistent à la fatigue de façon modérée. Enfin, les fibres de type IIb génèrent la plus grande tension, mais ont le moins de tolérance à la fatigue (Kadi et al., 1998; Robergs et Roberts, 2000; Vander et al., 1995). En général, les fibres rapides (types IIa et IIb) ont un plus grand diamètre que celui des fibres lentes (type I). Or, plus le diamètre est grand, plus le potentiel d'action se propage rapidement sur la fibre. Ainsi, les potentiels d'actions voyagent plus rapidement sur les fibres de type II que sur celles de type I (De Luca, 1997; Robergs et Roberts, 2000; Vander et al., 1995). Notons que la classification des fibres musculaires selon ces trois catégories est une simplification de la réalité, puisqu'en fait les fibres musculaires composant un muscle présentent des vitesses de contraction, des résistances à la fatigue et des capacités à générer une tension qui s'échelonnent sur tout un continuum (Robergs et Roberts, 2000; Vander et al., 1995).

L'unité motrice est constituée d'un motoneurone et des fibres musculaires qu'il innerve. Les fibres musculaires d'une unité motrice appartiennent au même type et ainsi, on peut nommer l'unité motrice selon le type de fibre qui la compose. Les fibres musculaires d'une unité motrice sont réparties de façon diffuse à l'intérieur du muscle. La composition en types d'unités motrice varie d'un muscle à l'autre et influence alors les propriétés de ce dernier, soit la vitesse maximale de contraction, la tension maximale déployée et la résistance à la fatigue (Robergs et Roberts, 2000; Vander et al., 1995).

1.1.2 Endurance musculaire

Lors d'une contraction soutenue à un niveau de force sous-maximal donné, le temps qui s'écoule entre le début de la contraction et l'épuisement (lorsque la force ne peut plus être maintenue) correspond à *l'endurance musculaire* (Arendt-Nielsen et Mills, 1988; Farina et al., 2003; Merletti et Roy, 1996). L'endurance musculaire n'est cependant pas une mesure adéquate de la fatigue d'un muscle, puisqu'elle ne dépend pas seulement de facteurs physiologiques, mais dépend aussi de facteurs psychologiques tels que la motivation du sujet à poursuivre l'effort (Farina et al., 2003; Merletti et Roy, 1996).

1.1.3 Fatigue musculaire

Il a été démontré que la tension qu'une fibre musculaire développe diminue avec le temps, même si sa stimulation est maintenue (Gibson et al. 2001; Vander et al. 1995). Ceci correspond à la fatigue musculaire et résulte de l'altération des propriétés contractiles de la fibre musculaire causée par des changements de concentration en produits métaboliques. En effet, lors d'une contraction soutenue, l'utilisation de l'ATP et de la créatine phosphate, ainsi que l'augmentation de l'acide lactique dans la fibre musculaire entraînent une augmentation de concentration en adénosine diphosphate (ADP), phosphate inorganique, créatine et ions hydrogène à l'intérieur de la fibre. Ces changements métaboliques altèrent alors les propriétés contractiles de la fibre (Behm, 2004; Bianchi et Narayan, 1982; Gibson

et al., 2001; Sahlin et al., 1998). Notons que ces changements surviennent dès les premiers instants d'une contraction et que le type de fibre musculaire influencera la vitesse d'apparition de ces changements et donc d'apparition de la fatigue.

1.1.4 Régulation de la force lors d'une contraction soutenue

Lors d'une contraction isométrique soutenue à une intensité sous-maximale donnée, vu les détériorations musculaires engendrées par la fatigue musculaire, différentes stratégies neuromusculaires sont utilisées en simultanément par le système nerveux central (SNC) afin de maintenir la force constante (Behm, 2004; Gibson et al., 2001). Parmi ces stratégies, on retrouve entre autre la modification de l'activation musculaire. La modification de l'activation musculaire implique deux mécanismes : le recrutement et la modulation de la fréquence de décharge des unités motrices (Behm, 2004).

1.1.4.1 Le recrutement d'unités motrices

Il a été démontré que lors d'une contraction musculaire en rampe, c'est-à-dire lorsqu'un muscle contracte de l'état de repos jusqu'à sa capacité maximale, le SNC recrute (active) de plus en plus d'unités motrices dans le muscle pour produire de plus en plus de tension. L'ordre selon lequel les unités motrices sont recrutées est basé sur le diamètre de leurs motoneurones et correspond au principe appelé *size principle*. Le *size principle* stipule que lors d'une contraction en rampe, la dépolarisation des motoneurones se fait en commençant par ceux ayant le plus petit diamètre, soit ceux avec le seuil de dépolarisation le plus faible, en allant vers ceux ayant le plus grand diamètre, soit ceux avec le seuil de dépolarisation le plus élevé (Cooper et Stockes, 1994; Henneman et al., 1965; Robergs et Roberts, 2000; Vander et al., 1995). Les motoneurones ont généralement un diamètre proportionnel à celui des fibres musculaires qu'ils innervent. Ainsi, en général, lors d'une contraction en rampe, les unités motrices de type I seront d'abord recrutées, puis celles de type II suivront (Garland et Gossen, 2002).

Lors d'une contraction isométrique soutenue à un niveau de force sous-maximal donné, le SNC va progressivement recruter les unités motrices selon le *size principle* pour 1) atteindre le niveau de force demandé, puis 2) maintenir la force constante malgré l'augmentation de la fatigue des fibres musculaires déjà recrutées (Behm, 2004; Freund, 1983). Conjointement au recrutement d'unités motrices, le SNC va utiliser un autre mécanisme modifiant aussi l'activation musculaire, soit la modulation de la fréquence de décharge des unités motrices.

1.1.4.2 La modulation de la fréquence de décharge

L'augmentation de la fréquence de décharge d'un motoneurone provoque la sommation des secousses mécaniques (tension que développe une fibre musculaire lors d'une dépolarisation répétée) des fibres musculaires qu'il innerve. À une fréquence donnée, cela mène à la contraction tétanique (soutenue) des fibres. La tension produite par les fibres atteint alors un maximum (Vander et al., 1995). Ainsi, lors d'une contraction isométrique soutenue à un niveau de force sous-maximal donné, conjointement au recrutement d'unités motrices, le SNC va augmenter la fréquence de décharge des motoneurons déjà activés afin de maintenir la force constante malgré la fatigue des unités motrices déjà recrutées (Behm, 2004).

Lors d'une contraction isométrique soutenue, le SNC utilise ces deux mécanismes (recrutement et augmentation de fréquence de décharge) de façon concomitante et dans des proportions variables selon la situation. Parmi les facteurs qui déterminent dans quelles proportions ces mécanismes sont utilisés, on retrouve le niveau de force de la contraction. Il a été démontré pour plusieurs muscles que la majorité des unités motrices sont recrutées à des niveaux de force élevés ($> 60\%CMV$) (Arendt-Nielsen et Mills, 1988). Ainsi, à des niveaux de force élevés, le SNC utilise surtout la modulation de la fréquence de décharge afin de maintenir la tension produite ou de l'augmenter (Farina et al., 2004, Gibson et al., 2001, Solomonow et al., 1990). Pour des contractions à bas niveaux de force ($< 30\%CMV$),

comme seule une partie des unités motrices sont recrutées, le SNC utilise alors principalement le recrutement d'unités motrices afin d'augmenter ou maintenir la tension produite (Fallentin et al., 1993; Gibson et al., 2001).

1.1.4.3 Autres stratégies neuromusculaires

Il n'y a pas que les modifications d'activation musculaire qui sont utilisées comme stratégies neuromusculaires par le SNC pour maintenir la force constante lors d'une contraction isométrique soutenue à une intensité sous-maximale donnée. On retrouve aussi d'autres stratégies qui interviennent simultanément, soit le contrôle moteur et le *muscle wisdom* (voir ci-dessous; Behm, 2004; Garland et Gossen, 2002).

Le contrôle moteur implique différents mécanismes pour maintenir la force produite, tels que le recrutement de muscles synergistes non fatigués (Akima et al., 2002; Behm, 2004) et la « rotation » des unités motrices. La rotation des unités motrices consiste en l'alternance entre l'activation des unités motrices non fatiguées et la désactivation des unités motrices fatiguées à l'intérieur d'un muscle (Behm, 2004; Westgaard et De Luca, 1999). Notons que le phénomène de rotation est controversé et qu'il serait observable pour des contractions de durées modérées (plus d'une minute) et à de bas niveaux de force (Behm, 2004; Westgaard et De Luca, 1999).

Il a été observé que lors de longues contractions isométriques soutenues à des niveaux de force maximaux, il y avait une diminution de la fréquence de décharge des unités motrices activées et que cela permettait d'optimiser les capacités du muscle malgré la fatigue, tout en évitant l'altération du couplage excitation-contraction à la jonction neuromusculaire (Bellemare et al., 1983, Gibson et al., 2001, Marsden et al., 1983, Garland et Gossen, 2002). Ceci est appelé le *muscle wisdom*. Notons que l'hypothèse du *muscle wisdom* est controversée pour des contractions à des niveaux de force sous-maximaux et qu'elle ne s'appliquerait pas pour tous les groupes musculaires (Garland et Gossen, 2002, Macefiel et al., 2000).

1.2 Mesure de la fatigue musculaire avec l'électromyographie

Nous avons vu que le maintien d'une contraction à une intensité sous-maximale donnée entraînait au niveau du muscle des changements métaboliques et neuromusculaires causés par la fatigue musculaire. Grâce à l'électromyographie (EMG) de surface il est possible d'enregistrer certaines manifestations électrophysiologiques entraînées par ces changements et ainsi de quantifier la fatigue musculaire de façon indirecte et objective (Farina et al., 2004; Merletti et Roy, 1996). En effet, il a été documenté que lors d'une contraction isométrique soutenue à une intensité sous-maximale donnée, l'amplitude et le spectre de puissance du signal EMG changeaient dans le temps avec l'augmentation de la fatigue (Duchene et Goubel, 1993; Kupa et al., 1995; Merletti et al., 2001). Ainsi, la mesure de ces changements dans le temps avec l'EMG de surface offre une méthode non-invasive et valide pour quantifier les aspects de la fatigue musculaire (De Luca, 1993; Merletti et al., 2001; Moritani, 1995). Les prochains paragraphes décrivent les changements du signal EMG lors de la fatigue musculaire.

1.2.1 Amplitude du signal EMG

Lors d'une contraction soutenue à une intensité sous-maximale donnée, l'amplitude du signal EMG, soit le *root mean square* (RMS), augmente presque linéairement dans le temps pour une majorité de muscles. L'augmentation de l'amplitude est causée par le recrutement des unités motrices (Crenshaw et al., 1997; Farina et al., 2004; Krogh-Lund and Jørgensen, 1993) en concomitance avec la modulation de leur fréquence de décharge (De Luca et Erim, 1994; Giannesini et al., 2003). La pente de la courbe représentant la relation graphique du RMS en fonction du temps (pente RMS/temps) permet alors de quantifier les changements liés à la fatigue (Merletti et al., 2001). Ainsi, plus le RMS augmente rapidement dans le temps, plus la valeur de la pente RMS/temps est élevée, plus

l'activation des unités motrices change dans le temps pour maintenir la force malgré la fatigue.

1.2.2 Spectre de puissance du signal EMG

Lors d'une contraction soutenue à une intensité sous-maximale donnée, le spectre de puissance (contenu fréquentiel) du signal EMG se déplace vers les basses fréquences (Arendt-Nielsen, 1984; De Luca, 1985; Giannesini et al., 2003). Ainsi on observe une diminution presque linéaire de la fréquence médiane (FMD) du spectre de puissance dans le temps (Dolan et al., 1995). La cause de la diminution de la FMD demeure un débat (Giannesini et al., 2003), mais elle semblerait, pour des niveaux de force hauts et modérés, reliée principalement à la diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires survenant pendant la fatigue (Eberstein et Beattie, 1985; Farina et al., 2004). À de bas niveaux de force, la diminution de la vitesse de conduction n'expliquerait que partiellement la diminution de la FMD et les autres causes restent encore à déterminer (Krogh-Lund et Jørgensen, 1993; Farina et al., 2004). La pente de la courbe représentant la relation graphique de la FMD en fonction du temps (pente FMD/temps (Hz/s)) permet donc de quantifier certains changements électrophysiologiques associés à la fatigue (van Dieen et al., 1998; Merletti et al., 2001). Plus la FMD diminuera rapidement dans le temps, plus la valeur de la pente sera négative et plus il y aura de changements causés par la fatigue.

La pente RMS/temps (valeur positive) et la pente FMD/temps (valeur négative) sont deux indicateurs EMG valides de la fatigue musculaire lors de contractions isométriques soutenues à des niveaux de force sous-maximaux (Merletti et al., 2001). En général, la valeur absolue de ces deux indicateurs augmente avec l'augmentation du niveau de force à soutenir, indiquant une fatigue musculaire accrue à des niveaux de force plus élevés (Crenshaw et al., 1997; Elfving et al., 2002; Hummel et al., 2005; van Dieen et al., 1998). Comme la relation entre la durée de la contraction et les changements de l'amplitude et du spectre de puissance du signal EMG est presque linéaire (Falla et al., 2002b), les pentes

RMS/temps et FMD/temps demeurent les mêmes peu importe le temps de contraction (Hummel et al., 2005). Ainsi, l'utilisation de l'EMG permet de quantifier les manifestations électrophysiologiques causées par la fatigue musculaire sans nécessiter des durées de contraction jusqu'à épuisement (van Dieën et al., 1998, Merletti et Roy, 1996). Contrairement à *l'endurance musculaire*, les indicateurs EMG de la fatigue musculaire ne sont pas influencés par des facteurs psychologiques, tels que la motivation à poursuivre l'effort et représentent donc des mesures objectives de la fatigue musculaire. La pente FMD/temps est l'indicateur le plus utilisé et présente généralement une fidélité plus élevée que celle de la pente RMS/temps (Koumantakis et al., 2001; Larivière et al. 2002; van Dieën et Heijblom, 1996). Dans les sections à venir, nous allons nous attarder sur la pente FMD/temps comme indicateur de fatigue, puisque c'est celui que nous avons utilisé dans le présent projet.

1.3 Musculature cervicale

1.3.1 Anatomie fonctionnelle

La fonction des muscles de la région cervicale est complexe à étudier (Mayoux-Benhamou et al., 1997). En effet, la région cervicale comprend plus de 20 paires de muscles dont plusieurs sont polyarticulaires (Kamibayashi et Richmond, 1998). L'EMG de surface et l'imagerie médicale (échographie et résonance magnétique) ont offert des méthodes non invasives pour mieux comprendre la fonction des muscles du cou (Finsen, 1999). Les muscles qui ont été les plus étudiés ont été ceux impliqués dans les efforts qui se produisent dans le plan sagittal, c'est-à-dire les muscles de la flexion et de l'extension cervicale. Les principaux fléchisseurs cervicaux sont les muscles sterno-cléido-occipito-mastoïdien (SCOM) (Conley et al., 1995, Kumar et al., 2001b, Falla et al., 2002a), scalènes antérieurs (Falla et al., 2002a), *longus colli* (Conley et al., 1995, Falla et al., 2003a) et *longus capitis* (Conley et al., 1995). Les principaux muscles extenseurs cervicaux sont les muscles *semispinalis capitis et cervicis* (Conley et al., 1995, Takebe et al., 1974, Queisser

et al., 1994, Mayoux-Benhamou et al., 1997), *splenius capitis et cervicis* (Takebe et al., 1974, Schuldt et Harms-Ringdahl, 1988, Conley et al., 1995, Mayoux Benhamou et al., 1995, Kumar et al., 2001b) et les muscles multifides (Conley et al., 1995). Notons que les muscles éleveurs de l'omoplate et les muscles trapèzes supérieurs participent très faiblement à l'extension (Keshner et al., 1989; Schuldt and Harms-Ringdahl, 1988). L'action primaire de ces deux muscles est la stabilisation de l'omoplate lors des mouvements de l'épaule (Kumar et al., 2001b; Mayoux Benhamou et al., 1995; Sommerich et al., 2000).

1.3.2 Composition en fibres

À ce jour, peu d'études ont documenté la composition en fibres des muscles cervicaux selon la méthode histochimique chez des sujets normaux (Kadi et al., 1998, Larsson et al., 2001, Lindman et al. 1990, Lindman et al., 1991). La totalité de ces études a porté sur le trapèze supérieur, le muscle le plus superficiel du cou. Ce dernier est composé en majorité de fibres oxydatives lentes (type I) avec des proportions allant de 56 à 65%. Les fibres oxydatives rapides (type IIa) seraient présentes dans des proportions variant de 0 à 40%, alors que les fibres glycolytiques rapides (type IIb) le seraient dans des proportions allant de 0 à 20% (Larsson et al., 2001, Lindman et al., 1991, Kadi et al., 1998). Les données sur la composition en fibres musculaires pour les autres muscles du cou proviennent de biopsies effectuées auprès de patients subissant une chirurgie au cou (durée des symptômes moins de 27 mois) et permettent dans une certaine limite de connaître indirectement la composition chez les sujets normaux (Uhlrig et al., 1995). Ainsi, le muscle *splenius capitis*, l'un des principaux extenseurs du cou, aurait une composition semblable à celle du trapèze supérieur. Il serait en effet constitué majoritairement de fibres de type I (68%), alors que les fibres de types IIa et IIb représenteraient respectivement 18% et 14 % du muscle (Uhlrig et al., 1995). Quant au muscle SCOM, l'un des principaux fléchisseurs du cou, il serait constitué principalement de fibres de type II. En effet, les fibres de type I seraient présentes à seulement 38% alors que les fibres de type IIa et IIb occuperaient

respectivement 37% et 23% du muscle (Uhlrig et al., 1995). Notons qu'en général, à la région cervicale, les fibres rapides (type IIa et IIb) ont un plus gros diamètre que les fibres lentes (type I) (Kadi et al., 1998).

1.3.3 Fatigue musculaire

L'EMG de surface a été grandement utilisée pour caractériser la fatigue de la musculature à la région lombaire de sujets sains (Farina et al., 2003; Mannion et al., 1997) et lombalgiques (Da Silva et al., 2005, Roy et al., 1995). Elle a aussi été fréquemment utilisée dans la littérature sur l'ergonomie pour documenter la fatigue du muscle trapèze supérieur chez des travailleurs asymptomatiques et des travailleurs cervicalgiques (Hummel et al., 2005, Madeleine et al., 2002). Dans ces études, le trapèze était étudié à partir de contractions isométriques à l'épaule et non au cou, car il a été démontré que ce muscle ne participe pas de façon importante à l'extension cervicale. Le trapèze supérieur est plutôt activé comme stabilisateur primaire de l'omoplate lors des mouvements de l'épaule (Johnson et al., 1994, Keshner et al., 1989, Kumar et al., 2001b, Mayoux Benhamou et al., 1995, Sommerich et al., 2000). Phillips et Petrofsky (1983) ont démontré que l'EMG de surface permettait de quantifier la fatigue des muscles du cou de façon non-invasive. Malgré cela, très peu d'études ont mesuré jusqu'à présent la fatigue à la région cervicale avec cet outil.

Vu le peu d'études sur la fatigue des muscles cervicaux avec EMG de surface, très peu de données sur la fidélité de cet outil de mesure ont été rapportées à cette région (Strimpakos et al., 2005). Falla et al. (2002a) et Strimpakos et al. (2005) ont rapporté une fidélité intrajuge faible pour les pentes de la fréquence médiane (et moyenne) des muscles SCOM ($0,32 < ICC < 0,34$; où ICC signifie coefficient de corrélation intraclass). En opposition, Thuresson et al. (2005) ont rapporté une fidélité intrajuge acceptable pour les pentes de la fréquence médiane au niveau des SCOM ($ICC > 0,65$). Au niveau du muscle *splenius capitis*, une fidélité intrajuge acceptable ($0,51 < ICC < 0,67$) des pentes de la

fréquence médiane fut documentée (Strimpakos et al., 2005, Thuresson et al., 2005). Les études de fidélité à la région lombaire présentent des inconsistances semblables à celles à la région cervicale (Farina et al., 2003). De plus, les études à la région lombaire et cervicale s'entendent sur le fait qu'à des niveaux de force élevés, la fidélité des pentes FMD/temps est meilleure qu'à des bas niveaux de force (Nargol et al., 1999, Thuresson et al., 2005). Afin de compenser pour l'épaisseur variable du tissu sous-cutané entre les différents sujets, certains auteurs normalisent les pentes FMD/temps par la FMD initiale (fréquence médiane au repos). Cette procédure a cependant tendance à diminuer la fidélité (Lariviere et al., 2002). Thuresson et al. (2005) suggèrent d'utiliser des durées de contraction de plus de 15 secondes afin d'augmenter la fidélité de la pente FMD/temps, du moins pour les muscles cervicaux. Enfin, si l'étude ne s'intéresse pas aux différences de latéralité, plusieurs auteurs recommandent de faire la moyenne des muscles homologues (de part et d'autre de la colonne) pour augmenter la fidélité (Koumantakis et al., 2001, Lariviere et al., 2002, Strimpakos et al., 2005).

Il est intéressant de noter que l'EMG de surface est assez sensible pour détecter les changements au niveau de la fatigue des muscles cervicaux qui surviennent suite à un entraînement en endurance. En effet, suite à un programme d'entraînement des muscles SCOM sur 8 semaines, Portero et al. (2001) ont noté une diminution significative de la pente de la fréquence moyenne (en valeur absolue) des muscles SCOM chez un groupe de sujets sains. Aussi, suite à un programme d'entraînement sur 6 semaines des muscles SCOM, Falla et al. (2006), ont noté une diminution significative de la pente de la fréquence moyenne des muscles SCOM pour un groupe de sujets cervicalgiques.

1.3.3.1 Fatigue musculaire chez les individus avec une cervicalgie chronique

Il n'y a que très peu d'études qui ont comparé la fatigue musculaire des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux entre des sujets sains et des sujets cervicalgiques. Falla et al. (2003b) ont comparé la pente de la fréquence moyenne des fléchisseurs cervicaux entre des

femmes ayant une cervicalgie chronique et un groupe contrôle (N = 10 dans chaque groupe). Leurs enregistrements EMG ont été effectués sur les muscles SCOM lors de contractions isométriques soutenues à des niveaux de force bas et modérés (20 secondes à 25%CMV et 15 secondes à 50%CMV). Pour les deux niveaux de force, les sujets cervicalgiques ont présenté des pentes plus abruptes, donc plus de fatigue que les sujets sains. Contrairement à Falla et al. (2003b), Gogia et Sabbahi (1994) n'ont pas décelé de différence de fatigue entre un groupe de sujets avec de l'arthrose cervicale et un groupe contrôle (N=25 dans chaque groupe) au niveau des muscles SCOM lors de contractions isométriques soutenues à bas niveaux de force (10 secondes à 20%CMV). Par contre, à des niveaux de force modérés et hauts (10 secondes à 50%CMV et 5 secondes à 80%CMV), Gogia et Sabbahi (1994) ont mesuré des pentes FMD/temps plus abruptes (plus de fatigue) aux muscles SCOM chez le groupe arthrosique. À l'opposition de Falla et al. (2003) ainsi que de Gogia et Sabbahi (1994), Ang et al. (2005) ont observé dans une population d'hommes pilotes d'hélicoptères lors de contractions isométriques soutenues à des niveaux de force modérés (40 secondes à près de 50%CMV), des pentes FMD/temps des muscle SCOM plus abruptes chez les sujets sains que chez sujets cervicalgiques (N = 15 dans chaque groupe). On constate ainsi que les résultats des études sur la fatigue musculaire des fléchisseurs cervicaux se contredisent.

Gogia et Sabbahi (1994) ont évalué la fatigue des extenseurs cervicaux chez des sujets cervicalgiques avec des électrodes de surface placées à 2 cm en latéral des processus épineux entre les vertèbres C3 et C6 lors de contractions isométriques soutenues en extension du cou. Ils ont trouvé des pentes FMD/temps plus abruptes (plus de fatigue) chez les sujets cervicalgiques par rapport aux sujets sains uniquement à de hauts niveaux de force (80%CMV soutenu 5 secondes). À de bas (20% CMV) et modérés niveaux de force (50%CMV), ils ont observé une fatigue musculaire semblable entre les sujets sains et cervicalgiques. Ang et al. (2005) ont comparé lors d'extensions isométriques cervicales à des niveaux de force modérés (environ 50%CMV pendant 40 secondes) la fatigue du muscle *splenius capitis* entre des pilotes avec et sans cervicalgie. Tout comme Gogia et al.

(1994), ils n'ont trouvé aucune différence de fatigue entre les sujets sains et cervicalgiques à ce niveau. Contrairement à Gogia et al. (1994), Bubolic et al. (2002) ont observé une fatigue des extenseurs cervicaux (muscle *splenius capitis*) similaire entre des femmes asymptomatiques et des femmes avec une cervicalgie chronique (N = 17 dans chaque groupe) lors de contractions isométriques soutenues à de hauts niveaux de force (10 secondes à 80%CMV). Tout comme pour les fléchisseurs cervicaux, les études sur la fatigue des extenseurs cervicaux chez les cervicalgiques présente des résultats divergents.

Certaines différences méthodologiques telles que le niveau de force demandé, la durée de la contraction, le nombre de sujets et les caractéristiques des sujets (sexe, origine de la cervicalgie) rendent complexe la comparaison directe entre ces études et pourraient expliquer partiellement leurs résultats contradictoires. De plus, il y a lieu de se demander si la position d'évaluation du sujet ne serait pas un facteur méthodologique pouvant expliquer les divergences entre ces études (Ang et al., 2005). En effet, deux positions d'évaluation ont été utilisées, soit la position assise (Ang et al., 2005; Bubolic et al., 2002; Gogia et Sabbahi, 1994) et la position couchée sur le dos (Falla et al., 2003b).

1.3.3.2 Influence de la position d'évaluation

Une seule étude a adressé la question à savoir si la position d'évaluation du sujet avait un effet sur l'évaluation de la fatigue des muscles du cou. Gogia and Sabbahi (1991) ont comparé lors de contractions isométriques en extension cervicale à bas, moyens et hauts niveaux de force (20, 50 et 80%CMV) la fatigue des muscles extenseurs du cou entre la position assise et la position couchée sur le ventre. Ils ont obtenu des pentes FMD/temps plus abruptes (plus de fatigue) en position couchée et ce à tous les niveaux de force. Malheureusement, ils n'ont pas utilisé un devis avec mesures répétées pour le facteur position. Ils ont plutôt comparé deux groupes de sujets indépendants, chacun représentant une position. Cela pourrait ainsi avoir introduit une variable confondante dans leurs

résultats. L'effet de la position du sujet sur la fatigue des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux n'a donc jamais été adéquatement documenté.

Dans la littérature sur le dos, deux études ont rapporté la fatigue musculaire des extenseurs du tronc lors de contractions isométriques soutenues dans deux positions d'évaluation différentes (Da Silva et al., 2005, Koumantakis et al., 2001). Ces deux études ont mesuré la fatigue des extenseurs du tronc dans une position couchée sur le ventre et une position debout et n'ont pas observé de différence entre les deux positions. Par contre, dans ces deux études, la force à maintenir en position couchée correspondait au poids du tronc, alors qu'en position debout, il s'agissait d'une proportion fixe de la CMV. Comme le poids du tronc peut représenter entre 40 et 60%CMV dépendamment du sujet (Da Silva et al., 2005), le niveau de force à soutenir n'a possiblement pas été le même entre les deux positions pour certains sujets, introduisant alors une variable confondante dans les résultats.

Il serait important que l'influence de la position d'évaluation sur la fatigue musculaire des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux soit étudiée (Falla et al., 2002a). Cela permettrait d'interpréter adéquatement la littérature sur la fatigue des muscles cervicaux chez les sujets cervicalgiques. Comme les études sur la fatigue des muscles cervicaux chez les cervicalgiques utilisent différents niveaux de force, cela devrait être fait à plus d'un niveau de force. De plus, un devis avec mesures répétées pour le facteur position, qui contrôle entre autre pour le niveau de force entre les positions devrait être utilisé.

Plusieurs auteurs s'entendent pour dire qu'un patient ne peut pas produire sa vraie CMV à cause de la douleur ou de la peur de se blesser (Lariviere et al., 2002, Ang et al., 2005). Cela pourrait d'ailleurs expliquer en partie la contradiction entre les études de fatigue des muscles du cou chez les cervicalgiques où l'on demande de soutenir une contraction à un niveau de force basé sur la CMV (ex. : 25%CMV, 75%CMV). En effet, si un patient, par peur de se blesser, ne produit pas sa vraie CMV lorsque demandé, il se trouvera à soutenir un effort moindre que prévu lors des contractions isométriques de

fatigue et ainsi présentera des indicateurs EMG de fatigue moindres qu'en réalité. Pour palier à ce problème, il a été suggéré de faire maintenir une contraction d'intensité identique (intensité absolue) pour tous les sujets. Par exemple, dans leur étude, Ang et al. (2005) ont fait soutenir 16 Nm en flexion du cou et 28 Nm en extension à tous leurs sujets. Dans cet exemple, l'intensité absolue fut déterminée à partir de valeurs normatives de la force maximale des muscles cervicaux obtenues à partir de la moyenne des scores d'un échantillon différent. L'utilisation de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge pourrait manquer de précision pour prédire la force d'un sujet et risquerait de faire en sorte que le niveau de force imposé soit trop grand pour les capacités du sujet, voir impossible à soutenir, ou qu'il soit trop faible pour créer de la fatigue. Si l'on pouvait prédire avec assez de précision la force maximale des muscles du cou, il serait alors possible de ne pas demander aux sujets cervicalgiques de produire leur CMV lors de l'évaluation de la fatigue des muscles cervicaux, tout en leur imposant un niveau de force adéquat à soutenir. Cela aurait pour avantages de limiter les risques de blessure et de démotivation chez ces derniers et possiblement d'améliorer l'estimation de leur vraie fatigue musculaire.

1.3.4 Force maximale

La force maximale d'un muscle correspond à la tension qu'il peut générer lors d'une CMV isométrique. La force s'exprime selon l'unité avec laquelle la tension a été mesurée. Ainsi, si la tension a été mesurée en termes de *moment de force*, la force est rapportée en newton-mètre (Nm). Si elle a été mesurée en termes de *force*, elle est alors rapportée en newton (N). Plusieurs études dynamométriques ont documenté les valeurs normatives de la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux en fonction de l'âge et du sexe du sujet (Chiu et al., 2002, Garces et al., 2002, Kumar et al., 2001a, Peolsson et al., 2001, Staudte et Duhr, 1994). Il a été démontré autant chez les hommes que chez les femmes, que la force diminuait avec l'âge à partir de soixante ans (Chiu et al., 2002, Garces et al., 2002, Jordan et al., 1999, Staudte et Duhr, 1994). En général, les femmes génèrent en flexion et en extension cervicale de 20 à 70% moins de force que les hommes (Chiu et al., 2002,

Garces et al., 2002, Kumar et al., 2001a, Peolsson et al., 2001, Valkeinen et al., 2002). Notons que cette différence demeure significative même après normalisation par rapport à la masse du corps (Peolsson et al., 2001). Chez les hommes comme chez les femmes, les extenseurs cervicaux développent plus de tension que les fléchisseurs avec un ratio extenseurs sur fléchisseurs variant entre 1.4 et 2.0 (Garces et al., 2002, Kumar et al., 2001a, Peolsson et al., 2001, Valkeinen et al., 2002, Suryanarayana and Kumar, 2005).

La mesure de la force des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux réalisée à l'aide d'un appareil dynamométrique présente une bonne fidélité inter et intrajuge ($0,83 < ICC < 0,97$) (Peolsson et al., 2001, Strimpakos et al., 2004). Cependant, malgré une bonne fidélité de la mesure, les valeurs normatives de la force maximale au cou varient grandement d'une étude à l'autre (Chiu et al., 2002, Conley et al., 1995, Suryanarayana and Kumar, 2005). Cela s'expliquerait par le type de dynamomètre utilisé (manuel ou mécanique), la position d'évaluation (assise, couchée ou debout), l'effet d'entraînement des sujets et les différences ethniques des échantillons (Chiu et al., 2002, Garces et al., 2002, Suryanarayana and Kumar, 2005). En plus de cette variabilité interétude, l'utilisation de valeurs normatives pour prédire la force d'un sujet demeure questionnable vu les variations interindividuelles en termes de capacités musculaires (Hummel et al., 2005). S'il existait une forte association entre les caractéristiques anthropométriques d'un individu et sa force maximale au cou, il serait peut-être possible de développer un modèle pour prédire la force maximale cervicale d'un sujet avec plus de précision qu'à partir de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge.

1.3.4.1 Relation entre la force et les caractéristiques physiques

Tout d'abord, la littérature démontre des différences entre les hommes et les femmes quant à la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force maximale des muscles cervicaux (Garces et al., 2002; Rezasoltani et al., 1998, Valkeinen et al., 2002). Comme notre étude se concentre sur des sujets féminins, nous allons relever les

résultats de la littérature pour les femmes seulement. Garces et al. (2002) and Staudte and Duhr (1994) ont trouvé des corrélations modérées de la taille et de la masse du sujet avec la force maximale des extenseurs et des fléchisseurs cervicaux ($r > 0,42$). Par contre, d'autres études comportant des échantillons semblables ont obtenu des corrélations faibles entre ces mêmes variables ($-0.18 < r < 0.33$; Chiu et al., 2002; Jordan et al., 1999; Kumar et al., 2001a; Peolsson et al., 2001; Suryanarayana and Kumar, 2005; Valkeinen et al., 2002). Staudte and Duhr (1994) et Valkeinen et al. (2002) sont les seuls à avoir inclus d'autres caractéristiques anthropométriques, telles que la masse de la tête, la circonférence et la longueur du cou dans leurs modèles. Il n'y a que la relation entre la circonférence du cou et la force des fléchisseurs qui s'avéra significative ($r = 0.60$) (Valkeinen et al., 2002). Il apparaît donc que la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force au cou ne soit pas conforme à un patron défini vu la variabilité des résultats (Suryanarayana and Kumar, 2005).

Cette variabilité pourrait s'expliquer par le type de mesure utilisé pour quantifier la force musculaire (*force ou moment de force*). En mesurant la force musculaire en termes de *force* et non en termes de *moment de force*, on omet de contrôler pour la différence intersujet du bras de levier externe au cou. Or, une telle omission pourrait fausser la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force maximale du cou. Cependant, parmi le peu d'études ayant mesuré la force musculaire au cou de façon adéquate, c'est-à-dire en termes de moment de force, les résultats sur la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force au cou se contredisent malgré tout. Cela pourrait être dû au fait que certains ont utilisé un dynamomètre manuel et non pas un dynamomètre mécanique. En effet, il a été démontré que l'utilisation d'un dynamomètre mécanique est préférable à celle d'un dynamomètre manuel, puisque les mesures ne sont pas influencées par la force de l'évaluateur (Wikholm and Bohannon, 1991). Ainsi, l'utilisation d'un dynamomètre manuel pourrait fausser la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force au cou dépendamment de l'évaluateur.

À ce jour, nous n'avons pas recensé d'étude ayant déterminé la relation entre la force maximale des muscles du cou et la masse de la tête, la circonférence et la longueur du cou, où la force est mesurée en moment de force tout en utilisant un dynamomètre mécanique. Si une relation modérée à importante existait entre ces variables, un modèle de prédiction de la force pourrait possiblement être développé. Il serait alors intéressant de comparer l'erreur de prédiction de la force maximale des muscles cervicaux entre une estimation basée sur les caractéristiques anthropométriques du sujet et une estimation basée sur des valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge.

1.4 Effort perçu

Lors d'une contraction isométrique soutenue à une intensité sous-maximale donnée, il n'y a pas que les muscles à l'articulation concernée qui sont impliqués dans le maintien de la contraction. En fait, une telle tâche de fatigue implique aussi d'autres groupes musculaires (par irradiation, stabilisation et/ou compensation), de même que d'autres systèmes, tels que les systèmes cardiovasculaire, respiratoire et nerveux (Borg, 1990). Ainsi, lors d'une contraction isométrique soutenue, le système nerveux central du sujet reçoit une grande quantité d'informations afférentes provenant de tous ces systèmes. Il intègre alors ces dernières pour en générer une perception d'effort. Ainsi, l'effort perçu permet de mesurer indirectement les phénomènes physiologiques complexes qui se produisent dans les différents systèmes du corps durant une épreuve de fatigue (Borg, 1990).

L'échelle de Borg CR-10 a été développée pour mesurer l'effort perçu lors d'une activité (Borg, 1990). Il s'agit d'une échelle ordinale à 11 catégories. Chaque catégorie est définie par une expression écrite décrivant l'effort perçu et est associée à une cote allant de 0 à 10. Par exemple, la catégorie la plus basse correspond à l'expression « rien du tout » et est associée à la cote 0, tandis que la catégorie la plus élevée correspond à l'expression « maximum » et est associée à la cote 10. En général, lors de l'utilisation de l'échelle, le

sujet reçoit les consignes d'identifier d'abord l'expression écrite qui représente l'effort perçu, puis de donner la cote associée. L'auteur recommande, lors de l'analyse des données de considérer l'outil comme une échelle ratio, tout comme les échelles visuelles analogiques de douleur (Borg, 1982). La fidélité de l'utilisation de l'échelle de Borg CR-10 pour des contractions isométriques au cou a été documentée chez des sujets sains seulement. Thuresson et al. (2005) et Strimpakos et al. (2005) ont obtenu une bonne fidélité intrajuge lors de flexions isométriques du cou ($0,72 < ICC < 0,91$). Lors d'extensions isométriques du cou, ils ont obtenu une fidélité intrajuge allant d'acceptable à bonne ($0,45 < ICC < 0,83$).

Dans la littérature sur l'évaluation de la fatigue musculaire, plusieurs études portant sur la région lombaire et le muscle trapèze supérieur ont utilisé conjointement l'EMG de surface et l'échelle de Borg CR-10 (Dedering et al., 1999, Kankaanpää et al., 1997, Hummel et al., 2005, Elfving et al., 2000). Il est démontré que chez un individu, pendant une contraction isométrique soutenue, l'effort perçu augmente proportionnellement avec les changements du spectre de puissance du signal EMG du muscle sollicité. En effet, Hummel et al. (2005) ont trouvé dans un groupe de sujets sains une corrélation élevée ($0,7 < r < 0,9$) entre la pente de la fréquence moyenne/temps du trapèze supérieur et le taux d'augmentation de l'effort perçu dans le temps au cou lors de l'abduction isométrique soutenue de l'épaule. De plus, Kankaanpää et al. (1997) ont trouvé des corrélations modérées à élevées ($0,42 < r < 0,86$) entre la pente FMD/temps des extenseurs lombaires et le taux d'augmentation de l'effort perçu dans le temps lors d'extensions lombaires isométriques soutenues. Par contre, cette relation entre les changements myoélectriques et ceux de l'effort perçu n'est pas valide à des efforts très intenses pour lesquels l'échelle de Borg présente un effet plafond (Dedering et al., 1999, Thuresson et al., 2005).

Comme les changements de la fréquence médiane du signal EMG ne reflètent qu'une partie des phénomènes physiologiques qui se produisent durant la fatigue musculaire, il serait intéressant de mesurer l'effort perçu dans le présent projet. Cela

permettrait d'obtenir de l'information complémentaire sur les autres systèmes et processus physiologiques impliqués lors de la fatigue.

Chapitre 2 Objectifs

Objectif de la phase I : Étudier l'influence de la position d'évaluation du sujet sur la fatigue des muscles fléchisseurs et extenseurs cervicaux chez des sujets sains.

Sous-objectif:

Comparer entre une position assise et une position couchée sur le dos les pentes FMD/temps des muscles SCOM, *splénius capitis* et trapèze supérieur lors de contractions isométriques soutenues en flexion et en extension cervicale à de bas et hauts niveaux de force (25 et 75%CMV). De plus, l'effort perçu sur l'échelle de Borg CR-10 sera mesuré lors de ces contractions pour être comparé entre la position assise et couchée sur le dos.

Objectif de la phase II: Développer chez des sujets sains un modèle de prédiction de la force maximale des muscles fléchisseurs et extenseurs cervicaux à partir de caractéristiques anthropométriques.

Sous-objectifs :

a) Élaborer un modèle de régression linéaire multiple prédisant la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux à partir des caractéristiques anthropométriques suivantes : masse corporelle, taille corporelle, masse de la tête, circonférence et longueur du cou.

b) Comparer l'erreur faite en prédisant la force maximale au cou avec un modèle basé sur les caractéristiques anthropométriques par rapport à celle faite en utilisant des valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge du sujet.

Ce projet de recherche, composé d'études de type méthodologique, viendra donc contribuer à la littérature portant sur l'évaluation de la force et de la fatigue des muscles du cou. De telles données pourraient contribuer à l'établissement d'un protocole d'évaluation valide, utilisable en clinique.

Chapitre 3 Méthodologie

3.1 Phase I Comparaison de la fatigue des muscles cervicaux en position assise et couchée

3.1.1 Devis

Étude transversale descriptive

3.1.2 Sujets

Des annonces ont été affichées dans les établissements de réadaptation du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR) et dans ceux du campus de l'Université de Montréal afin de recruter des femmes de 20 à 50 ans exemptes de cervicalgie. Aucun homme ne fut recruté afin d'éviter d'introduire une variable confondante liée au genre du sujet. Les critères d'exclusion étaient la présence de douleur au niveau du cou, des épaules ou du dos dans la dernière année; un antécédent de chirurgie au cou; la présence d'affectations rhumatologiques ou neurologiques; le fait d'être enceinte et le fait d'avoir entraîné la musculature du cou dans les six derniers mois. Vingt-cinq femmes ont donné leur consentement éclairé (voir annexe 1) pour participer à ce projet de recherche. Le projet avait préalablement reçu l'approbation du comité d'éthique du CRIR (voir annexe 2).

3.1.3 Appareillage et positionnement

3.1.3.1 Position assise

Le sujet devait s'asseoir dans un appareil dynamométrique (Hanoun Medical Inc, ONT, Canada) conçu et manufacturé pour l'évaluation de la musculature du cou en position assise. Le sujet était placé avec la tête en position neutre (la base du nez en ligne horizontale avec le conduit auditif externe), les bras croisés sur le thorax et les pieds

appuyés sur l'appui-pied. Afin de limiter les compensations possibles, le tronc était stabilisé à l'aide de deux courroies croisées au niveau du sternum. Un appui-tête placé sur la marge supérieure de l'arcade sourcilière permettait de stabiliser la tête en antérieur et de procurer une résistance lors des contractions en flexion du cou. Un appui-tête placé au dessus de la protubérance occipitale permettait quant à lui de stabiliser la tête en postérieur et de procurer une résistance lors des contractions en extension du cou. Le siège de l'appareil était ajustable en hauteur, permettant donc un positionnement similaire pour tous les sujets. La figure 1 (page 29) démontre le dynamomètre Hanoun et le positionnement du sujet pendant les contractions en position assise. L'appareil Hanoun mesurait la force produite par les sujets en newton (N) et celle-ci était enregistrée sur un ordinateur à une fréquence d'échantillonnage de 4096 Hz.



Figure 1 : Appareillage et positionnement du sujet lors des mesures en position assise

3.1.3.2 Position couchée sur le dos

Pour la position couchée sur le dos, un appareil dynamométrique a été fabriqué. Cet appareil consistait en une table de traitement à laquelle une cellule de force avait été ajoutée sous l'extrémité de l'appui-tête. L'appui-tête était relié à la table par une penture correspondant à l'axe de mouvement lors des contractions. La cellule de force (Model UTC2, Gould Inc., Measurement Systems Div, CA, USA) détectait les changements de

force en compression et en tension. Le sujet était placé en position couchée sur le dos avec l'espace interépineux des vertèbres C7 et D1 placé vis-à-vis l'axe de mouvement (Kumar et al., 2001b, Thuresson et al., 2005). Tout comme pour la position assise, la tête était placée en position neutre, les bras étaient croisés sur le thorax et les hanches et les genoux étaient pliés de sorte que les pieds étaient appuyés sur la table. Afin de limiter les compensations possibles, le tronc était stabilisé à l'aide de deux courroies croisées au niveau du sternum. Pour prévenir le glissement des pieds sur la table, une ceinture était serrée confortablement sur le dessus des pieds. Une courroie tendue sur la marge supérieur de l'arcade sourcilière permettait de stabiliser la tête en antérieur et d'offrir une résistance lors des contractions en flexion du cou. L'appui-tête de l'appareil dynamométrique permettait de stabiliser la tête en postérieur et d'offrir une résistance lors des contractions en extension du cou. La figure 2 (page 31) démontre le dynamomètre fabriqué ainsi que le positionnement du sujet pendant les contractions en position couchée sur le dos. Contrairement à l'appareil Hanoun utilisé en position assise, ce dynamomètre mesurait la force produite par les sujets en termes de moment de force, c'est-à-dire en newton-mètre (Nm), par rapport à l'axe de mouvement situé entre l'appui-tête et la table (C7-D1). Les données étaient enregistrées à une fréquence d'échantillonnage de 4096 Hz sur un ordinateur. Le programme d'acquisition permettait de soustraire le moment de force exercé par la masse de la tête lors des contractions en extension et de l'additionner, lors des contractions en flexion.



Figure 2 : Appareillage et positionnement du sujet lors des mesures en position couchée sur le dos

Plus tard dans les analyses, afin de comparer la force maximale des sujets entre les deux positions, il a fallu utiliser une seule et même unité de mesure. Pour des raisons pratiques, nous avons préféré les newtons aux newtons-mètres. Notons que comme les sujets étaient les mêmes dans les deux positions et que les points d'appui pour les contractions étaient placés aux mêmes endroits dans les deux positions, la comparaison des forces maximales entre les deux positions en termes de *force* (N) et non en termes de moment de force (Nm) ne présentera pas les sources d'invalidité discutées au chapitre 1. Pour convertir les valeurs obtenues en position couchée (Nm), en unités de mesure identiques à celles obtenues en position assise (N), nous les avons divisées par le bras de levier externe correspondant. Le bras de levier externe du sujet en flexion correspondait à la distance entre la marge supérieure de l'arcade sourcilière et l'axe de mouvement, mesurée avec une équerre. Pour déterminer les bras de levier externe en extension, une feuille de papier était placée sur l'appui-tête avant que les sujets ne se couchent. Suite aux

contractions, une marque évidente était laissée dans la feuille de papier par le point d'appui de la tête lors des contractions en extensions. Le bras de levier externe en extension correspondait alors à la distance entre cette marque et l'axe de mouvement, mesurée avec une règle. La figure 3 (page 32) illustre les bras de levier externe en flexion et en extension.

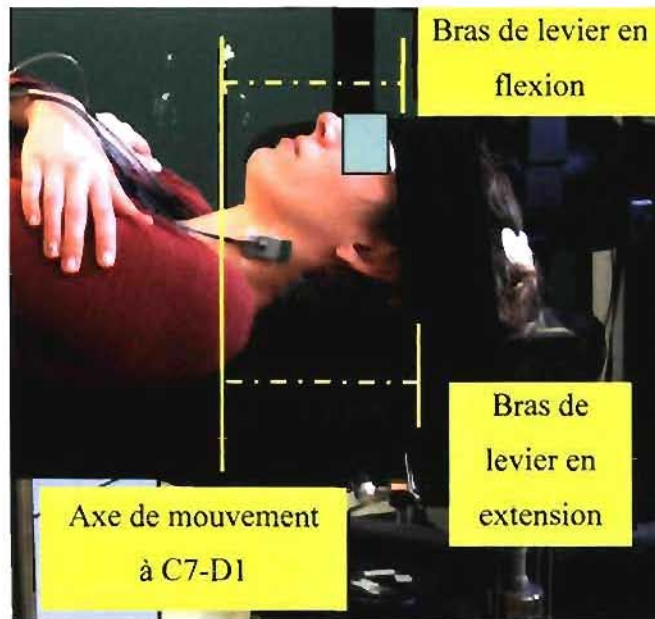


Figure 3 : Bras de levier externe du sujet en position couchée sur le dos

3.1.4 Mesures anthropométriques

L'évaluateur identifiait d'abord l'espace entre les apophyses épineuses des vertèbres C7 et D1 alors que le sujet était assis sur une chaise avec la tête en position neutre. L'évaluateur mesurait ensuite la longueur du cou en prenant la distance entre la protubérance occipitale et l'espace interépineux C7/D1 avec un ruban à mesurer. La circonférence du cou au dessus des clavicules (Staudte et Duhr, 1994) était alors mesurée avec un ruban à mesurer. Puis la taille du sujet était mesurée avec le sujet debout contre un mur, auquel un ruban à mesurer avait été collé. Après, la masse corporelle du sujet était enregistrée à l'aide d'une balance électronique. Enfin, le moment de force exercé par la

masse de la tête du sujet était déterminé alors que le sujet était au repos, positionné sur l'appareil dynamométrique en position couchée. Une seule mesure a été prise pour chaque variable.

3.1.5 Force maximale

Pour chaque direction (flexion/extension du cou) le sujet devait produire une CMV isométrique lors de deux essais de cinq secondes, séparés par deux minutes de repos. La force maximale était déterminée en calculant la moyenne de la valeur la plus élevée enregistrée lors des deux essais. Les sujets étaient informés de ne pas décoller les fesses, ni de bouger la tête lors des contractions. Des encouragements verbaux standardisés étaient donnés, mais aucune rétroaction sur la performance ne l'était. Lorsque la force maximale dans une direction était déterminée, les épreuves de fatigue dans cette direction étaient ensuite exécutées, avant que la force maximale dans l'autre direction ne soit déterminée. L'ordre de présentation des directions était aléatoire entre les sujets et demeurait le même pour les deux positions. Une contraction sous-maximale était toujours effectuée avant les CMV dans une direction afin de familiariser le sujet avec la tâche et de prévenir les blessures.

3.1.6 Épreuves de fatigue

Lorsque la force maximale était déterminée dans une direction (flexion/extension du cou) et suivant un repos de deux minutes, deux contractions isométriques soutenues dans cette même direction étaient demandées. Le sujet devait alors soutenir une contraction isométrique à 25%CMV pendant 20 secondes et une autre à 75%CMV pendant 10 secondes avec deux minutes de repos entre chaque contraction. L'ordre des contractions était aléatoire et demeurait le même pour l'autre direction ainsi que dans l'autre position d'évaluation. La contraction à soutenir à 75%CMV était de plus courte durée qu'à 25%CMV afin d'éviter que le sujet accumule une trop grande fatigue durant le protocole.

Pendant ces contractions, un écran d'ordinateur montrait une cible correspondant au niveau de force à soutenir et le sujet devait l'atteindre. La cible montait d'abord sur un intervalle de deux secondes jusqu'au niveau demandé, puis s'y stabilisait pour la durée prévue à la contraction. Le critère de rejet d'un essai était de sortir de +/- 5% de la cible pendant plus de 1 seconde. Aucun essai n'a été échoué. Des consignes verbales standardisées étaient données lors des contractions afin que le sujet respecte bien la cible et évite de soulever les fesses ou de bouger la tête. Une contraction sous-maximale en rampe était toujours faite préalablement aux épreuves de fatigue dans une direction donnée afin de familiariser le sujet avec la procédure de rétroaction sur écran. Immédiatement après chaque épreuve de fatigue, le sujet devait indiquer l'effort perçu sur l'échelle de Borg CR-10 (Annexe 3). Il avait pour consigne d'identifier d'abord l'expression écrite qui représentait le niveau d'effort, puis de donner verbalement la cote qui y était associée.

3.1.7 Acquisition du signal EMG

Les électrodes de surface utilisées consistaient en deux barres d'argent placées en parallèle (10mm de long, 1mm de diamètre et 10 mm de séparation) et enregistrant en mode différentiel simple (model DE-2.3 avec bande passante de 20-450 Hz, Delsys Inc., MA, USA). Pour les muscles fléchisseurs du cou, les électrodes ont été placées bilatéralement sur le chef sternal des muscles SCOM, en son point milieu, situé entre son origine (processus mastoïde) et son insertion (fourchette sternale)(Gogia and Sabbahi, 1994). Pour les muscles extenseurs du cou, les électrodes ont été placées bilatéralement sur le muscle splenius capitis, soit sur sa partie accessible en surface, située entre la partie crâniale du trapèze supérieur et du SCOM (Thuresson et al., 2005, Strimpakos et al., 2005). De plus, des électrodes ont été placées bilatéralement sur le muscle trapèze supérieur en son point milieu situé entre l'épineuse de C7 et l'extrémité latérale de l'acromion (Thuresson et al., 2003). Même si ce muscle n'est pas un extenseur primaire du cou, certains auteurs ont tout de même rapporté la fatigue de ce muscle chez des sujets sains durant des extensions isométriques du cou en utilisant l'EMG de surface (Kumar et al., 2001b). L'électrode de

mise à la terre était placée sur le manubrium sternal. Les électrodes étaient placées de sorte que les barres soient perpendiculaires à la direction du muscle lors de la palpation pendant une contraction sous-maximale résistée manuellement. Afin de réduire l'impédance de la peau, celle-ci était rasée et abrasée avec un rasoir jetable, puis nettoyée à l'alcool. Une collerette et deux morceaux de papier collant servaient à fixer solidement chaque électrode sur la peau. Les électrodes n'étaient pas enlevées entre les changements de position afin d'assurer la reproductibilité de leurs localisations.

3.1.8 Traitement du signal EMG

Le signal EMG était préamplifié (gain de 1000, impédance $>10^{15}\Omega$, CMRR: 92 dB), puis filtré (filtre passe-bas Butterworth à 500Hz), digitalisé (convertisseur A/D à 16 bits, model PCI-6034E, National Instruments Corporation, Texas, USA) et enfin enregistré sur un ordinateur à une fréquence d'échantillonnage de 4096Hz. En utilisant le logiciel LabVIEW version 6,1 (National Instruments Corporation, Texas, USA), le contenu spectral du signal EMG a été déterminé en appliquant l'algorithme de Fast Fourier sur des fenêtres de Hanning de 250 ms de durée, chevauchées à 50%. Le logiciel Microsoft Excel 2003 fut ensuite utilisé pour illustrer graphiquement en fonction du temps les estimés obtenus de la FMD (8 estimés par secondes). Une régression linéaire fut ensuite calculée pour obtenir la pente FMD/temps.

3.1.9 Procédures

Le même évaluateur a procédé à toutes les mesures et manipulations afin d'augmenter la fidélité de ces dernières. Les mesures anthropométriques étaient d'abord prises. Puis les électrodes EMG étaient placées alors que le sujet se trouvait dans une position assise standardisée. Toutes les contractions étaient ensuite effectuées dans une des deux positions d'évaluation (assise ou couchée). Suivant une pause de 15 minutes, ces contractions étaient alors répétées dans l'autre position. L'ordre de présentation des

positions était aléatoire pour chaque sujet. En incluant les contractions maximales volontaires et les épreuves de fatigue en flexion et en extension du cou, pour chaque position, le sujet avait un total de 8 contractions à réaliser. Le protocole durait environ 2,5 heures. La collecte s'est déroulée dans les laboratoires du centre de recherche de l'Institut de Réadaptation de Montréal (IRM).

3.1.10 Analyses statistiques

Les analyses ont été faites à l'aide du logiciel SPSS version 14,0 pour Windows (Statistical Products and Service Solutions, Chicago, USA). Des tests de t sur un seul échantillon (One-sample t test) ont été fait sur les moyennes des pentes FMD/temps afin de vérifier si ces dernières différaient ou non de la valeur « 0 ». Des ANOVAs à deux voies pour mesures répétées ont été utilisées pour tester l'effet des facteurs *position* (assise vs couchée) et niveau de force (25%CMV vs 75%CMV) sur les pentes FMD/temps de chaque muscle et sur l'effort perçu dans chaque direction (flexion et extension du cou). Enfin, des tests de t pour données appariées ont servi à comparer la force maximale entre les deux positions pour chaque direction. Le seuil de signification $\alpha = 0.05$ a été utilisé pour toutes les analyses.

3.2 Phase II Prédiction de la force des muscles cervicaux basée sur les caractéristiques anthropométriques

3.2.1 Devis

Étude transversale descriptive

3.2.2 Procédures

Chez les 25 femmes recrutées en phase I, les données anthropométriques et les données de la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux en position couchée ont été conservées pour la présente phase (II). Afin d'augmenter la taille de l'échantillon, 11 nouvelles femmes ont été recrutées. Pour chacune d'entre elles, les mesures anthropométriques décrites en phase I ont été prises selon la même procédure et avec le même évaluateur. Puis, la force maximale en flexion et en extension isométrique du cou a été déterminée en position couchée sur le dos avec la même procédure, le même appareillage et le même évaluateur qu'en phase I. Ainsi, en phase II, onze sujets ont fait un protocole écourté (durée totale d'environ 30 minutes) n'incluant pas de contractions en position assise, d'enregistrements EMG ni d'épreuves de fatigue. Cela a porté notre échantillon final à 36 sujets.

3.2.3 Analyses statistiques

Pour toutes les analyses statistiques, il est important de souligner que les valeurs de forces maximales obtenues avec le dynamomètre en position couchée ont été conservées en newtons-mètres lors de la présente étude. Des corrélations bivariées de Pearson ont été faites pour mesurer l'association de la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux avec les caractéristiques anthropométriques des sujets. Puis, des régressions linéaires multiples *Stepwise* avec la méthode *backward* (probabilité de rejet à 10%) ont été utilisées pour prédire la force des fléchisseurs et des extenseurs du cou à partir des caractéristiques anthropométriques. Seulement les caractéristiques anthropométriques présentant une corrélation significative (test bilatéral au seuil de signification $\alpha = 0.05$: $r > 0.32$) avec la force maximale ont été retenues comme variables indépendantes dans les modèles de régression.

Chapitre 4 Premier article

« The influence of testing position on muscle fatigue of neck flexors and extensors in healthy women »

Ce manuscrit sera soumis à la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Il contient les résultats de l'étude faite dans le cadre de la phase I du présent projet de recherche. J'atteste avoir contribué de façon significative à toutes les étapes de cette étude et de façon essentielle à l'écriture de ce manuscrit. Mes co-auteurs Maude Laliberté B.Sc., PT, Martin Bilodeau, Ph.D., PT, Jean-Pierre Dumas, M.Sc., PT et Bertrand A. Arsenault, Ph.D. ont conjointement collaboré de façon significative à l'élaboration de l'étude, à la collecte et à l'analyse des données ainsi qu'à la révision du contenu scientifique du manuscrit.

4.1 Accord des coauteurs

ACCORD DES COAUTEURS ET PERMISSION DE L'ÉDITEUR

A) Déclaration des coauteurs d'un article

Lorsqu'un étudiant n'est pas le seul auteur d'un article qu'il veut inclure dans son mémoire, il doit obtenir l'accord de tous les coauteurs à cet effet et joindre la déclaration signée à l'article en question. Une déclaration distincte doit accompagner chacun des articles inclus dans le mémoire ou la thèse.

1. Identification de l'étudiant et du programme

LAROCHELLE, Jean-Louis

Maîtrise en Sciences Biomédicales, option réadaptation (2-484-1-0)

2. Description de l'article

Auteurs : Larochelle, J.L., Laliberté, M., Bilodeau, M., Dumas, J.P., Arseneault, A.B.

Titre : « The influence of testing position on muscle fatigue of neck flexors and extensors in healthy women »

Revue : «Journal of Electromyography and Kinesiology»

Date de soumission : ce manuscrit sera soumis en septembre 2007

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Jean-Louis Larochelle inclue cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre : L'influence de la position du sujet et du niveau de force sur la fatigue des muscles du cou. J'autorise, par le fait même, l'indexation et la diffusion du mémoire de maîtrise, dans lequel l'article soumis y sera inclus.

[information retirée / information withdrawn]

Coauteur

Signature

Date

14/08/2007

[information retirée / information withdrawn]

Coauteur

Signature

Date

14/08/2007

[information retirée / information withdrawn]

Coauteur

Signature

Date

20/08/2007

[information retirée / information withdrawn]

Coauteur

Signature

Date

14/08/2007

4.2 Page titre

The influence of testing position on muscle fatigue of neck flexors and extensors in healthy women

Jean-Louis Larochelle PT^a, Maude Laliberté PT^a, Martin Bilodeau Ph.D.^b, Jean-Pierre Dumas PT M.Sc.^c, A. Bertrand Arsenault Ph.D.^a

^a School of rehabilitation, Faculty of medicine, University of Montreal and CRIR-Montreal Rehabilitation Institute, 6300 Darlington ave, Montreal (Qc), Canada H3S 2J4.

^b School of Rehabilitation Sciences, Faculty of health sciences, University of Ottawa, and Élisabeth Bruyère Research Institute, Ottawa (Ont), Canada

^c Department of rehabilitation, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Sherbrooke, Sherbrooke (Qc), Canada

4.3 Abstract

Background It has been suggested that increased fatigue of neck muscles could be present in individuals with chronic neck pain. However, studies on the matter present contradicting results and a reason proposed for this is the difference in testing position used. Therefore, this study aimed to compare fatigue of neck muscles between a supine lying and a sitting position.

Methods Twenty-five women without neck pain participated in this study. The median frequency slopes of the sternocleidomastoid, splenius capitis and upper trapezius muscles were obtained during sustained isometric contractions in neck flexion and extension at low (20 s at 25%MVC) and high force levels (10 s at 75%MVC). This was done in supine lying and in sitting. Furthermore, perceived exertion was recorded using the Borg CR-10 scale.

Results In neck extension at 75%MVC, higher muscle fatigue (splenius capitis) and higher perceived exertion were observed in lying compared to sitting. There was no difference in muscle fatigue (sternocleidomastoid) or perceived exertion between positions in neck flexion at 75%MVC. No fatigue occurred at 25%MVC, regardless of the position and the muscle.

Conclusion Testing position should be considered when developing a neck muscle assessment protocol or when comparing studies on muscle fatigue of neck extensors.

Keywords: Neck muscles; Dynamometry; Electromyography; Fatigue; Methods

4.4 Introduction

It has been suggested that increased muscle fatigue could be present in individuals with chronic neck pain (Falla et al., 2002). Yet, there are few published studies that compare neck muscles fatigue between individuals with neck pain and controls. The most studied muscle has been the sternocleidomastoid muscle, a superficial flexor of the neck (Gogia and Sabbahi, 1994, Falla et al., 2003, Ang et al., 2005, Bubolic et al., 2002). The rate of decrease over time of the median frequency of the power spectrum of the EMG signal (MDF slope) has been the most commonly used index to quantify neck muscle fatigue (Bubolic et al., 2002, Gogia and Sabbahi, 1994, Ang et al., 2005). However these studies show contradicting results. For example, at low loads (< 25% of the maximal voluntary contraction (MVC)), studies have shown that individuals with neck pain present either higher (Falla et al., 2003) or similar (Gogia and Sabbahi, 1994) fatigue of the sternocleidomastoid muscles compared to controls. At moderate loads (around 50%MVC), studies have shown that individuals with neck pain present either higher (Gogia and Sabbahi, 1994, Falla et al., 2003), similar (Ang et al., 2005) or lower (Ang et al., 2005) fatigue of the sternocleidomastoid muscles compared to controls. At high loads (>75%MVC), either higher (Gogia and Sabbahi, 1994) or lower (Bubolic et al., 2002) fatigue of the sternocleidomastoid muscles has been found in individuals with neck pain compared to controls. Most of the studies that compared muscle fatigue of neck extensors between individuals with neck pain and controls have focused on the splenius capitis muscle (Bubolic et al., 2002, Ang et al., 2005). However, it is difficult to directly compare the results of these studies because of the different loads used.

Furthermore, two different testing positions, namely sitting (Ang et al., 2005, Gogia and Sabbahi, 1994, Bubolic et al., 2002) and supine lying (Falla et al., 2003) have been used to assess fatigue of neck muscles in individuals with neck pain. Such a variation in testing position could potentially explain the contradicting results between studies (Ang et

al., 2005, Falla et al., 2004, Strimpakos et al. 2005). Gogia and Sabbahi (1991) compared muscle fatigue of the neck extensors between a sitting and a prone lying position during isometric neck extensions at low, moderate and high loads (20%, 50% and 80%MVC). They found steeper MDF slopes, suggesting more fatigue, in the prone lying position at every load. Even though they compared the two testing positions at more than one load, the authors did not use a repeated-measures design for the factor position as they compared two independent samples of subjects, each one representing a position. This might have induced extra variability in their results. To our knowledge, there is no published work investigating the influence of different testing positions on muscle fatigue of neck flexors.

To address the shortfalls introduced above, the aim of the present study was to document the influence of the testing position on muscle fatigue of the neck flexors and extensors in healthy subjects. A repeated-measures design for the factor position was used to compare the MDF slopes of the sternocleidomastoid, splenius capitis and upper trapezius muscles between a sitting and a supine lying position during sustained isometric neck contractions performed at low and high loads (25% and 75%MVC). Furthermore, as perceived exertion gives an indirect measure of the overall physiological processes occurring during an effort (Borg, 1990), the Borg-CR10 scale was used to compare the perceived exertion between both positions.

4.5 Methods

Subjects

Twenty-five healthy women (age 20-50) gave their informed consent and participated in one session of testing. Table 1 presents their anthropometric characteristics. Only women were considered in order to exclude a gender effect. Exclusion criteria were the presence of pain in the neck and/or shoulder and/or back area in the last year; history of neck, shoulder or back surgery; presence of rheumatoid or neurological disorders;

pregnancy and specific neck exercises done in the last six months. The study was approved by the Ethics Committee of the Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR).

Instrumentation and positioning

A commercially available dynamometric device (Hanoun Medical Inc, ONT, Canada) was used for the tests in the sitting position. Subjects were seated upright with the head in a neutral position (base of the nose and tragus of the ear on a horizontal line), arms crossed over the chest and feet supported by a footrest (Fig.1). Two head braces stabilized and provided resistance to the head during the testing. One was positioned on the superior margin of the superciliary arch and the other one cranially on the occipital protuberance. The chest was stabilized by two belts crossing over the sternum. The force produced (N) was recorded on a computer at a sampling frequency of 4096 Hz.

A custom-designed dynamometric device was used for the tests in the lying position. It consisted of a treatment table equipped with a 200 pounds load cell, able to record both compression and tension forces (Model UTC2; Gould Inc., Measurement Systems Div, CA, USA). This load cell was fixed under the headrest of the table and was linked to the rest of the treatment table by a hinge (Fig. 2). Subjects laid supine with the C7-T1 interspinous space aligned with this hinge so that the axis of rotation was at C7-T1 (Thuresson et al., 2005, Kumar et al., 2001). As in the sitting position, subjects were positioned with the head in neutral, arms crossed over the chest, knees bent and feet supported on the table. The chest was stabilized by two belts crossing over the sternum and a belt was tightened over the feet to prevent them from sliding on the table. A non-elastic strap placed over the superior margin of the superciliary arch stabilised the head and offered resistance during neck flexion. The head rest provided posterior stabilization and resistance during neck extension. The acquisition program subtracted the weight of the head in the force recordings in extension and added it in flexion. The output of the dynamometer was the torque (Nm) produced, which was recorded on a computer disk at a

sampling frequency of 4096 Hz. Torque was then converted into force (N) off-line by dividing by the subjects external lever arms (Fig. 3), in order to compare with the results obtained in sitting. Extension and flexion external lever arms were measured as follows: before the subjects laid on the table, a sheet of paper was fixed over the head rest. When the subjects rose up after their trials, there was a clear mark on the paper left by the pressure of the cranium while producing neck extension. Thereby, the lever arm in extension consisted of the distance between the center of this mark and the hinge (motion axis C7-T1), measured with a ruler. For the lever arm in flexion, the distance between the upper margin of the superciliary arch and the hinge (motion axis at C7-T1) was measured with a square ruler.

Force measurements

Maximal force was determined from two trials of 5 sec duration with a 2 min rest between them. Subjects were asked to produce and then hold their MVC while avoiding tilting the head or lifting the buttocks. The highest force values obtained in both trials were averaged. Standardised verbal encouragements were given and no feedback was provided. One sub-maximal contraction was always done prior to the MVCs in each direction to familiarise the subject with the task.

Fatigue tasks

Once maximal force was determined in a direction (neck flexion or neck extension), the fatigue tests in that direction were immediately performed following a 2 min rest. The first direction to begin with was determined randomly to eliminate any carry-over effect. For each direction, two sustained isometric contractions were performed: one of 20 s at a low load (25%MVC) and one of 10 s at a high load (75%MVC). The first load to begin with was selected in a random order and a 2-min rest was given between both contractions. The duration of the contraction at 75%MVC was shorter than the one at 25%MVC in order to prevent fatigue accumulation during the session. A monitor displayed a target at the

desired load which the subject had to match. The target first rose in a ramp-like pattern over 2 s, up to the desired load and then the contraction was maintained. The failing criteria was to go out of the target ($\pm 5\%$) over more than 1 s. Standardised encouragements and verbal feedback were provided to ensure that the subject remained in the target and avoided tilting the head or lifting the buttocks. A 2 s sub-maximal ramp contraction was always performed prior to the fatigue contractions in a given direction to familiarise the subject with the feedback procedure. Once all the contractions were done in a testing position, they were repeated in the second position with the same order, following a 15 minutes rest. The order of the positions was assigned randomly.

Perceived exertion

The Borg CR-10 scale was developed to measure perceived exertion during an effort (Borg, 1990, Borg, 1982). It has an ordinal scale comprising graded written expressions that are associated with a value. The scale ranges from 0 (nothing at all) to 10 (very, very strong). At the end of each fatigue task, the subject rated her perceived exertion by first choosing a written expression and then verbally giving the number associated with it. It has been shown that during a sub-maximal sustained contraction, the rate of increase in perceived exertion is correlated ($-0.90 < r < -0.42$) with the rate of decrease in the frequency content of the myoelectric signal of the activated muscles (Hummel et al., 2005, Kankaanpää et al., 1997).

Surface EMG recording and processing

Surface EMG electrodes (model DE-2.3, Delsys Inc., MA, USA) consisted of two silver bars (10mm apart, 10mm long and 1mm wide, bandwidth of 20-450 Hz) recording the signal in a single differential mode. For the flexor muscles, electrodes were placed bilaterally on the sternal head of the sternocleidomastoid, midway between the lower (sternal notch) and upper insertions (mastoid process) (Gogia and Sabbahi, 1994). For the extensor muscles, electrodes were placed bilaterally on the most superficial part of the

splenius capitis muscles, between the upper parts of the trapezius and sternocleidomastoid muscles (Thuresson et al., 2003, Strimpakos et al., 2005). Furthermore, electrodes were placed bilaterally on the upper trapezius muscles, midway between the acromial process and C7 spinous process (Schuldt and Harms-Ringdahl, 1988, Thuresson et al., 2003). Even though the upper trapezius is not a primary neck extensor muscle, muscle fatigue at this location has been documented during isometric neck extension (Kumar et al., 2001). Electrodes were positioned following palpation during a manually resisted submaximal contraction with the recording bars placed perpendicular to the muscle fibers direction. The ground electrode was placed over the manubrium of the sternum. Preparation of the skin in order to reduce its impedance was accomplished by shaving and abrading it with a disposable razor and then cleaning it with alcohol.

The signal was pre-amplified ($\times 1000$, input impedance $>10^{15}\Omega$, CMMR: 92 dB), then band pass filtered (20-450 Hz Butterworth filters) before being sampled at 4096 Hz by a 16 bits A/D converter (model PCI-6034E, National Instruments Corporation, Texas, USA) for storage on a computer. The spectral content of the myoelectric signal was analysed off-line using 250 ms windows (Hanning window processing) overlapping by half their length, with the Fast Fourier Transform algorithm (the resultant frequency resolution was 4 Hz). Data were collected, stored and processed using the LabVIEW program version 6.1 (National Instruments Corporation, Texas, USA). Using Microsoft Excel 2003, MDF estimates of the EMG power spectrum were plotted against time (8 estimates per second) and a regression line was computed to obtain the MDF slope (Hz/s).

Statistical analyses

Statistical analyses were performed using the SPSS 14.0 package for windows (Statistical Products and Service Solutions, Chicago, USA). One-sample *t* tests were computed for mean MDF slopes to test if it significantly differed from “0”, indicating that fatigue occurred. Two-way ANOVAs with repeated measures were performed on the MDF slopes of each muscle and on perceived exertion in each direction to test for the position

(sitting and lying) and load factors (25%MVC and 75%MVC). Paired t tests were also carried out to compare maximal force between positions for each direction (neck flexion/extension). A level of significance of $P < 0.05$ was used for all the analyses.

4.6 Results

4.6.1 Muscle fatigue

All subjects were able to complete each fatigue test in both positions. Mean values of MDF slopes in each position and for each load are presented in table 2. Based on the one-sample t tests (see table 2), it appears that there was no fatigue for each muscle in both positions during the contractions at 25%MVC (except for left sternocleidomastoid/sitting). At 75%MVC, only the left and right trapezius muscles showed no fatigue during the contractions in both positions (except for right splenius/sitting).

For both left and right sternocleidomastoid muscles, the ANOVAs found no effect of position ($P > .243$). The factor load was significant ($P < .001$) indicating steeper slopes at 75%MVC than at 25%MVC in both positions. No interaction *position x load* was found. For the right splenius, the ANOVA found a significant effect of the position ($P = .021$), of the load ($P < .001$) and of the interaction *position x load* ($P = .021$). This indicates that the difference between the MDF slopes in lying and in sitting (steeper slope in lying) was significantly greater at 75%MVC than at 25%MVC. For the left splenius, the ANOVA found no effect of position ($P > .127$). The factor load was significant ($P < .001$), indicating steeper slopes at 75%MVC than at 25%MVC in both positions. No interaction *position x load* was found. For both left and right trapezius, the ANOVAs found no effect of position ($P > .249$), load ($P > .135$) or interaction *position x load* ($P > .177$).

4.6.2 Perceived exertion

Fig.4 illustrates the mean values of perceived exertion for the fatigue contractions in neck flexion and neck extension. In flexion, the ANOVA disclosed no effect of position ($P = .600$). The factor load was significant ($P < .001$), indicating higher perceived exertion at 75%MVC than at 25%MVC for both positions. No interaction *position x load* was found. In extension, the ANOVA found a significant effect of the position ($P = .034$), the load ($P < .001$) and the interaction *position x load* ($P = .011$). This indicates that while higher exertion was perceived at 75%MVC than at 25%MVC in both positions, the difference in perceived exertion between sitting and lying (higher exertion in lying) was significantly greater at 75%MVC than at 25%MVC.

4.6.3 Force

In neck flexion, the mean value of the maximal force was 85.2 N (SD: 32.5, Min: 33.8, Max: 158.9) in sitting, compared to 96.9 N (SD: 22.3, Min: 64.8, Max: 163.0) in lying. The difference between both positions was significant ($P = .013$). In neck extension, the mean value of the maximal force was 137.0 N (SD: 41.7, Min: 57.7, Max: 222.4) in sitting, compared to 163.5 N (SD: 38.2, Min: 53.1, Max: 217.4) in lying. The difference between both positions was significant ($P < .001$).

4.7 Discussion

Muscle fatigue

In the present study, fatigue of the sternocleidomastoid muscles was the same between sitting and lying at both low and high loads. In the literature on muscle fatigue with individuals with neck pain, at low loads, Falla et al. (2003) observed higher fatigue of the sternocleidomastoid muscles in neck pain subjects compared to controls using the

supine lying position, while Gogia and Sabbahi (1994) observed no difference between the two groups using the sitting position. From the present results, it appears that the position of testing is not likely to be the reason for these opposite results. Other methodological factors should be considered, such as the characteristics of the subjects (ex.: sex, origin of pain and age). In fact, the neck pain group of Gogia and Sabbahi (1994) was composed of both females and males that were 43 years old on average and that had been diagnosed with osteoarthritis of the cervical spine, while patients from Falla et al. (2003) were females, mainly with idiopathic neck pain and of 29 years old on average. These differences may therefore potentially explain their different results.

Fatigue of the right splenius capitis muscle was higher in lying than in sitting at 75%MVC. The steeper MDF slopes measured in the lying position suggest that the right splenius was more activated in that position. For the left splenius, there was also higher fatigue in lying compared to sitting at 75%MVC, but the difference did not reach significance. The present observations are in agreement with previous findings of Gogia and Sabbahi (1991). They measured steeper MDF slopes of the paraspinal neck muscles in a group of subjects positioned in prone lying compared to a group of subjects positioned in sitting. The main difference between a sitting and a lying position, whether the lying position is prone or supine, is the different orientation of gravity relative to the body segments of the subject. For that reason, even though the head, neck, trunk and upper limbs are identically placed in both positions, gravity has different effects on these body segments and on their joints. For example, in supine lying, the head and trunk are supported by the table, while in sitting, the head and trunk are dependent on the subject's muscular activity in order to remain erected. In addition, the compressive forces acting on the vertebral joints are higher in sitting than in lying, thus modifying the demand on the muscles implicated in the approximation of the cervical vertebrae. Hence, differing gravity-oriented positions will induce different mechanical stresses on the body segments and their joints which will result in different muscle activation patterns during sustained isometric contractions. Interestingly, McMulkin et al. (1998) demonstrated that, for equivalent moments at the

torso, different shear and compressive forces on the lumbar vertebrae caused by different loading methods resulted in different activation patterns of the lumbar musculature. We can expect that different gravity-oriented positions will not necessarily have an effect of the same magnitude on both sides of a given muscle during a sustained contraction at a sub-maximal load in the sagittal plane, as we observed for the splenius capitis muscle in the present study.

Interestingly, the influence of the testing position on muscle fatigue was different between the neck flexors and the neck extensors. This could be explained by the different postural functions and/or muscular capacities of these two muscular groups. For example, dynamometric studies have shown that in healthy subjects, neck extensors were almost two times stronger than neck flexors (Peolsson et al., 2001, Valkeinen et al., 2002).

No fatigue occurred in the left or right trapezius muscles, regardless of the position of testing and load. Functional studies suggest that the trapezius muscle is a primary stabilizer of the scapula during shoulder movements and a poor neck extensor (Mayoux-Benhamou and Revel, 1993). Ergonomic studies actually measure muscle fatigue of the upper trapezius during isometric contractions of the shoulder and not of the neck (Larsson et al., 2000, Madeleine et al., 2002). Our results indicate that even at high loads the upper trapezius muscles is poorly activated during neck extension, regardless of the position of testing.

Interestingly, both sternocleidomastoid and splenius capitis muscles which, are respectively primary neck flexor and neck extensor muscles (Kumar et al., 2001), presented no significant fatigue during the low load contractions in both positions (except left sternocleidomastoid/sitting). Crenshaw et al., (1997), required healthy subjects to perform knee isometric extension sustained at 25%MVC until mechanical failure. They measured in the primary active muscles (*vastus lateralis*) values of mean frequency/time slopes of -0.12Hz/s on average. Therefore, at low loads, changes in the frequency content of the EMG signal can be very slow. In the present study, prolonged durations at 25%MVC may have

yielded less MDF slope variability between subjects. Consequently, even though their values would have still been small, the MDF slopes obtained might have been statistically different from “0”. Dederling et al. (2000) actually demonstrated that between-subjects variability of the MDF slope significantly decreased with the increase of the contraction’s duration. Since our experiment required many contractions for each subject, having increased the duration of contraction at low load might have yielded too much fatigue in the overall session.

Perceived exertion

Measurements of perceived exertion followed the same pattern as EMG measurements, since at high loads, an important effect of the testing position was found in neck extension, but not in flexion. Indeed, in neck isometric extension at 75%MVC, higher exertion was perceived in lying compared to sitting. This agrees with our EMG results over the splenius capitis muscles and further supports that different muscular strategies of the neck extensors were used in each position. For contractions in neck extension and flexion at low loads, perceived exertion was the same between the two testing positions. Longer contraction durations might have been needed at low load in order to depict a difference between testing positions, especially in extension. As one would have expected, perceived exertion was systematically higher at high loads than at low loads, confirming the greater efforts required at high loads.

Maximal force

In the present study, greater maximal force was recorded in lying compared to sitting for both neck flexors (14% higher) and neck extensors (19% higher). As suggested above, muscle activation patterns could have differed between both positions, resulting in different strength capacities. Our values of neck extensors and flexors force are similar to those in the literature with similar subjects (Peolsson et al., 2001; Valkeinen et al., 2002). Furthermore, our extensors/flexors force ratio is 1.7 in each position and is agreeing with

literature (1.7 Jordan et al., 1999; 1.79 Kumar et al., 2001; 2.0 Suryanarayana and Kumar, 2005). Even though maximal force was not the same between positions, our comparison of muscle fatigue between positions remains valid since the load to sustain for a given position was calculated from the MVC in that same position. It is important to underline that we carefully instructed, watched and corrected subjects in order to avoid compensations during the contractions. The existence of subtle different muscular compensation strategies between the two positions cannot however be completely eliminated.

4.8 Conclusion

This study is, to our knowledge, the first to investigate the influence of the testing position on the fatigue of neck flexors, more particularly on the sternocleidomastoid muscles, the most investigated ones in the literature on neck muscle fatigue with patients. It is also possibly the first study to investigate the influence of the testing position on the fatigue of neck extensors, using a repeated-measures design. Our results demonstrated that testing position affects muscle fatigue of the splenius capitis muscle and perceived exertion during sustained isometric neck extensions at high loads. Fatigue of the sternocleidomastoid muscles and perceived exertion were not affected by the testing position in sustained isometric neck flexions. Testing position has to be taken into account when investigating fatigue of neck muscles or comparing studies on the matter, especially for neck extensor muscles.

4.9 Acknowledgments

This project was supported by the Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) and by the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR/FRSQ). Jean-Louis Larochelle was supported by a fellowship from the Fonds de Recherche en Santé du Québec (FRSQ) and from the OPPQ. Maude Laliberté was

supported by a fellowship from l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail (IRSST) and from the OPPQ. We thank Michel Goyette and Daniel Marineau for their technical support. We thank Christian Larivière and Sylvie Nadeau for their precious help in the interpretation of the results.

4.10 References

ANG, B., LINDER, J. & HARMS-RINGDAHL, K. (2005) Neck strength and myoelectric fatigue in fighter and helicopter pilots with a history of neck pain. *Aviation Space & Environmental Medicine*, 76, 375-80.

BORG, G. (1990) Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 16, 55-58.

BORG, G. A. (1982) Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*, 14, 377-381.

BUBOLIC, S., ARSENAUËT, B., DUMAS, J. & GAGON, D. (2002) La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des sujets souffrant de cervicalgie chronique. *Mémoire de maîtrise, Université de Montréal, QC, Canada*.

CRENSHAW, A. G., KARLSSON, S., GERDLE, B. & FRIDEN, J. (1997) Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*, 160, 353-61.

DEDERING, A., ROOS AF HJELMSATER, M., ELFVING, B., HARMS-RINGDAHL, K. & NEMETH, G. (2000) Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 151-158.

FALLA, D. (2004) Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain. *Manual Therapy*, 9, 125-33.

FALLA, D., DALL'ALBA, P., RAINOLDI, A., MERLETTI, R. & JULL, G. (2002) Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles - a basis for clinical and research electromyography applications. *Clinical Neurophysiology*, 113, 57-63.

FALLA, D., RAINOLDI, A., MERLETTI, R. & JULL, G. (2003) Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients. *Clinical Neurophysiology*, 114, 488-95.

GOGIA, P. P. & SABBAHI, M. A. (1991) Changes in fatigue characteristics of cervical paraspinal muscles with posture. *Spine*, 16, 1135-40.

GOGIA, P. P. & SABBAHI, M. A. (1994) Electromyographic analysis of neck muscle fatigue in patients with osteoarthritis of the cervical spine. *Spine*, 19, 502-6.

HUMMEL, A., LAUBLI, T., POZZO, M., SCHENK, P., SPILLMANN, S. & KLIPSTEIN, A. (2005) Relationship between perceived exertion and mean power frequency of the EMG signal from the upper trapezius muscle during isometric shoulder elevation. *European Journal of Applied Physiology*, 95, 321-6.

JORDAN, A., MEHLSSEN, J., BULOW, P. M., OSTERGAARD, K. & DANNESKIOLD-SAMSOE, B. (1999) Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine*, 24, 1343-8.

KANKAANPÄÄ, M., TAIMELA, S., WEBBER, C. L., AIRAKSINEN, O. & HÄNNINEN, O. (1997) Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76, 236-242.

KUMAR, S., NARAYAN, Y. & AMELL, T. (2001) Spectral profile of superficial cervical muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 11, 269-80.

LARSSON, B., BJORK, J., ELERT, J. & GERDLE, B. (2000) Mechanical performance and electromyography during repeated maximal isokinetic shoulder forward flexions in female cleaners with and without myalgia of the trapezius muscle and in healthy controls. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 257-67.

MADELEINE, P., FARINA, D., MERLETTI, R. & ARENDT-NIELSEN, L. (2002) Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. *European Journal of Applied Physiology* 87, 327-336.

MAYOUX-BENHAMOU, M. A. & REVEL, M. (1993) Influence of head position on dorsal neck muscle efficiency. *Electromyography & Clinical Neurophysiology*, 33, 161-6.

MCMULKIN, M., WOLDSTAD, J. & HUGHES, R. (1998) Torso loading via a harness method activates trunk muscles less than a hand loading method - Anthropometry for designers. *Journal of Biomechanics*, 31, 391-395.

PEOLSSON, A., OBERG, B. & HEDLUND, R. (2001) Intra- and inter-tester reliability and reference values for isometric neck strength. *Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy*, 6, 15-26.

SCHULDT, K. & HARMS-RINGDAHL, K. (1988) Activity levels during isometric test contractions of neck and shoulder muscles. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 20, 117-27.

STRIMPAKOS, N., GEORGIOS, G., ELENI, K., VASILIOS, K. & JACQUELINE, O. (2005) Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 15, 452-65.

SURYANARAYANA, L. & KUMAR, S. (2005) Quantification of isometric cervical strength at different ranges of flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, 20, 138-44.

THURESSON, M., ANG, B., LINDER, J. & HARMS-RINGDAHL, K. (2003) Neck muscle activity in helicopter pilots: effect of position and helmet-mounted equipment. *Aviation Space & Environmental Medicine*, 74, 527-32.

THURESSON, M., ANG, B., LINDER, J. & HARMS-RINGDAHL, K. (2005) Intra-rater reliability of electromyographic recordings and subjective evaluation of neck muscle fatigue among helicopter pilots. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 15, 323-31.

VALKEINEN, H., YLINEN, J., MALKIA, E., ALEN, M. & HAKKINEN, K. (2002) Maximal force, force/time and activation/coactivation characteristics of the neck muscles in extension and flexion in healthy men and women at different ages. *European Journal of Applied Physiology*, 88, 247-54.

4.11 Figures

4.11.1 Figure 1

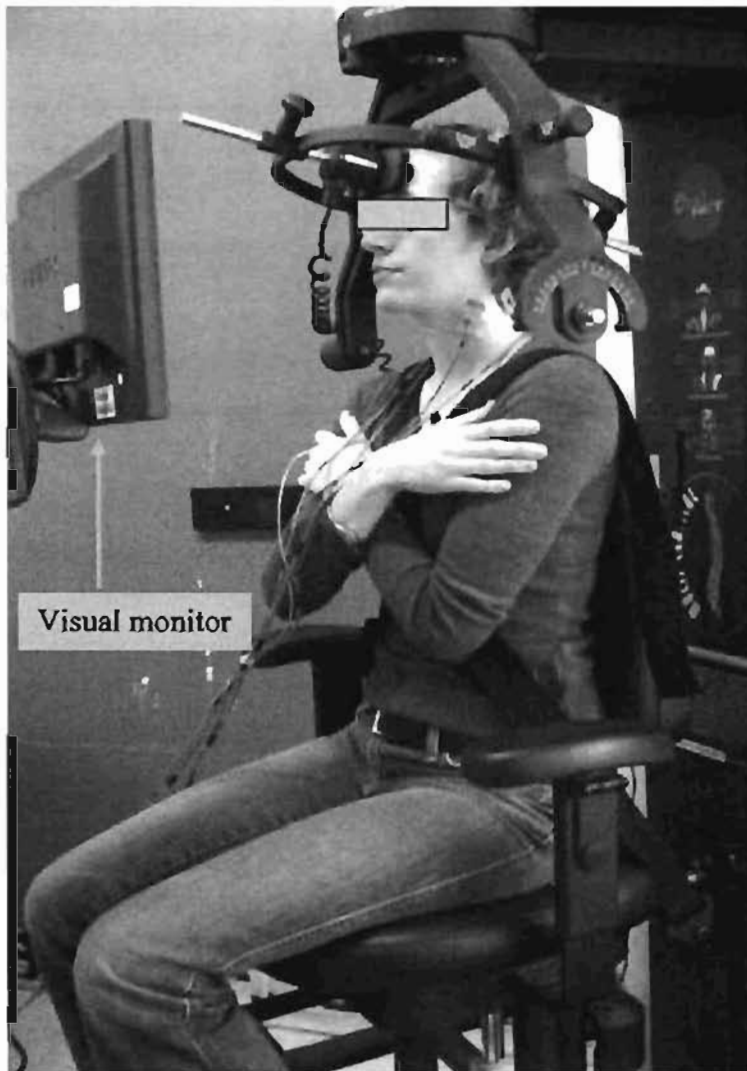


Fig 1. Dynamometric device and position of the subject in sitting.

4.11.2 Figure 2

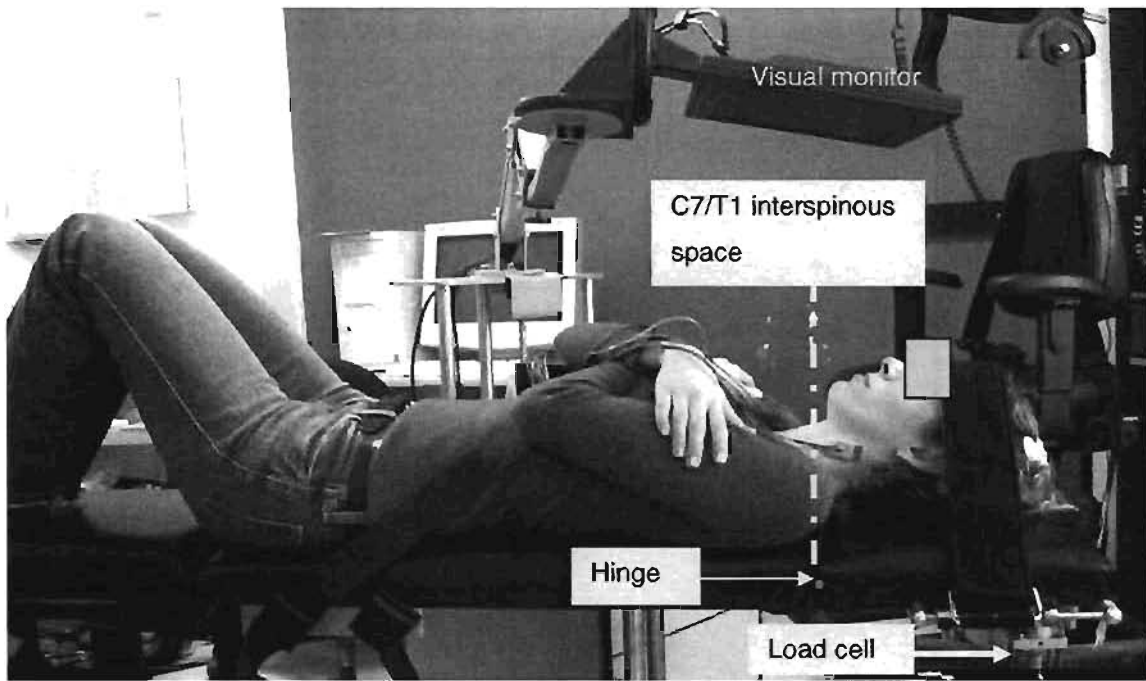


Fig. 2 Dynamometric device and position of the subject in supine lying.

4.11.3 Figure 3

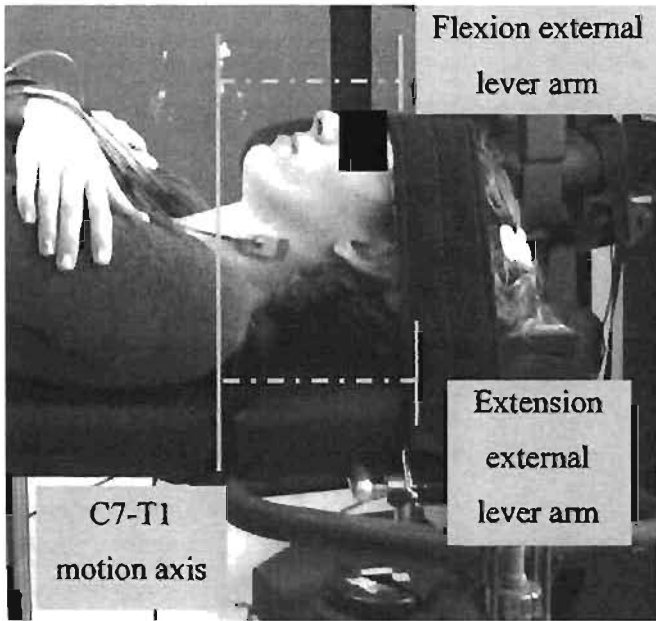


Fig. 3 External lever of arms.

4.11.4 Figure 4

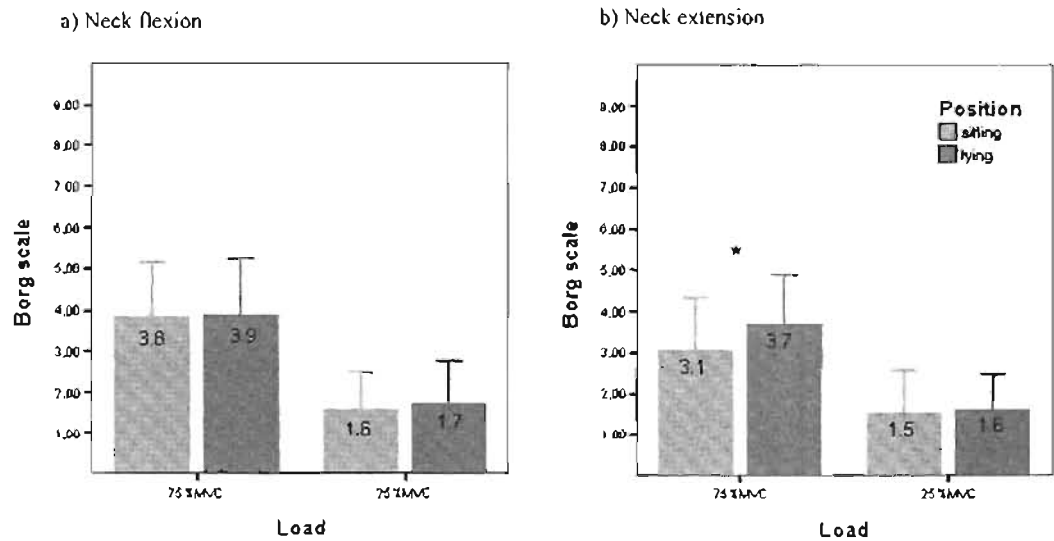


Fig. 4. Mean values of perceived exertion in sitting and lying at low and high loads following a) fatigue tasks in isometric neck flexion and b) fatigue tasks in isometric neck extension. *According to the ANOVA, at 75%MVC, there was a significantly greater difference between the two positions than at 25%MVC.

4.12 Tables

4.12.1 Table 1

Anthropometric characteristics of the subjects (N = 25)

Anthropometric characteristics	Mean	SD	Min.	Max.
Age	31.1	8.3	22	50
Body weight (Kg)	66.0	12.2	51.0	93.1
Body height (m)	1.66	0.06	1.53	1.76
Body mass index (Kg/m ²)	24.0	3.9	18.5	31.1

4.12.2 Table 2

Table 2. Mean values of MDF slopes (SD) in sitting and in lying of each muscle at low and high loads (N = 25). Slopes are in Hz/s.

Muscle	25%MVC		75%MVC	
	Sitting	lying	Sitting	lying
Left sternocleidomastoid	-0.33* (0.36)	0.07 (0.49)	-1.68* (1.58)	-1.56* (0.96)
Right sternocleidomastoid	0.01 (0.43)	0.02 (0.34)	-1.54* (1.18)	-1.62* (1.11)
Left splenius	0.06 (0.39)	0.04 (0.40)	-0.28* (0.63)	-0.55* (0.69)
Right splenius	0.20 (0.50)	0.11 (0.35)	-0.06 (0.70)	-0.66* (0.72)
Left trapezius	0.11 (0.39)	0.12 (0.43)	-0.10 (0.83)	-0.22 (1.06)
Right trapezius	0.05 (0.45)	0.09 (0.51)	0.02 (1.10)	-0.24 (1.03)

* Significantly different from "0" according to the one-sample *t* test ($P < 0.05$).

** Indicates a significant difference between positions.

Chapitre 5 Deuxième article

« The relationship between neck strength and anthropometric measures in healthy women »

Ce manuscrit a été soumis à la revue *Clinical Biomechanics*. Il contient les résultats de l'étude faite dans le cadre de la phase II du présent projet de recherche. J'atteste avoir contribué de façon significative à toutes les étapes de cette étude et de façon essentielle à l'écriture du manuscrit. Mes co-auteurs Maude Laliberté B.Sc., PT, Martin Bilodeau, Ph.D., PT, Jean-Pierre Dumas, M.Sc., PT et Bertrand A. Arsenault, Ph.D. ont conjointement collaboré de façon significative à l'élaboration de l'étude, à la collecte et à l'analyse des données ainsi qu'à la révision du contenu scientifique du manuscrit.

5.2 Title page

The relationship between neck strength and anthropometric measures in healthy women

Jean-Louis Larochelle PT^a, Maude Laliberté PT^a, Martin Bilodeau Ph.D.^b, Jean-Pierre Dumas PT M.Sc.^c, A. Bertrand Arsenault Ph.D.^a

^a School of rehabilitation, Faculty of medicine, University of Montreal and CRIR-Montreal Rehabilitation Institute, 6300 Darlington ave, Montreal (Qc), Canada H3S 2J4.

^b School of Rehabilitation Sciences, Faculty of health sciences, University of Ottawa, and Élisabeth Bruyère Research Institute, Ottawa (Ont), Canada

^c Department of rehabilitation, Faculty of Medicine and Health Sciences, University of Sherbrooke, Sherbrooke (Qc), Canada.

5.3 Abstract

Background. In the assessment of neck muscle fatigue, a relative-load protocol is often used where subjects sustain a contraction at a given percentage of their maximal voluntary contraction (MVC) force. However, in individuals with chronic neck pain, the true MVC may not be produced because of pain/fear. Therefore, fatigue could be underestimated in these subjects. This problem could be avoided if strength could be predicted from an individual's physical characteristics. Our purpose was to assess whether healthy women's neck flexors and extensors strength can be predicted from their physical characteristics.

Methods. Thirty-six females without neck pain participated in the study. Neck girth, neck length, torque due to the mass of the head, body height and body mass were measured. Neck strength in flexion and extension was measured with the subject performing two isometric MVCs in each direction in a supine lying position on a mechanical dynamometric apparatus. Correlations between strength and anthropometric measures and a multiple linear regression model were used to evaluate whether strength could be predicted from anthropometric measurements.

Findings. Most of the physical characteristics had a statistically significant association ($r = .33 - .52$) with strength. The best regression model explained 29% of strength variance in flexion and 35% in extension.

Interpretation. Neck strength cannot be predicted accurately from the selected physical characteristics. Even though pain/fear might prevent an individual with chronic neck pain from producing its true MVC, the estimation of strength based on the anthropometric characteristics alone may not lead to a better estimate from which to base a relative-load fatigue assessment.

Keywords: Neck muscles; Strength; Isometric contraction; Anthropometry; Dynamometry

5.4 Introduction

There is a growing number of studies investigating whether increased neck muscle fatigue is an impairment related to chronic neck pain. When assessing fatigue, a relative-load protocol is often used, where subjects have to sustain a contraction at a given percentage of their maximal voluntary contraction (MVC) force. However, individuals with chronic neck pain may not produce their true MVC force because of pain, fear of pain/injury. This could lead to the underestimation of the fatigability of neck muscles in individuals with neck pain compared with controls, as individuals with neck pain would have to sustain a relatively lower load than controls during their fatigue tasks.

One approach to circumvent this problem is to predict maximal strength from the physical characteristics of an individual. Garces et al. (2002) and Staudte and Duhr (1994) found significant correlations ($r > .42$) between body height, body mass and neck flexors and extensors strength in healthy women. However, other studies with similar samples of women only found weak associations between body mass, body height and neck strength ($-0.18 < r < 0.33$; Chiu et al., 2002; Jordan et al., 1999; Kumar et al., 2001; Peolsson et al., 2001; Suryanarayana and Kumar, 2005; Valkeinen et al., 2002). Only Staudte and Duhr (1994) and Valkeinen et al. (2002) considered other physical characteristics, such as neck length, neck girth and head mass, that may be associated with neck strength. Only a moderate correlation ($r = .60$) between neck girth and cervical flexors strength was found (Valkeinen et al., 2002).

These varying results could be explained by the fact that strength was not measured in terms of torque (Nm) in most studies. Omitting to control for the difference in lever arm between subjects by reporting strength in terms of force (N) might characterize the relationship between physical characteristics and strength in a sub-optimal manner. Although they reported strength in torque, Staudte and Duhr (1994) used a hand-held dynamometer. It is known that a mechanical dynamometric device is preferred to hand-held

dynamometer, since the measure is not influenced by the strength of the evaluator (Wikholm and Bohannon, 1991). The relationship between neck strength reported in torque and head mass, neck girth and neck length has never been documented using a mechanical dynamometric device. The aim of the present study was to assess whether women's neck isometric flexion and extension strength reported in terms of torque (Nm) measured with a mechanical dynamometer, can be predicted from their physical characteristics.

5.5 Methods

Materials and Procedures

A tensile and compressive load cell (Model UTC2; Gould Inc, Measurement Systems Div, Oxnard, CA, USA) was fixed to the head support of a table (Fig. 1). The head support was separated from the rest of the table by a hinge which corresponded to the origin of the lever arm for torque measurements. Torque data were recorded at a sampling frequency of 4096 Hz using an acquisition card (model PCI-6034E, National Instruments Corporation, Texas, USA) and LabVIEW program version 6.1 (National Instruments Corporation, Texas, USA). Thirty-six untrained healthy women (29.6 years old, SD = 7.6, Min: 22 and Max: 50) without history of neck pain in the last year gave their informed consent to participate in this study that was approved by the Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR) Ethics Committee. The same evaluator identified the space between the C7 and T1 spinous processes with the subject seated straight with the head in neutral position, and recorded neck girth (under the hyoid bone) and neck length (from occipital protuberance to C7-T1) with a measuring tape. Body height (measuring tape mounted on a wall) and mass (electronic scale) were also recorded. Then, the subject laid supine on the dynamometric table with the C7/T1 space aligned with the hinge, her arms crossed over her torso, knees flexed and feet stabilised with a belt. Two belts crossing the sternum stabilised the torso. The head was held in

neutral position with a non-elastic belt placed over the forehead. The torque produced by the mass of the head (head torque) was recorded while the subject rested.

Isometric MVC

Each subject was instructed to push as hard as possible against the forehead belt, in flexion, or against the head rest, in extension, while avoiding tilting the head. The subject performed two 5-s isometric MVCs in flexion and extension in a random order, with a 2-min rest interval between trials. The maximal torque produced was recorded with gravity correction and the mean of both trials for a given direction determined the strength of the subject (in Nm). Strong verbal encouragements were given to the subject during each trial. No visual on-line feedback of their performance was provided. Prior to testing, two sub-maximal contractions were done to familiarize the subject with the task.

Data analysis and statistics

Using SPSS 14.0 package for Windows, bivariate Pearson correlation analyses between the anthropometric characteristics and maximum strength in flexion and extension were performed. Stepwise multiple linear regression analyses with backward method (removal probability at .10) were performed to predict strength in flexion and extension. Only anthropometric characteristics with significant correlations were included as independent variables in the regression models ($\alpha = 0.05$, two-tailed, $r > 0.32$).

5.6 Results

The mean (SD) strength of MVC was 14.8 (3.4) Nm for neck flexors and 24.7 (6.1) Nm for extensors. Pearson correlation coefficients documenting the association between strength and anthropometric data varied between 0.02 to 0.52 in flexion and 0.33 to 0.52 in extension (Table 1).

The multiple regression analyses disclosed that the best prediction model for neck flexors strength included body mass and head torque, which accounted for 29% of the variance (multiple $R = 0.54$, $R^2 = 0.29$, Std. error of the estimates (SEE) = 2.9 Nm, $P = 0.003$). The best prediction model for neck extensors strength included neck girth and head torque, explaining 35% of the variance (multiple $R = 0.59$, $R^2 = 0.35$, SEE = 5.1 Nm, $P = 0.001$).

5.7 Discussion

A moderate positive association between body mass and neck flexors and extensors strength was found. These results support those of Garces et al. (2002) and Staudte and Duhr (1994). However, in contrast to both studies, body height was not associated with neck strength. This could be explained by the inclusion of elderly women in those studies. Indeed, in both studies, elderly subjects had less strength and were smaller than the younger ones.

Staudte and Duhr (1994) and Valkeinen et al. (2002) did not find significant correlations between cervical strength and head mass. In the present study, the torque due to the mass of the head was moderately correlated with neck flexors and extensors strength. These different findings could be explained by methodological differences. Both previous studies measured head mass with an electronic scale. In contrast, the present study used head torque measurements which were accomplished with the subject in the same position and using the same apparatus as for strength testing. In this way, manipulations were limited and we believe precision was optimized.

The weak positive association found between neck girth and neck flexors strength agrees with the report of Valkeinen et al. (2002). However, the moderate correlation found between neck girth and cervical extensors strength does not support the results of Staudte and Duhr (1994) and Valkeinen et al. (2002). There is no obvious explanation for this

difference. Weak, but significant associations were found between neck length and strength in both directions. No other studies reported significant associations between these two variables (Staudte and Duhr, 1994, Valkeinen et al., 2002). Perhaps the association between neck length and neck strength is very small and was significant in the present study for methodological reasons. In fact, we recorded strength in terms of torque and the torque is affected by neck length.

In the present study, body mass, neck girth and the torque due to the mass of the head were all moderately correlated with neck flexors and extensors strength. Rezasoltani et al. (1998) found high correlations between female body mass ($r = .74$), neck girth ($r = .67$) and head mass ($r = .43$) and cross sectional area (CSA) of cervical extensors measured with ultrasound imagery, but no correlation with body height. It is possible that the association of these physical characteristics with CSA of neck muscles explains their relation with neck strength. Indeed, Mayoux-Benhamou et al. (1989) and Rezasoltani et al. (2002) found a significant relationship ($r = .83$ and $.73$ respectively) between cervical extensors' CSA and neck strength in extension. However, the multiple regression analyses performed in the present study show that a model simply based on such variables could only explain about one third of the variance in the independent variable (strength). Research on back strength has led to similar conclusions (Lariviere et al., 2003). Thus, it appears that estimates of neck strength based on such model would be accompanied by high errors and would be of no practical use. Future research with regression model of neck strength including other type of predictors such as muscle strength measurements in other joints could give more accurate results. Finally, we believe that reporting strength in terms of torque instead of terms of force was more appropriate in the present study. When we recalculated the correlations with strength expressed in newton, it generated smaller Pearson coefficients in every case and less significant associations were yielded out.

5.8 Conclusion

The present results indicate that there are significant correlations between neck strength and anthropometric characteristics in women. However, these characteristics cannot predict strength with accuracy. Even though pain/fear might prevent an individual with chronic neck pain from producing its true MVC, the estimation of strength based on the anthropometric characteristics alone may not lead to a better estimate from which to base a relative-load fatigue assessment.

5.9 Acknowledgements

This project was supported by the Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) and by the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR/FRSQ). Jean-Louis Larochelle was supported by a fellowship from the Fonds de Recherche en Santé du Québec (FRSQ) and from the OPPQ. Maude Laliberté was supported by a fellowship from l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail (IRSST) and from the OPPQ. We thank Michel Goyette and Daniel Marineau for their technical support. We thank Christian Larivière and Sylvie Nadeau for their precious comments on the manuscript.

5.10 References

- CHIU, T. T., LAM, T. H. & HEDLEY, A. J. (2002) Maximal isometric muscle strength of the cervical spine in healthy volunteers. *Clin Rehabil*, 16, 772-9.
- GARCES, G. L., MEDINA, D., MILUTINOVIC, L., GARAVOTE, P. & GUERADO, E. (2002) Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Med Sci Sports Exerc*, 34, 464-70.
- JORDAN, A., MEHLSSEN, J., BULOW, P. M., OSTERGAARD, K. & DANNESKIOLD-SAMSOE, B. (1999) Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine*, 24, 1343-8.
- KUMAR, S., NARAYAN, Y. & AMELL, T. (2001) Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clin Biomech*, 16, 380-8.
- LARIVIERE, C., GRAVEL, D., GAGNON, D., ARSENAULT, A. B., LOISEL, P. & LEPAGE, Y. (2003) Back strength cannot be predicted accurately from anthropometric measures in subjects with and without chronic low back pain. *Clin Biomech*, 18, 473-9.
- MAYOUX-BENHAMOU, M. A., WYBIER, M., REVEL, M. (1989) Strength and cross-sectional area of the dorsal neck muscles. *Ergonomics*, 32, 513-8.
- PEOLSSON, A., OBERG, B. & HEDLUND, R. (2001) Intra- and inter-tester reliability and reference values for isometric neck strength. *Physiother Res Int*, 6, 15-26.
- REZASOLTANI, A., KALLINEN, M., MALKIA, E. & VIHKO, V. (1998) Neck semispinalis capitis muscle size in sitting and prone positions measured by real-time ultrasonography. *Clin Rehabil*, 12, 36-44.
- REZASOLTANI, A., YLINEN, J. & VIHKO, V. (2002) Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle. *J Rehabil Res Dev*, 39, 423-8.
- STAUDTE, H. W. & DUHR, N. (1994) Age- and sex-dependent force-related function of the cervical spine. *Eur Spine J*, 3, 155-61.
- SURYANARAYANA, L. & KUMAR, S. (2005) Quantification of isometric cervical strength at different ranges of flexion and extension. *Clin Biomech*, 20, 138-44.
- VALKEINEN, H., YLINEN, J., MALKIA, E., ALEN, M. & HAKKINEN, K. (2002) Maximal force, force/time and activation/coactivation characteristics of the neck muscles in extension and flexion in healthy men and women at different ages. *Eur J Appl Physiol*, 88, 247-54.

WIKHOLM, J.B. and BOHANNON, R.S. (1991) Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *JOSPT*, 13, 191-98. Al-Obaidi, S., 2000, The role of anticipation and fear of pain in the persistence of avoidance behavior in patients with chronic low back pain: *Spine*, v. 25, p. 1126-1131.

5.11 Figure

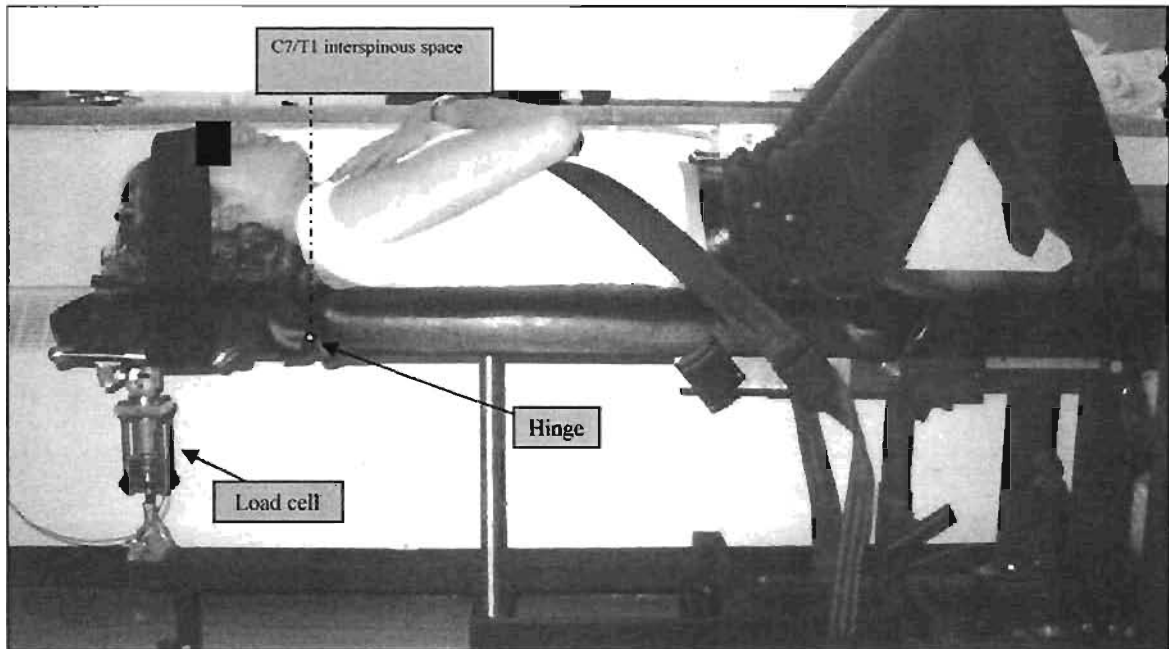


Fig. 1. Experimental setup for measurements of the head torque and the neck isometric flexion and extension strength.

5.12 Table

Table 1

Descriptive statistics ($n = 36$) of strength and anthropometric measures and Pearson correlation coefficients from bivariate correlations with strength in flexion (r_{flex}) and extension (r_{ext}).

Measures	Mean	SD	Min.	Max.	r_{flex}	r_{ext}
Extension torque (Nm)	24.8	6.1	9.0	33.9	-	-
Flexion torque (Nm)	14.8	3.4	7.4	25.8	-	-
Body mass (Kg)	64.7	11.4	45.3	93.1	0.47**	0.52**
Body height (m)	1.65	0.07	1.47	1.76	0.02	0.32
Neck length (cm)	14.7	1.2	12.7	17.5	0.33*	0.36*
Neck girth (cm)	33.8	1.8	29.0	37.4	0.38*	0.52**
Head torque (Nm)	6.2	0.8	4.4	8.1	0.46**	0.46**

* $P < 0.05$ two-tailed, ** $P < 0.001$ two-tailed

Chapitre 6 Discussion

6.1 Discussion de la phase I

Les prochains paragraphes discutent des résultats obtenus dans le cadre de la phase I du présent projet de recherche. Ces résultats ont été présentés de façon détaillée dans le manuscrit intitulé *The influence of testing position on muscle fatigue of neck flexors and extensors in healthy women* au chapitre 4. La phase I avait pour objectif de :

Comparer entre une position assise et une position couchée sur le dos les pentes FMD/temps des muscles SCOM; *splénius capitis* et trapèze supérieur lors de contractions isométriques soutenues en flexion et en extension cervicale à de bas et hauts niveaux de force (25 et 75%CMV). De plus, l'effort perçu sur l'échelle de Borg CR-10 a été mesuré lors de ces contractions pour être comparé entre la position assise et couchée sur le dos.

Nos sujets ont présenté une fatigue des muscles SCOM identique en positions assise et couchée, à bas comme à hauts niveaux de force. À de bas niveaux de force ($\leq 25\%CMV$), Falla et al. (2003b) ont mesuré une fatigue des muscles SCOM plus élevée chez les sujets cervicalgiques que chez les sujets sains, alors que Gogia et Sabbahi (1994) n'ont pas trouvé de différence entre ces deux groupes. Malgré que ces deux groupes aient utilisé une position d'évaluation différente (assise pour Gogia et Sabbahi (1994) et couchée sur le dos pour Falla et al. (2003b)), nos résultats laissent supposer que la position d'évaluation ne serait pas la cause de leurs résultats divergents. D'autres facteurs méthodologiques seraient plutôt impliqués, tels que les caractéristiques des sujets cervicalgiques (ex: origine de la cervicalgie, sexe et âge). En effet, alors que le groupe cervicalgique de Gogia et Sabbahi (1994) était composé d'hommes et de femmes diagnostiqués d'arthrose cervicale et ayant 43 ans en moyenne, les sujets cervicalgiques de Falla et al. (2003b) étaient tous des femmes âgées de 29 ans en moyenne et présentant en majorité une cervicalgie d'origine idiopathique. De telles différences pourraient donc expliquer leurs résultats contradictoires.

Le muscle *splenius capitis* droit a présenté une fatigue plus élevée en position couchée qu'en position assise lors des contractions à hauts niveaux de force. L'obtention de pentes FMD/temps plus abruptes en position couchée à 75%CMV suggère que ce muscle était plus activé en position couchée qu'assise à de hauts niveaux de force. Des pentes FMD/temps plus abruptes en position couchée qu'assise ont aussi été observées pour le muscle *splenius capitis* gauche à de hauts niveaux de force, mais la différence entre les deux positions n'a pas atteint le seuil de signification. Nos résultats appuient ceux de Gogia et Sabbahi (1991) qui ont observé une influence de la position d'évaluation sur la fatigue des extenseurs cervicaux. En effet, ces derniers avaient mesuré plus de fatigue des extenseurs cervicaux dans un groupe de sujets placés en position couchée sur le ventre comparativement à un groupe de sujets placés en position assise. La principale différence entre une position couchée, qu'elle soit sur le ventre ou sur le dos, et la position assise est l'orientation de la force gravitationnelle par rapport aux segments corporels du sujet. En effet, même si la tête, le cou, le tronc et les membres du sujet sont placés de façon identique dans les deux positions, ils subissent les effets de la gravité de façon différente et cela entraîne alors différentes demandes sur leurs muscles. Par exemple, en position couchée sur le dos, la tête et le tronc sont supportés sans effort, mais en position assise, un effort musculaire est nécessaire pour les maintenir redressés. Aussi en position couchée, les forces de compression agissant sur les articulations cervicales sont moindres qu'en position assise. Or, une différence au niveau des forces de compression et/ou de cisaillement articulaire se traduira possiblement par une activation différente de la musculature. À ce fait, il est intéressant de souligner que McMulkin et al. (1998) ont démontré que pour des moments équivalents appliqués au tronc, différentes forces de compression et de cisaillement aux articulations lombaires résultaient en différents patrons d'activation des muscles abdominaux. Notons qu'il est possible d'envisager que deux positions présentant différentes orientations par rapport à la gravité aient des effets variables entre les deux côtés d'un muscle cervical lors de contractions soutenues dans le plan sagittal à des intensités

sous-maximales, tel que nous l'avons observé dans la présente étude avec le muscle *splenius capitis*.

Pourquoi les muscles fléchisseurs cervicaux n'auraient pas été affectés par la position d'évaluation? Cela pourrait s'expliquer entre autre par les différentes capacités musculaires qu'ils présentent par rapport aux extenseurs. En effet, les études dynamométriques démontrent que chez les sujets sains, les extenseurs cervicaux sont de 1,4 à 2,0 fois plus forts que les fléchisseurs (Garces et al., 2002; Peolsson et al., 2001; Suryanarayana and Kumar, 2005). De plus, la différence de morphologie entre ces deux groupes musculaire pourrait aussi être une raison. En effet, tel que nous l'avons vu au chapitre 1, le muscle *splenius capitis* serait composé principalement de fibres lentes (type I) alors que le muscle SCOM serait formé principalement de fibres rapides (type IIa et IIb) (Uhlig et al., 1995). Finalement, ces différences de morphologie suggèrent des fonctions différentes de ces groupes musculaires (posture vs mouvement, Vander et al. 1995), ce qui peut en retour expliquer les divergences en ce qui a trait à l'influence de la position.

Les muscles trapèzes supérieurs droit et gauche n'ont présenté aucune fatigue pour toutes les épreuves, peu importe le niveau de force ou la position d'évaluation. Les études fonctionnelles s'entendent sur le fait que le trapèze supérieur est un muscle stabilisateur primaire de l'omoplate lors des mouvements à l'épaule et est plutôt un très faible extenseur du cou (Kumar et al., 2001b, Sommerich et al., 2000). C'est d'ailleurs pourquoi les études en ergonomie qui ont mesuré la fatigue du muscle trapèze supérieur l'ont fait lors de contractions à l'épaule et non au cou (Larsson et al., 2000, Madeleine et al., 2002). Nos résultats suggèrent que peu importe la position d'évaluation du sujet, le trapèze supérieur est très peu actif en extension isométrique du cou et ce même à de hauts niveaux de force.

Notons que les muscles SCOM et *splenius capitis* qui sont respectivement des fléchisseurs et des extenseurs primaires du cou n'ont démontré aucune fatigue significative avec l'EMG de surface lors des épreuves de fatigue à 25%CMV et ce, peu importe la position. Crenshaw et al., (1997) ont demandé à leurs sujets de maintenir des contractions

isométriques en extension du genou à 25%CMV jusqu'à épuisement. Ils ont obtenu au niveau de muscles primaires (*vastus lateralis*) des pentes de la fréquence moyenne/temps dont la valeur était de $-0,12\text{Hz/s}$ en moyenne. Ainsi, à de bas niveaux de force, tels qu'à 25%CMV, les changements dans le temps du contenu spectral du signal EMG peuvent être très lents. Dans notre cas, une durée de contraction plus élevée aurait probablement permis de réduire la variabilité des pentes FMD/temps entre les sujets et leurs valeurs auraient possiblement été statistiquement différentes de « 0 ». Dederling et al. (2000) ont d'ailleurs démontré que la variabilité de la pente FMD/temps diminuait significativement avec l'augmentation de la durée de la contraction. Ils ont en effet observé lors d'extensions lombaires isométriques chez des sujets sains que le coefficient de variation de la pente FMD/temps des muscles synergistes lombaires passait en général de 80% à 20% quand la durée de contraction passait de 60 secondes à épuisement (300 secondes dans ce cas). Comme notre étude demandait plusieurs épreuves de fatigue à l'intérieur de la même session, augmenter la durée des contractions à bas niveau aurait pu causer une trop grande accumulation de fatigue chez les sujets au cours de la session expérimentale.

6.1.1 Effort perçu

Les résultats à l'échelle de Borg ont suivi le même patron que ceux à l'EMG de surface, puisqu'à haut niveau de force, un effet important de la position d'évaluation a été trouvé en extension cervicale, mais non en flexion. En effet, en extension isométrique du cou à haut niveau, un plus grand effort fut perçu en position couchée comparativement à assise. Cela concorde avec les données EMG des muscles *splenius capitis* et vient appuyer l'hypothèse que différentes stratégies d'activation des extenseurs cervicaux furent utilisées à haut niveau entre la position assise et couchée. Pour les épreuves de fatigue en extension et en flexion cervicale à bas niveaux, l'effort perçu a été le même entre les deux positions. Possiblement qu'il aurait fallu faire durer la contraction plus longtemps pour soumettre les sujets à un effort perçu plus grand et ainsi augmenter la possibilité de détecter une différence entre les deux positions. Malheureusement, cela aurait augmenté l'accumulation

de fatigue musculaire durant la session expérimentale. Enfin, tel qu'il pouvait être anticipé, les sujets ont systématiquement perçu plus d'effort lors des épreuves à hauts niveaux que lors de celles à bas niveaux, peu importe la position.

6.1.2 Force maximale

Les sujets ont produit des forces plus élevées en position couchée sur le dos qu'en position assise, cela en flexion (14% plus élevée) comme en extension cervicale (19% plus élevée). Tel que suggéré précédemment, des patrons d'activation musculaire différents entre les deux positions auraient pu se traduire lors des CMV par des capacités différentes entre les deux positions. Toutefois, pour les deux positions, les valeurs de forces des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux sont comparables à celles rapportées dans la littérature auprès d'échantillons semblables (Peolsson et al., 2001; Valkeinen et al., 2002). Aussi, le ratio de la force des extenseurs sur celle des fléchisseurs est de 1,7 pour chacune des deux positions, ce qui est comparable à la littérature (1,7 Jordan et al., 1999; 1,79 Kumar et al. 2001 et 2.0 Suryanarayana and Kumar, 2005). Soulignons que même si la force n'était pas la même entre la position assise et couchée, notre comparaison de la fatigue entre ces deux positions demeure valide, puisque lors des épreuves de fatigue, la tension à maintenir dans une position donnée était déterminée à partir de la force maximale mesurée dans cette même position et avec les mêmes unités de mesure.

6.1.3 Considérations méthodologiques

Les présentes conclusions ne peuvent toutefois pas être généralisées aux hommes puisque seulement des femmes ont été recrutées et qu'il existe d'importantes différences au niveau des capacités musculaires du cou entre les hommes et les femmes (Chiu et al., 2002; Garces et al., 2002; Valkeinen et al., 2002). Même si nous avons pris soin d'informer, d'observer et de corriger les sujets pour prévenir les compensations lors des épreuves de force et de fatigue, nous ne pouvons pas exclure qu'il ait pu y en avoir. Aussi, différentes

stratégies compensatoires, difficilement perceptibles à l'œil et qui auraient eu lieu entre les deux positions, auraient pu influencer nos résultats. Nous croyons que la diaphonie (*crosstalk*), c'est-à-dire l'enregistrement de l'activité électrique des muscles adjacents au muscle étudié (De Luca, 1993, Farina et al., 2004) n'est probablement pas une problématique importante dans cette étude. En effet, puisque nous avons utilisé un devis avec mesures répétées, où les électrodes sont demeurées en places entre les deux positions, les possibilités de contamination du signal EMG entre les deux positions étaient les mêmes. Ainsi, toute différence d'activité myoélectrique observée entre les deux positions, même si elle n'était pas entièrement attribuable au muscle étudié, indiquerait tout de même un effet de la position sur l'activité musculaire à la région cervicale. Il a été démontré qu'en augmentant le nombre d'essais, la précision des indicateurs EMG de fatigue s'en trouvait augmentée (Strimpakos et al., 2005). Cependant, nous avons préféré nous limiter à un essai par épreuve de fatigue afin de ne pas causer une accumulation de fatigue trop importante chez nos sujets.

6.1.4 Synthèse

Il est suggéré qu'une augmentation de la fatigue des muscles cervicaux serait liée à la cervicalgie chronique. C'est ainsi que de plus en plus d'études adressent cette question pour proposer des solutions à cette importante problématique qu'est la cervicalgie chronique. Cependant, il est difficile de tirer un consensus de ces études. L'une des raisons qui a été proposée à cet effet est la position d'évaluation utilisée. Notre étude est la première à documenter l'influence de la position d'évaluation du sujet sur la fatigue des fléchisseurs cervicaux, plus particulièrement au niveau des muscles SCOM, soit les plus étudiés chez les individus ayant une cervicalgie chronique. Elle est aussi la première à documenter l'influence de la position d'évaluation du sujet sur la fatigue des extenseurs cervicaux en utilisant un devis avec mesures répétées pour le facteur position.

La phase I du présent projet de recherche a donc, dans un premier temps, permis de fournir des données sur la fatigue des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux pour deux positions d'évaluation et à deux niveaux de force chez des femmes asymptomatiques. Ces données pourront être comparées à celles de sujets cervicalgiques pour étudier la fatigue des muscles du cou chez cette population. De plus, nos résultats ont permis de démontrer que chez les femmes asymptomatiques, la position d'évaluation modifiait la fatigue des extenseurs cervicaux à des hauts niveaux de force. Cette évidence souligne l'importance de considérer ce facteur méthodologique lors de l'établissement d'un protocole d'évaluation de la fatigue ou de l'entraînement en endurance des extenseurs cervicaux, de même que lors de la comparaison des études sur ces sujets. Nos résultats suggèrent aussi que la position d'évaluation ne serait pas une cause expliquant les divergences dans la littérature sur la fatigue des muscles SCOM auprès de sujets cervicalgiques. Des considérations liées à l'échantillonnage pourraient plutôt être en cause. Enfin, il est intéressant de constater que dans la présente étude, les mesures de l'effort perçu, évaluées avec l'échelle de Borg, sont venues appuyer nos conclusions.

Certains poseront la question: *quelle position serait la meilleure?* Afin d'y répondre, des études auprès d'individus symptomatiques seraient nécessaires pour documenter les qualités psychométriques et pratiques de ces différentes positions d'évaluation.

6.2 Discussion de la phase II

Les prochains paragraphes discutent des résultats obtenus dans le cadre de la phase II du présent projet de recherche. Ces résultats ont été présentés de façon détaillée dans le manuscrit intitulé *The relationship between neck strength and anthropometric measures in healthy women* au chapitre 5. La phase II avait pour objectifs de :

- 1) Élaborer un modèle de régression linéaire multiple prédisant la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux à partir des caractéristiques anthropométriques suivantes : masse corporelle, taille corporelle, masse de la tête, circonférence et longueur du cou.
- 2) Comparer l'erreur faite en prédisant la force maximale au cou avec un modèle basé sur les caractéristiques anthropométriques par rapport à celle faite en utilisant des valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge du sujet.

6.2.1 Relation force maximale/caractéristiques anthropométriques

Masse et taille corporelle

Dans la présente étude, nous avons obtenus des corrélations modérées entre la masse corporelle et la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux. Ces résultats concordent avec ceux de Garces et al. (2002) et de Staudte et Duhr (1994). Par contre, ces mêmes auteurs ont aussi trouvé des corrélations modérées entre la taille corporelle et la force des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux, alors que nous n'avons obtenu aucune association significative entre ces variables. Il y a lieu de penser que Garces et al. (2002) et Staudte and Duhr (1994) ont obtenu une relation significative entre la taille et la force car ils ont inclus dans leurs échantillons des femmes âgées de plus de soixante ans. En effet, ils ont observé que la force des muscles cervicaux et la taille corporelle diminuaient significativement en fonction de l'âge lorsque les sujets de plus de soixante ans étaient inclus. Ainsi, il se peut que l'âge soit une variable confondante dans la relation entre la taille et la force lorsque des échantillons incluent des sujets plus âgés.

Masse de la tête

Dans la présente étude, le moment de force créé par la masse de la tête a démontré une corrélation modérée avec la force des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux. Pourtant

les autres études à avoir mesuré la corrélation entre la masse de la tête et la force maximale au cou n'ont pas trouvé de corrélation significative (Staudte et Duhr, 1994 et Valkeinen et al., 2002). Cette différence pourrait s'expliquer par des raisons méthodologiques. Dans leurs protocoles, Staudte et Duhr (1994) ainsi que Valkeinen et al. (2002) ont mesuré la masse de la tête en utilisant une balance électronique et ont mesuré la force au cou avec un autre instrument, soit un dynamomètre mécanique (Valkeinen et al., 2002) ou un dynamomètre manuel (Staudte et Duhr, 1994). Dans la présente étude, nous avons mesuré le moment de force exercé par la masse de la tête en utilisant le même appareil dynamométrique que pour les mesures de force et ce sans que le sujet ne soit déplacé. Il se peut donc que dans notre cas, comme le même appareil a servi à mesurer ces variables, la relation entre ces dernières ait été optimisée. Lee et al. (2005) ont observé chez des sujets sains que l'endurance des extenseurs cervicaux était corrélée avec le moment de force créé par la masse du segment tête/cou. Ils ont attribué cette relation au principe du « *use effect* » qui propose que durant les activités de la vie quotidienne, les sujets qui présentent un plus grand moment exercé par le segment tête/cou, dû à un plus long cou et/ou une plus grosse tête, développeraient une plus grande endurance des muscles cervicaux. Ce principe pourrait expliquer la relation observée dans la présente étude entre la force maximale des muscles cervicaux et le moment de force exercé par la masse de la tête.

Circonférence du cou

Une faible corrélation significative a été trouvée entre la circonférence du cou et la force des fléchisseurs cervicaux. Ceci est en accord avec la seule autre étude à notre connaissance qui a évalué cette relation (Valkeinen et al., 2002). Par contre, la corrélation modérée que nous avons trouvée entre la circonférence du cou et la force des extenseurs cervicaux est en contradiction avec la littérature où aucune association significative ne fut rapportée (Staudte et Duhr, 1994 et Valkeinen et al., 2002). Nous n'avons pas d'explication pour justifier cette différence. Il n'y a que très peu d'études qui ont mesuré l'association entre la circonférence du cou et la force maximale des muscles cervicaux. D'autres études

seraient donc nécessaires pour documenter cette association. De plus, puisque la circonférence du cou représente intuitivement une mesure indirecte de la surface transverse de la musculature sous-jacente et que cette musculature varie d'un niveau à l'autre du cou, il serait important pour les futures études que la circonférence soit mesurée à plusieurs niveaux le long du cou, car la relation entre la circonférence et la force au cou pourrait varier selon le niveau.

Longueur du cou

De faibles, mais significatives corrélations ont été trouvées dans notre étude entre la longueur du cou et la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux. Or, la littérature ne présente aucune corrélation significative entre ces variables (Staudte et Duhr, 1994 et Valkeinen et al., 2002). Il y a donc lieu de penser que l'association entre ces variables serait très faible et qu'elle est possiblement ressortie significative dans la présente étude pour des raisons méthodologiques. En effet, nous avons mesuré la force des sujets en termes de *moment de force*. Or, le moment de force dépend entre autre de la longueur du cou.

6.2.2 Modèles de prédiction de la force maximale au cou

Les régressions linéaires multiples ont révélé qu'à elles seules, les caractéristiques anthropométriques d'un individu ne pouvaient pas expliquer plus du tiers de la variance de la force maximale de ses muscles fléchisseurs et extenseurs cervicaux. Les études à la région lombaire rapportent des résultats similaires (Lariviere et al., 2003). En effet, Lariviere et al. (2003) ont obtenu un modèle de prédiction de la force des extenseurs lombaires basé sur les caractéristiques anthropométriques qui expliquait uniquement 39% de la variance. Ces derniers avaient de plus inclus dans leur modèle des variables qui tenaient compte de la masse maigre afin d'optimiser la relation entre la force et les caractéristiques anthropométriques. Dans nos modèles, l'inclusion de l'indice de masse

corporelle afin de contrôler pour la masse maigre n'a pas eu d'effet significatif (résultats non présentés dans le manuscrit).

6.2.3 Erreur de prédiction absolue

En supposant que nous voulions prédire la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs du cou de chacun de nos sujets à partir de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge du sujet, telles que développées dans les études de dynamométrie au cou, quelle serait alors en moyenne l'erreur de prédiction absolue? L'erreur de prédiction absolue de la force d'un sujet correspond à la différence entre la force prédite et la force réelle du sujet, exprimée en valeur absolue (Lariviere et al., 2003). Dans cet exemple-ci, nous simulerons des conditions idéales et prendrons donc les moyennes de notre propre échantillon comme valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge. Ainsi, en moyenne, l'erreur faite pour prédire la force maximale des fléchisseurs du cou serait de $\pm 2,4$ Nm, soit une différence de $\pm 17\%$ par rapport à la valeur réelle. L'erreur faite pour prédire la force maximale des extenseurs serait en moyenne de $\pm 4,7$ Nm, soit une différence de $\pm 25\%$ par rapport à la valeur réelle. Maintenant, si nous voulions prédire la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs du cou de chacun de nos sujets à partir de nos modèles de régression, quelle serait alors en moyenne l'erreur de prédiction absolue? En moyenne, l'erreur faite pour prédire la force maximale des fléchisseurs du cou serait de $\pm 2,2$ Nm, soit $\pm 15\%$ de la valeur réelle. L'erreur faite pour prédire la force maximale des extenseurs serait en moyenne de $\pm 3,9$ Nm, soit une différence de $\pm 21\%$ par rapport à la valeur réelle. Suite à cette simulation, on constate que pour estimer la force maximale des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux d'un sujet, l'utilisation d'un modèle de régression basé sur les caractéristiques anthropométriques n'est pas beaucoup plus précise que l'utilisation de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge du sujet. Dans les deux situations, l'étendue de l'erreur demeure relativement importante, surtout lorsque l'on considère que les conditions sont idéales, puisque les modèles de régression et les valeurs normatives proviennent de l'échantillon sur lequel les prédictions ont été faites.

6.2.4 Considérations méthodologiques

Les résultats de la présente étude ne sont pas généralisables aux hommes, puisque notre échantillon était entièrement constitué de sujets féminins et que la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force du cou diffère selon le sexe (Rezasoltani et al., 1998, Valkeinen et al., 2002, Garces et al., 2002). Des tests de *t* pour mesures appariées réalisés ultérieurement (résultats non présentés dans l'article) indiquent que la force musculaire au deuxième essai était significativement plus élevée ($P < 0.027$) que celle au premier, autant pour les fléchisseurs que pour les extenseurs cervicaux. Bien que cette différence de force soit relativement faible (inférieure à 5% pour chaque groupe musculaire), elle indique toutefois que l'apprentissage intra-session n'était pas complété après seulement deux contractions et que la moyenne des deux essais sous-estimait la force maximale des sujets. Si nous avions utilisé seulement les valeurs de force du deuxième essai lors de nos analyses, nous aurions probablement obtenu des corrélations plus élevées entre les mesures anthropométriques et la force maximale au cou. Plus du deux tiers de nos sujets ont aussi participé à la phase I du présent projet et ont donc fait des épreuves de fatigue en plus des contractions maximales volontaires. Ainsi chez ces sujets, la fatigue aurait pu altérer leurs capacités musculaires maximales et du même coup modifier nos résultats. Nous croyons que d'avoir mesuré la force musculaire en termes de moment de force (Nm) et non pas en termes de force (N), contrairement à la majorité des études dynamométriques, a permis d'optimiser la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force maximale au cou. En effet, en recalculant nos corrélations (résultats non présentés dans l'article) avec la force musculaire exprimée en termes de force (N), nous avons obtenu des coefficients de Pearson plus faibles pour toutes nos corrélations. Aussi plusieurs de ces dernières sont devenues non significatives.

6.2.5 Synthèse

Dans la littérature sur le cou, il est intéressant de noter que chez la femme, la masse corporelle, la circonférence du cou et la masse de la tête démontrent des corrélations modérées à élevées ($0,43 < r < 0,74$) avec la surface transverse de certains muscles extenseur du cou (Rezasoltani et al., 1998). De plus, il y est démontré que la surface transverse des extenseurs cervicaux est grandement corrélée ($0,73 < r < 0,83$) avec la force maximale en extension du cou (Mayoux-Benhamou et al., 1989 et Rezasoltani et al., 2002). À la lumière de ces connaissances, on devrait s'attendre à ce que la masse corporelle, la circonférence du cou et la masse de la tête soient jusqu'à un certain niveau corrélées avec la force des muscles du cou, ou du moins avec celle des extenseurs. La présente étude a permis de démontrer que ces trois caractéristiques anthropométriques étaient effectivement corrélées avec la force maximale des extenseurs et des fléchisseurs du cou chez des femmes exemptes de cervicalgie. À notre connaissance, nous sommes les seuls à avoir étudié ces caractéristiques anthropométriques en utilisant un dynamomètre mécanique et en mesurant la force en termes de moment de force. Ces aspects méthodologiques semblent avoir contribué à mettre en évidence les relations existantes entre ces caractéristiques anthropométriques et la force maximale des muscles cervicaux.

Nous sommes les premiers à rapporter des modèles de prédiction de la force maximale des muscles fléchisseurs et extenseurs cervicaux à partir de données anthropométriques. Notre étude a permis de démontrer que de tels modèles n'expliquent qu'une faible partie de la variance de la force des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux. Aussi, nous avons pu documenter que l'erreur de prédiction associée à de tels modèles était équivalente à celle provenant de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge.

Nous savons que pour l'étude de la fatigue des muscles du cou auprès de sujets cervicalgiques, le fait de ne pas baser la charge des épreuves de fatigue sur la contraction maximale volontaire du sujet présente certains avantages. À ce fait, notre étude suggère que

la prédiction de la force maximale d'un sujet à partir de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge demeure une option avantageuse par rapport à une prédiction basée sur des données anthropométriques. En effet, en pratique, pour un pourcentage d'erreur comparable, l'utilisation de valeurs normatives requiert beaucoup moins de manipulations de la part de l'évaluateur que l'utilisation de données anthropométriques.

Enfin, nous soulevons une question : reste-t-il une méthode plus précise de prédire la force des muscles cervicaux et qui ne nécessite pas l'utilisation d'équipement dispendieux d'imagerie médicale? En réponse à cela, il pourrait être suggéré d'améliorer le modèle proposé dans la présente étude en incluant d'autres variables telles que des mesures de la force maximale à des articulations périphériques (ex. : mesure de préhension) tel que déjà proposé en lombaire (Wang et al., 2005). Par contre, les nouveaux modèles développés devront présenter une beaucoup plus petite erreur de prédiction que les valeurs normatives, afin que le surplus de manipulations qu'ils exigent vaille la peine en pratique.

Conclusion

La phase I du présent projet de recherche constitue la première étude à documenter l'influence de la position d'évaluation du sujet sur la fatigue musculaire des fléchisseurs cervicaux, soit les muscles SCOM, les plus étudiés dans la littérature sur la fatigue musculaire auprès de sujets cervicalgiques. Elle est aussi la première étude à documenter l'influence de la position d'évaluation sur la fatigue musculaire des extenseurs cervicaux en utilisant un devis avec mesures répétées pour le facteur position. Nos résultats démontrent que chez des sujets sains, lors de contractions isométriques soutenues à de hauts niveaux de force, la position d'évaluation influence l'effort perçu ainsi que la fatigue musculaire des extenseurs cervicaux, mais pas des fléchisseurs. Cela vient souligner l'importance de standardiser la position d'évaluation et possiblement aussi celle d'entraînement dans les études sur la fatigue des muscles cervicaux, plus spécialement dans celles sur les muscles extenseurs du cou. De plus, cela suggère de considérer la position d'évaluation comme une variable confondante potentielle lors de la comparaison des études sur la fatigue des muscles cervicaux chez les cervicalgiques. Des études documentant les propriétés psychométriques de l'évaluation de la fatigue des muscles cervicaux dans différentes positions d'évaluation seraient pertinentes pour déterminer la position la plus appropriée à utiliser en clinique comme en recherche. Il est à noter que cette étude fournit aussi des données chez des sujets sains sur la fatigue musculaire des fléchisseurs et des extenseurs cervicaux dans deux positions d'évaluation et à de bas et hauts niveaux de force. Celles-ci pourront être utilisées pour étudier la fatigue des muscles cervicaux chez des sujets cervicalgiques.

La phase II du présent projet de recherche constitue la première étude qui examine un modèle de prédiction de la force maximale des muscles fléchisseurs et extenseurs cervicaux basé sur les caractéristiques anthropométriques du sujet. Elle démontre que chez des sujets sains, de tels modèles de prédiction expliquent uniquement le tiers de la variance de la force maximale des muscles cervicaux. De plus, l'erreur associée à de tels modèles est similaire à celle faite en estimant la force au cou à partir de valeurs normatives provenant d'échantillons de sujets du même genre et du même âge. Par conséquent, pour des raisons

pratiques, lors de l'évaluation de la fatigue des muscles cervicaux auprès de sujets cervicalgiques en utilisant des intensités de contractions absolues, l'utilisation de valeurs normatives ajustées pour le genre et l'âge du sujet demeure plus adéquate qu'une prédiction basée sur les caractéristiques anthropométriques du sujet. Enfin, la phase II du présent projet souligne l'importance de mesurer la force musculaire au cou en termes de moment de force et non pas en termes de force, afin de déterminer de façon optimale la relation entre les caractéristiques anthropométriques et la force des muscles cervicaux. Nous recommandons qu'avant d'ajouter d'autres types de variables à ces modèles, il faudrait d'abord s'assurer lors d'études pilotes ou à travers la littérature, que ces variables soient hautement corrélées avec la force des muscles cervicaux afin qu'elles aient le potentiel d'augmenter grandement la précision du modèle par rapport aux valeurs normatives. De plus, ces nouvelles variables devraient être simples à mesurer afin que les modèles de prédiction obtenus soient facilement utilisables en clinique.

La cervicalgie chronique affecte une grande proportion de gens et présente des désavantages considérables. Il est proposé qu'une fatigue accrue des muscles cervicaux puisse être une déficience associée à cette condition. Ce projet de recherche apporte des connaissances importantes au domaine biomédical, puisque ces dernières contribuent indirectement à améliorer la recherche sur la fatigue des muscles cervicaux chez les individus avec une cervicalgie chronique.

Bibliographie

- Ang, B., Linder, J. and Harms-Ringdahl, K.** (2005). Neck strength and myoelectric fatigue in fighter and helicopter pilots with a history of neck pain. *Aviation Space & Environmental Medicine* **76**, 375-80.
- Arendt-Nielsen, L.** (1984). EMG power spectral shift and muscle fiber conduction velocity during human muscle fatigue. *Journal of Physiology*, 353-354.
- Arendt-Nielsen, L. and Mills, K. R.** (1988). Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology* **58**, 20-25.
- Behm, D. G.** (2004). Force maintenance with submaximal fatiguing contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology* **29**, 274-90.
- Bellemare, F., Woods, J. J., Johansson, R. and Bigland-Ritchie, B.** (1983). Motor-unit discharge rates in maximal voluntary contractions of three human muscles. *Journal of Neurophysiology* **50**, 1380-1392.
- Bianchi, C. P. and Narayan, S.** (1982). Muscle fatigue and the role of transverse tubules. *Science (New York, N.Y.)* **215**, 295-296.
- Borg, G.** (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* **16**, 55-58.
- Borg, G. A.** (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **14**, 377-381.
- Bovim, G., Schrader, H. and Sand, T.** (1994). Neck pain in the general population. [see comment] *Spine* **19**, 1307-9.
- Bubolic, S., Arsenault, B., Dumas, J. and Gagon, D.** (2002). La faiblesse et la fatigabilité des muscles du cou chez des sujets souffrant de cervicalgie chronique. In *Faculté des études supérieures*, vol. M.Sc. (ed., pp. 98. Montréal: Université de Montréal.
- Chiu, T. T., Lam, T. H. and Hedley, A. J.** (2002). Maximal isometric muscle strength of the cervical spine in healthy volunteers. *Clinical Rehabilitation* **16**, 772-9.

- Conley, M. S., Meyer, R. A., Bloomberg, J. J., Feedback, D. L. and Dudley, G. A.** (1995). Noninvasive analysis of human neck muscle function. *Spine* **20**, 2505-12.
- Cooper, R. G. and Stokes, M. J.** (1994). Load-induced inflexion of the surface electromyographic signal during isometric fatiguing activity of normal human paraspinal muscle. *Electromyography and clinical neurophysiology* **34**, 177-184.
- Côte, P., Cassidy, J. D., Carroll, L. J. and Kristman, V.** (2004). The annual incidence and course of neck pain in the general population: a population-based cohort study. *Pain* **112**, 267-273.
- Crenshaw, A. G., Karlsson, S., Gerdle, B. and Friden, J.** (1997). Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica* **160**, 353-61.
- Da Silva, R. A., Arsenault, A. B., Gravel, D., Lariviere, C. and de Oliveira, E.** (2005). Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: A comparative study of 3 assessment. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **86**, 722-729.
- De Luca, C.** (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* **13**, 135-163.
- De Luca, C. J.** (1985). Control properties of motor units. *Journal of Experimental Biology* **115**, 125-36.
- De Luca, C. J.** (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve* **16**, 210-6.
- De Luca, C. J. and Erim, Z.** (1994). Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends in Neurosciences* **17**, 299-305.
- Dedering, A., Nemeth, G. and Harms-Ringdahl, K.** (1999). Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics* **14**, 103-111.

- Dolan, P., Mannion, A. F. and Adams, M. A.** (1995). Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine* **20**, 149-59.
- Duchene, J. and Goubel, F.** (1993). Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* **21**, 313-97.
- Eberstein, A. and Beattie, B.** (1985). Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle & Nerve* **8**, 768-773.
- Elfving, B., Liljequist, D., Mattsson, E. and Nemeth, G.** (2002). Influence of interelectrode distance and force level on the spectral parameters of surface electromyographic recordings from the lumbar muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **12**, 295-304.
- Elfving, B., Németh, G. and Arvidsson, I.** (2000). Back muscle fatigue in healthy men and women studied by electromyography spectral parameters and subjective ratings. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* **32**, 117-123.
- Falla, D., Dall'Alba, P., Rainoldi, A., Merletti, R. and Jull, G.** (2002a). Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles - a basis for clinical and research electromyography applications. *Clinical Neurophysiology* **113**, 57-63.
- Falla, D., Dall'Alba, P., Rainoldi, A., Merletti, R. and Jull, G.** (2002b). Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. *European Journal of Applied Physiology* **87**, 542-9.
- Falla, D., Jull, G., Dall'Alba, P., Rainoldi, A. and Merletti, R.** (2003a). An electromyographic analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of craniocervical flexion. *Physical therapy* **83**, 899-906.
- Falla, D., Jull, G., Hodges, P. and Vicenzino, B.** (2006). An endurance-strength training regime is effective in reducing myoelectric manifestations of cervical flexor muscle fatigue in females with chronic neck pain. *Clinical Neurophysiology* **117**, 828-37.

- Falla, D., Rainoldi, A., Merletti, R. and Jull, G.** (2003b). Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients. *Clinical Neurophysiology* **114**, 488-95.
- Fallentin, N., Jorgensen, K. and Simonsen, E.** (1993). Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology* **67**, 335-341.
- Farina, D., Gazzoni, M. and Merletti, R.** (2003). Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **13**, 319-332.
- Farina, D., Merletti, R. and Enoka, R. M.** (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* **96**, 1486-1495.
- Finsen, L.** (1999). Biomechanical aspects of occupational neck postures during dental work - Part II - The scientific basis. *International Journal of Industrial Ergonomics* **23**, 397-406.
- Freund, H. J.** (1983). Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. *Physiological reviews* **63**, 387-436.
- Garces, G. L., Medina, D., Milutinovic, L., Garavote, P. and Guerado, E.** (2002). Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **34**, 464-470.
- Garland, S. J. and Gossen, E. R.** (2002). The muscular wisdom hypothesis in human muscle fatigue. *Exercise & Sport Sciences Reviews* **30**, 45-9.
- Giannesini, B., Cozzone, P. J. and Bendahan, D.** (2003). Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components. *Biochimie* **85**, 873-83.
- Gibson, A. S., Lambert, M. I. and Noakes, T. D.** (2001). Neural control of force output during maximal and submaximal exercise. *Sports Medicine* **31**, 637-650.
- Gogia, P. P. and Sabbahi, M. A.** (1991). Changes in fatigue characteristics of cervical paraspinal muscles with posture. *Spine* **16**, 1135-40.

- Gogia, P. P. and Sabbahi, M. A.** (1994). Electromyographic analysis of neck muscle fatigue in patients with osteoarthritis of the cervical spine. *Spine* **19**, 502-6.
- Hasvold, T. and Johnsen, R.** (1993). Headache and neck or shoulder pain--frequent and disabling complaints in the general population. *Scan Journal or Primary Health Care* **11**, 219-24.
- Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D.** (1965). Functional significance of cell size in spinal motor neurons. *Journal of Neurophysiology* **28**, 560-580.
- Hummel, A., Laubli, T., Pozzo, M., Schenk, P., Spillmann, S. and Klipstein, A.** (2005). Relationship between perceived exertion and mean power frequency of the EMG signal from the upper trapezius muscle during isometric shoulder elevation. *European Journal of Applied Physiology* **95**, 321-6.
- Johnson, G., Bogduk, N., Nowitzke, A. and House, D.** (1994). Anatomy and actions of the trapezius muscle. *Clinical Biomechanics* **9**, 44-50.
- Jordan, A., Mehlsen, J., Bulow, P. M., Ostergaard, K. and Danneskiold-Samsoe, B.** (1999). Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine* **24**, 1343-8.
- Kadi, F., Hägg, G., Håkansson, R., Holmner, S., Butler-Browne, G. S. and Thornell, L. E.** (1998). Structural changes in male trapezius muscle with work-related myalgia. *Acta Neuropathologica* **95**, 352-360.
- Kamibayashi, L. K. and Richmond, F. J.** (1998). Morphometry of human neck muscles. *Spine* **23**, 1314-1323.
- Kankaanpää, M., Taimela, S., Webber, C. L., Airaksinen, O. and Hänninen, O.** (1997). Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *European journal of applied physiology and occupational physiology* **76**, 236-242.
- Keshner, E. A., Campbell, D., Katz, R. T. and Peterson, B. W.** (1989). Neck muscle activation patterns in humans during isometric head stabilization. *Experimental Brain Research* **75**, 335-44.

- Koumantakis, G. A., Arnall, F., Cooper, R. G. and Oldham, J. A.** (2001). Paraspinal muscle EMG fatigue testing with two methods in healthy volunteers. Reliability in the context of clinical applications. *Clinical Biomechanics* **16**, 263-266.
- Krogh-Lund, C. and Jørgensen, K.** (1993). Myo-electric fatigue manifestations revisited: power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction. *European journal of applied physiology and occupational physiology* **66**, 161-173.
- Kumar, S., Narayan, Y. and Amell, T.** (2001a). Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clinical Biomechanics* **16**, 380-8.
- Kumar, S., Narayan, Y. and Amell, T.** (2001b). Spectral profile of superficial cervical muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology* **11**, 269-80.
- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C. and De Luca, C. J.** (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology* **79**, 23-32.
- Kvarnstrom, S.** (1983). Occurrence of musculoskeletal disorders in a manufacturing industry with special attention to occupational shoulder disorders. *Scandinavian Journal of Rehabilitation and Medicine - Supplementum* **8**, 1-114.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P.** (2002). Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **12**, 91-102.
- Lariviere, C., Gravel, D., Gagnon, D., Arsenault, A. B., Loisel, P. and Lepage, Y.** (2003). Back strength cannot be predicted accurately from anthropometric measures in subjects with and without chronic low back pain. *Clinical Biomechanics* **18**, 473-9.
- Larsson, B., Bjork, J., Elert, J. and Gerdle, B.** (2000). Mechanical performance and electromyography during repeated maximal isokinetic shoulder forward flexions in

female cleaners with and without myalgia of the trapezius muscle and in healthy controls. *European Journal of Applied Physiology* **83**, 257-67.

- Larsson, B., Bjork, J., Elert, J., Lindman, R. and Gerdle, B.** (2001). Fibre type proportion and fibre size in trapezius muscle biopsies from cleaners with and without myalgia and its correlation with ragged red fibres, cytochrome-c-oxidase-negative fibres, biomechanical output, perception of fatigue, and surface electromyography during repetitive forward flexions. *European Journal of Applied Physiology* **84**, 492-502.
- Lee, H., Nicholson, L. and Adams, R.** (2005). Neck muscle endurance, self-report, and range of motion data from subjects with treated and untreated neck pain. *Journal of Manipulative Physiological Therapy* **28**, 25-32.
- Lindman, R., Eriksson, A. and Thornell, L. E.** (1990). Fiber type composition of the human male trapezius muscle: enzyme-histochemical characteristics. *The American journal of anatomy* **189**, 236-244.
- Lindman, R., Eriksson, A. and Thornell, L. E.** (1991). Fiber type composition of the human female trapezius muscle: enzyme-histochemical characteristics. *The American journal of anatomy* **190**, 385-392.
- Macefield, V. G., Fuglevand, A. J., Howell, J. N. and Bigland-Ritchie, B.** (2000). Discharge behaviour of single motor units during maximal voluntary contractions of human toe extensor *Journal of Physiology* **528**, 227-234.
- Madeleine, P., Farina, D., Merletti, R. and Arendt-Nielsen, L.** (2002). Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. *European Journal of Applied Physiology* **87**, 327-336.
- Mannion, A. F., Connolly, B., Wood, K. and Dolan, P.** (1997). The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of rehabilitation research and development* **34**, 427-439.

- Marsden, C. D., Meadows, J. C. and Merton, P. A.** (1983). "Muscular wisdom" that minimized fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. *Advanced Neurology* **39**, 169-211.
- Mayoux-Benhamou, M. A., Revel, M. and Vallee, C.** (1997). Selective electromyography of dorsal neck muscles in humans. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale* **113**, 353-360.
- Mayoux-Benhamou, M. A., Wybier, M. and Revel, M.** (1989). Strength and cross-sectional area of the dorsal neck muscles. *Ergonomics* **32**, 513-8.
- Mayoux Benhamou, M. A., Revel, M. and Vallee, C.** (1995). Surface electrodes are not appropriate to record selective myoelectric activity of splenius capitis muscle in humans. *Experimental Brain Research* **105**, 432-8.
- McMulkin, M., Woldstad, J. and Hughes, R.** (1998). Torso loading via a harness method activates trunk muscles less than a hand loading method - Anthropometry for designers. *Journal of Biomechanics* **31**, 391-395.
- Merletti, R., Lo Conte, L. R. and Orizio, C.** (1991). Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **1**, 20-33.
- Merletti, R., Rainoldi, A. and Farina, D.** (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise & Sport Sciences Reviews* **29**, 20-5.
- Merletti, R. and Roy, S.** (1996). Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **24**, 342-353.
- Moritani, T.** (1995). Electromyographic manifestations of muscle fatigue. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Electromyography and Motor Control* **97**, S59-S59.

- Nargol, A. V., Jones, A. P., Kelly, P. J. and Greenough, C. G.** (1999). Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine* **24**, 883-888.
- Peolsson, A., Oberg, B. and Hedlund, R.** (2001). Intra- and inter-tester reliability and reference values for isometric neck strength. *Physiotherapy research international* **6**, 15-26.
- Phillips, C. A. and Petrofsky, J. S.** (1983). Quantitative electromyography: response of the neck muscles to conventional helmet loading. *Aviation Space & Environmental Medicine* **54**, 452-7.
- Portero, P., Bigard, A. X., Gamet, D., Flageat, J. R. and Guezennec, C. Y.** (2001). Effects of resistance training in humans on neck muscle performance, and electromyogram power spectrum changes. *European Journal of Applied Physiology* **84**, 540-6.
- Queisser, F., Bluthner, R., Brauer, D. and Seidel, H.** (1994). The relationship between the electromyogram-amplitude and isometric extension torques of neck muscles at different positions of the cervical spine. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology* **68**, 92-101.
- Rankin, G., Stokes, M. and Newham, D. J.** (2005). Size and shape of the posterior neck muscles measured by ultrasound imaging: normal values in males and females of different ages. *Manual Therapy* **10**, 108-115.
- Rezasoltani, A., Kallinen, M., Malkia, E. and Vihko, V.** (1998). Neck semispinalis capitis muscle size in sitting and prone positions measured by real-time ultrasonography. *Clin Rehabil* **12**, 36-44.
- Rezasoltani, A., Ylinen, J. and Vihko, V.** (2002). Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle. *Journal of Rehabilitation Research & Development* **39**, 423-8.
- Robergs, R. A. and Roberts, S. O.** (2000). Chapter 5: Neuromuscular function and adaptations to exercise. In *Fundamental principles of exercise physiology: for*

fitness, performance, and health, (ed. V. Malinee), pp. 76-109. USA: Edward E. Bartell.

- Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M. and Buijs, R. J.** (1995). Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine* **20**, 38-48.
- Sahlin, K., Tonkonogi, M. and Söderlund, K.** (1998). Energy supply and muscle fatigue in humans. *Acta Physiologica Scandinavica* **162**, 261-266.
- Schuldt, K. and Harms-Ringdahl, K.** (1988). E.m.g./moment relationships in neck muscles during isometric cervical spine extension. *Clinical Biomechanics* **3**, 58-65.
- Solomonow, M., Baten, C., Smit, J., Baratta, R., Hermens, H., D'Ambrosia, R. and Shoji, H.** (1990). Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *Journal of Applied Physiology* **68**, 1177-85.
- Sommerich, C. M., Joines, S. M., Hermans, V. and Moon, S. D.** (2000). Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *Journal of Electromyography & Kinesiology* **10**, 377-98.
- Staudte, H. W. and Duhr, N.** (1994). Age- and sex-dependent force-related function of the cervical spine. *European Spine Journal* **3**, 155-61.
- Strimpakos, N., Georgios, G., Eleni, K., Vasilios, K. and Jacqueline, O.** (2005). Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue. *Journal of Electromyography & Kinesiology* **15**, 452-65.
- Strimpakos, N., Sakellari, V., Gioftsos, G. and Oldham, J.** (2004). Intratester and intertester reliability of neck isometric dynamometry. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* **85**, 1309-16.
- Suryanarayana, L. and Kumar, S.** (2005). Quantification of isometric cervical strength at different ranges of flexion and extension. *Clinical Biomechanics* **20**, 138-44.

- Takebe, K., Vitti, M. and Basmajian, J. V.** (1974). The functions of semispinalis capitis and splenius capitis muscles: an electromyographic study. *The Anatomical record* **179**, 477-480.
- Thuresson, M., Ang, B., Linder, J. and Harms-Ringdahl, K.** (2003). Neck muscle activity in helicopter pilots: effect of position and helmet-mounted equipment. *Aviation Space & Environmental Medicine* **74**, 527-32.
- Thuresson, M., Ang, B., Linder, J. and Harms-Ringdahl, K.** (2005). Intra-rater reliability of electromyographic recordings and subjective evaluation of neck muscle fatigue among helicopter pilots. *Journal of Electromyography & Kinesiology* **15**, 323-31.
- Uhlig, Y., Weber, B. R., Grob, D. and Muntener, M.** (1995). Fiber composition and fiber transformations in neck muscles of patients with dysfunction of the cervical spine. *Journal of Orthopaedic Research* **13**, 240-9.
- Valkeinen, H., Ylinen, J., Malkia, E., Alen, M. and Hakkinen, K.** (2002). Maximal force, force/time and activation/coactivation characteristics of the neck muscles in extension and flexion in healthy men and women at different ages. *European Journal of Applied Physiology* **88**, 247-54.
- van Dieën, J. H. and Heijblom, P.** (1996). Reproducibility of isometric trunk extension torque, trunk extensor endurance, and related electromyographic parameters in the context of their clinical applicability. *Journal of Orthopaedic Research* **14**, 139-143.
- van Dieën, J. H., Heijblom, P. and Bunkens, H.** (1998). Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology* **8**, 35-44.
- Vander, A. J., Sherman, J. H., Luciano, D. S. and Brière, R.** (1995). Chapitre 11: Les muscles. In *Physiologie humaine*, (ed. M. Poulin), pp. 287-328. Montréal: Chenelière/McGraw-Hill.

- Wang, M., Léger, A.B., and Dumas, G.A.** (2005). Prediction of back strength using anthropometric and strength measurements in healthy females. *Clinical Biomechanics* **20**, 685-92.
- Westgaard, R. H. and De Luca, C. J.** (1999). Motor unit substitution in long-duration contractions of the human trapezius muscle. *Journal of Neurophysiology* **82**, 501-4.
- Wikholm, J. and Bohannon, R.** (1991). Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **13**, 191-98.

Annexes

Annexe 1 Formulaire de consentement

Identification :

Nom : _____ Date de naissance : _____ No. de dossier :

TITRE DU PROJET: Étude de la faiblesse et de la fatigue des muscles du cou chez les travailleurs présentant une cervicalgie chronique. Phase I: Étude méthodologique sur la position, le niveau de force et le type de force utilisés chez les sujets sains.

RESPONSABLES : A. Bertrand Arsenault, Martin Bilodeau, Jean-Pierre Dumas.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS :

La littérature sur la faiblesse et la fatigue des muscles du cou rapporte des résultats contradictoires chez les personnes ayant des maux de cou (cervicalgiques). Nous pensons que ces résultats divergents sont expliqués par les différentes procédures expérimentales utilisées. Celles-ci diffèrent au niveau de la position d'évaluation du sujet, des niveaux et types de force exigés. La présente étude a donc pour but de comparer la force et la fatigue des muscles du cou obtenus chez des sujets sans atteintes et des sujets cervicalgiques, et ce pour différentes méthodes d'évaluation. Ceci nous permettra d'expliquer les contradictions existant dans la littérature et de déterminer la meilleure méthode pour détecter la présence de fatigue et de faiblesse musculaires cervicales entre des cervicalgiques et des sujets sans atteintes. De telles données scientifiques auront un impact sur la clinique, nous permettant d'évaluer de façon précise la fatigue et la faiblesse musculaires et de faire un meilleur suivi des sujets cervicalgiques lors des traitements de réadaptation.

Le projet se réalisera en 2 étapes impliquant 60 personnes au total. Vous faites partie de la première étape, celle portant sur l'évaluation des sujets sans cervicalgie.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION :

La séance d'expérimentation durera 4 heures et sera réalisée au Centre de Recherche (4^e étage) de l'Institut de réadaptation de Montréal. Lors de la journée d'évaluation, vous devrez vous abstenir de consommer de la caféine sous toutes ses formes (café, thé, boisson gazeuse, chocolat) ou de l'alcool avant la séance de mesure. Vous devrez d'abord répondre à des questionnaires (15 minutes) portant sur votre santé, vos habitudes face à l'activité physique, ainsi que sur votre latéralité (gaucher, droitier). Une évaluation clinique mesurant votre mobilité du cou sera réalisée.

Ensuite, des capteurs de surface seront placés sur votre peau vis-à-vis différents muscles du cou, pour mesurer leurs activités. Par après, une période de familiarisation avec les tâches à exécuter permettra de vous échauffer adéquatement. On vous demandera par la suite de réaliser quatre contractions maximales de vos muscles du cou dans différentes positions (couchée et assise). Enfin, vous devrez maintenir au total 16 contractions de 20 secondes chacune dans différentes positions (assis et couché), à différents niveaux de force (bas et haut) et avec différents type de force (relatif et absolu) sur un instrument mesurant la force cervicale en position soit assise ou couchée. Un repos de 3 minutes entre chaque contraction vous sera accordé. Une pause de 15 minutes vous sera accordée après 1h30 d'évaluation. Certaines questions vous seront posées pendant les tests pour évaluer des aspects de votre performance tels que la fatigue ou les inconforts ressentis.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Vous ne retirerez personnellement pas d'avantage à participer à cette étude. Toutefois, les données que nous allons recueillir vont contribuer au développement d'un protocole nous permettant d'évaluer adéquatement les personnes souffrant de cervicalgie.

**INCONVÉNIENTS PERSONNELS ET RISQUES POUVANT DÉCOULER DE
MA PARTICIPATION :**

Il est possible que vous ressentiez des courbatures musculaires au niveau de votre cou (24 à 48 heures suivant les évaluations) suite aux contractions musculaires demandées. Si c'est le cas, la douleur ressentie devrait être d'intensité légère à modérée et ne sera pas un inconvénient dans la réalisation de vos activités quotidiennes. Il est aussi possible que des allergies cutanées apparaissent, dues à la pose des capteurs, même si les collerettes utilisées sont hypo-allergènes. Ces capteurs ne comportent pas d'aiguille et sont indolores. Ces opérations sont faites selon les règles d'hygiène les plus strictes.

ACCÈS À MON DOSSIER MÉDICAL : Ne s'applique pas dans votre cas.

CONFIDENTIALITÉ ET UTILISATION DES RÉSULTATS :

Tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés afin d'assurer leur confidentialité. Ces données seront conservées sous clé au Centre de recherche de l'institut de réadaptation de Montréal par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans, après quoi, elles seront détruites. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès.

Vous acceptez que les informations recueillies puissent être utilisées pour des fins de communications scientifiques, professionnelles ou d'enseignement. En cas de présentation de résultats de cette recherche ou de publication, rien ne pourra permettre de vous identifier.

QUESTIONS CONCERNANT CETTE ÉTUDE :

Vous pourrez poser vos questions à tout moment et nous veillerons à y répondre.

RETRAIT DE LA PARTICIPATION DU SUJET :

Il est entendu que votre participation à ce projet de recherche est volontaire et que vous pourrez, en tout temps, y mettre fin.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, les organismes subventionnaires ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Une indemnité compensatoire de 50\$ vous sera donnée après la séance d'évaluation dans laquelle vous serez impliquée. Ce montant vous servira à votre discrétion pour couvrir les frais de déplacements encourus par votre participation.

PERSONNES-RESSOURCES :

Les personnes-ressources attitrées à ce projet sont Jean-Louis Laroche et Maude Laliberté, physiothérapeutes et peuvent être rejointes au CRIR/Site de recherche IRM, 6300 avenue Darlington, Montréal (Québec) H3S 2J4. Tél. : [information retirée / information withdrawn]. Télécopieur

[information retirée / information withdrawn]

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au [information retirée / information withdrawn] ou par courriel à l'adresse suivante: [information retirée / information withdrawn]

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussignée, accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier .

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

NOM DU SUJET

SIGNATURE

Fait à _____, le _____ 20__.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR (ou de son représentant)

Je, soussigné (e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard, (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, et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

**NOM DU CHERCHEUR
(ou de son représentant)**

SIGNATURE

Fait à _____, le _____ 20__.

(À ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

Annexe 2 Certificat d'éthique

Ce projet se déroulera dans les sites du CRIR suivants : **Institut de réadaptation de Montréal, Centre de réadaptation Constance-Lethbridge.**

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
3. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
4. Aviser le CÉR de la clôture (abandon ou interruption prématurée) du projet de recherche ;
5. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, inclusé dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
6. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.

[information retirée / information
withdrawn]

M. Michel T. Giroux
Président du CÉR





Date d'émission
11 avr. 2006

Composition du comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR

Mme Isabelle Bilodeau/Mme Seïda El He'li (membre substitut)	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine psychosocial en réadaptation
Dr. Céline Lamerre/Mme Imen Khelil (substitut)	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine biomédical en réadaptation
M. Jean-Marie D'Amour/M. Stéphanie McDuff (membre substitut)	Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits sensoriel visuels ou auditifs
Mme Monique Désilets/Mme Marie Josée Drolet (membre substitut)	Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits moteurs ou neurologiques
Mme Marie-Eve Bouchillier/M. David Boucher (membre substitut)	Une personne spécialisée en éthique
M. Michel Y. Giroux/M. Nathalie Leroq (membre substitut)	Une personne spécialisée en droit
M. André Vindens/M. Marie Monique Provost (membre substitut)	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes adultes et aptes
Mme Madeline Landry/Mme Diane Gauvain (substitut)	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes mineures ou incapables
Mme Elizabeth Markakis/M. Michel Sirois (membre substitut)	Une personne siégeant à titre de représentante du public
Mme Frédérique Courtois	Représentante de l'UQAM
Mme Patricia McKinley	Représentante de l'Université McGill
M. Anik Molet	Secrétaire du CÉR et membre non-votant

Annexe 3 Échelle de Borg CR-10

EFFORT

0 Rien du tout	
0,5 Très très facile	
1 Très facile	
2 Facile	
3 Moyen	
4 Un peu difficile	
5 Difficile	
6 Plus difficile	
7 Très difficile	
8	
9 Très très difficile	
10 Maximum	

Annexe 4 Abrégés publiés

Abrégé 1

**Journée scientifique du réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation
(REPAR/FRSQ)
Québec, Canada, 2007**

The relationship between neck strength and anthropometric measures in healthy women

Background. In the assessment of neck muscle fatigue, a relative-load protocol is often used where subjects sustain a contraction at a given percentage of their maximal voluntary contraction (MVC). However, in individuals with chronic neck pain, the true MVC may not be produced because of pain/fear. Therefore, fatigue could be underestimated in these subjects. This problem could be avoided if strength could be predicted from an individual's physical characteristics. Our purpose was to assess whether healthy women's neck flexors and extensors strength could be predicted from their physical characteristics.

Methods. Thirty-six females without neck pain participated in the study. Neck girth, neck length, head torque, body height and body mass were measured. Neck strength in flexion and extension was measured with the subject performing two isometric MVCs in each direction in a supine lying position on a custom dynamometer apparatus. Correlations between strength and anthropometric measures and a multiple linear regression model were used to evaluate whether strength could be predicted from anthropometric measurements.

Findings. Most of the physical characteristics had a statistically significant association ($r = .33 - .52$) with strength. The best regression model explained 29% of strength variance in flexion and 35% in extension.

Interpretation. Neck strength cannot be predicted accurately from the selected physical characteristics. Even though pain/fear might prevent an individual with chronic neck pain from producing its true MVC, the estimation of strength based on the anthropometric characteristics alone may not lead to a better estimate from which to base a relative-load fatigue assessment.

Auteurs :

LAROCHELLE, Jean-Louis. École de réadaptation, Université de Montréal,

[information retirée / information withdrawn]

[information
retirée /
information
withdrawn]

LALIBERTÉ, Maude. École de réadaptation, Université de Montréal,

[information retirée / information withdrawn]

BILODEAU, Martin. School of Rehabilitation Sciences, Université d'Ottawa,

[information retirée / information withdrawn]

DUMAS, Jean-Pierre. Faculté de médecine et des sciences de la santé, Université de Sherbrooke,

[information retirée / information withdrawn]

ARSENAULT, Bertrand A. École de réadaptation, Université de Montréal,

[information retirée / information withdrawn]

Abrégé 2**World confederation for physical therapy (WCPT)****Vancouver, Canada, 2007****EFFECT OF TESTING POSITION ON THE MEASUREMENT OF NECK
MUSCLE FATIGUE WITH EMG FATIGUE INDICES AND THE BORG SCALE**Larochelle JL¹, Laliberté M¹, Bilodeau M², Dumas JP³, Arsenault AB¹¹University of Montreal and CRIR-Montreal Rehabilitation Institute, Montreal (Qc),
Canada.²University of Ottawa, School of Rehabilitation Sciences, Ottawa (Ont), Canada³McGill University, School of Physical and Occupational Therapy, Montreal (Qc), Canada.

PURPOSE: To determine if a subject's position (sitting/lying) has an effect on the fatigability of neck muscles, evaluated with EMG fatigue indices and rated on the Borg scale. **RELEVANCE:** Two main testing positions, sitting or lying, have been used in the evaluation of neck muscle fatigue. Contradictory results can be found in the literature comparing fatigue between healthy adults and adults with chronic neck pain. However, it is not known if the testing position could be a confounding variable. A reason that could possibly explain the differences in the level of fatigue observed may be that different testing positions lead to different recruitment of muscles involved in neck flexion or extension.

PARTICIPANTS: Twenty-five healthy women (31.1 ± 8.3 years) participated in this study. **METHODS:** The maximal torque relative to C7-T1 was recorded for a given position (sitting and supine lying) and a given task (neck isometric flexion and extension). This value served as the 100% maximal voluntary contraction (MVC). For the fatigue tests, the subjects were required to maintain a 10 seconds isometric contraction for each position and each task at 75% of their respective MVCs. EMG recordings were obtained with

surface electrodes placed bilaterally on both splenius capitis and sternocleidomastoid (SCM) muscles. The EMG index of fatigue was the slope of a series (250 ms windows) of EMG median frequencies over time (Hz/s) during the contraction. Subjects rated their level of fatigue after each trial on a Borg-10 scale. **ANALYSES:** For both tasks, the EMG fatigue indices were analysed with a two-way ANOVA for repeated measures, contrasting the factors position and side (left/right). Maximal torques and Borg scores were analysed using paired-t tests. **RESULTS:** The mean (\pm SD) flexion MVC exerted in sitting was 17.1 ± 6.5 Nm and in lying 15.5 ± 3.6 Nm. In extension, MVCs were 19.8 ± 6.3 Nm for sitting and 26.2 ± 5.8 Nm for lying. The difference between sitting and lying was significant ($p < 0.05$) for the extension task only. With regards to the EMG fatigue index, there was no difference between positions in flexion for both SCM. In extension, greater fatigue was observed in the lying position for both splenius (left and right splenius in sitting = -0.27 ± 0.64 Hz/s and -0.05 ± 0.74 Hz/s, compared to -0.50 ± 0.63 Hz/s and -0.63 ± 0.77 Hz/s in lying). Similar results were obtained with the Borg scores, as the subjects perceived more fatigue in the lying position for the extension task (3.7 ± 1.2 in lying and 3.1 ± 1.2 in sitting). **CONCLUSION:** The present findings suggest that testing position influences the results of strength and fatigue evaluations of neck extensor muscles. This was shown through dynamometry, an EMG fatigue index and the subject's self-assessed fatigue on the Borg scale. **IMPLICATIONS:** When studying the literature on neck muscle fatigue, position should be considered as a confounding variable between studies.

Keywords: Fatigue, Neck muscles, EMG.

Acknowledgements: Fonds de Recherche en Santé du Québec, Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec, Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation du Québec.