

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

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

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

PAR  
JEAN-PHILIPPE PIALASSE

EFFET DE L'AJOUT D'UNE CONTRAINTE DE CHARGE ET DE VITESSE SUR LE  
PHÉNOMÈNE DE FLEXION RELAXATION CERVICAL

DÉCEMBRE 2009

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

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

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

## SOMMAIRE

	Page
<b>RÉSUMÉ</b> .....	iv
<b>ABSTRACT</b> .....	vi
<b>REMERCIEMENTS</b> .....	viii
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	x
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	xi
<b>1. INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>2. CADRE THÉORIQUE</b> .....	<b>2</b>
2.1.    Épidémiologie.....	2
2.1.1. <i>Prévalence et incidence</i> .....	2
2.1.2. <i>Impact économique</i> .....	2
2.1.3. <i>Facteurs de risques</i> .....	3
2.2.    Évaluation des douleurs cervicales .....	4
2.2.1. <i>Questionnaires</i> .....	5
2.2.2. <i>Examen clinique et para clinique</i> .....	6
2.3.    Le PFR.....	7
2.3.1. <i>Le PFR au niveau lombaire</i> .....	7
2.3.2. <i>L'absence du phénomène dans les cas de lombalgies</i> .....	12
2.3.3. <i>Le phénomène au niveau cervical</i> .....	14
2.4.    Influence de la charge et de la vitesse.....	20
2.4.1. <i>La vitesse</i> .....	20
2.4.2. <i>La charge</i> .....	20
2.5.    Fidélité et reproductibilité des mesures .....	21
<b>3. PROBLÉMATIQUE</b> .....	<b>23</b>
3.1.    Problématique de recherche.....	23
3.2.    Objectifs spécifiques et hypothèses de recherche .....	23
<b>4. ARTICLE: LOAD AND SPEED EFFECTS ON THE CERVICAL FLEXION RELAXATION PHENOMENON</b> .....	<b>25</b>
4.1.    Résumé en français .....	25
4.2.    Abstract.....	28
4.3.    Background.....	30
4.4.    Methods .....	32
4.5.    Results .....	36
4.6.    Discussion.....	47
4.7.    Conclusion.....	50
4.8.    Competing interests .....	50
4.9.    Authors' contributions .....	51
4.10.   Acknowledgements.....	51
4.11.   References .....	52

<b>5.</b>	<b>DISCUSSION GÉNÉRALE .....</b>	<b>56</b>
5.1.	Effet de la vitesse sur les extenseurs cervicaux du rachis .....	57
5.1.1.	<i>EMG</i> .....	57
5.1.2.	<i>Cinématique</i> .....	57
5.2.	Effet de la charge sur les extenseurs cervicaux du rachis .....	58
5.2.1.	<i>EMG</i> .....	58
5.2.2.	<i>Cinématique</i> .....	59
5.3.	Reproductibilité intra et inter session et intérêt clinique.....	60
5.4.	Limites .....	61
5.4.1.	<i>Nature du signal EMG</i> .....	61
5.4.2.	<i>Normalisation des données</i> .....	61
5.4.3.	<i>Protocole expérimental</i> .....	62
5.4.4.	<i>Marquage des données</i> .....	63
5.5.	Futures investigations .....	64
<b>6.</b>	<b>CONCLUSION GENERALE .....</b>	<b>65</b>
	<b>REFERENCES .....</b>	<b>67</b>

## RÉSUMÉ

L'évaluation fonctionnelle des cervicalgies se fait principalement à l'aide de questionnaires. L'utilisation d'un élément d'évaluation objectif comme la mesure d'une réponse neuromusculaire à l'image du phénomène de flexion relaxation (PFR) aiderait les cliniciens à la prise en charge des cervicalgies. En effet, le PFR est connu dans la région lombaire pour permettre de discriminer des patients lombalgiques de sujets sains, il reste à vérifier qu'il en est de même dans la région cervicale. Cependant, la littérature scientifique concernant ce phénomène est très limitée et oppose les premières études qui ont conclu à l'absence de ce phénomène, à quelques études plus récentes qui ont conclu à sa présence chez les sujets sains. Ce qui oppose ces études c'est le choix de la réalisation d'une tâche d'une tâche de flexion cervicale en position assise et non une flexion complète du tronc.

Ainsi, une étude complémentaire au sujet de ce phénomène est nécessaire afin de confirmer son existence chez les sujets sains, vérifier l'effet de certains facteurs qui sont connus pour influencer le PFR dans la région lombaire, et enfin vérifier la reproductibilité ou la fidélité de la mesure des paramètres cinématiques et électromyographiques (EMG) propre à ce phénomène. La charge et la vitesse sont deux facteurs modulant le PFR au niveau lombaire. Leurs effets sont bien connus dans la région lombaire et il semble opportun de vérifier leurs conséquences sur le PFR cervical.

Par conséquent, les objectifs de ce projet de maîtrise se situent sur 3 plans : -1- étudier l'effet de la charge sur le PFR cervical, -2- étudier l'effet de la vitesse du mouvement sur le PFR cervical, -3- mesurer la fidélité de la mesure des paramètres cinématiques et EMG du PFR cervical.

Cette étude a été réalisée à l'aide de participants sains afin de mesurer les effets de la charge et de la vitesse sur le PFR. Les variables étudiées ont été les angles d'apparition et de disparition du silence myoélectrique, et les valeurs efficaces (RMS pour racine carrée du carré moyen ou *root mean square*) de l'enregistrement EMG pendant les phases de flexion, pleine flexion et extension. Les participants ont eu à réaliser des tâches de flexion cervicale sous deux conditions de vitesse (lente, rapide), et dans trois conditions de charge (avec charge, sans charge, avec contrepoids). Ils ont dû compléter deux séances expérimentales afin de pouvoir évaluer la fidélité des mesures au sein d'une même session et entre deux sessions. Les résultats ont montré que l'ajout d'une charge augmente la valeur des angles d'apparition et de disparition du silence, ainsi qu'une augmentation de la valeur RMS dans toutes les phases du mouvement. La vitesse a eu un effet uniquement sur l'angle d'apparition en le diminuant quand celui-ci est exprimé en pourcentage de flexion maximale, et sur la valeur RMS de la phase d'extension en augmentant sa valeur.

## ABSTRACT

Functional assessment of patients with neck pain is mainly conducted with questionnaires. Clinical management of such patients would be facilitated by means of an objective evaluation of a neuromuscular response such as the flexion relaxation phenomenon (FRP). FRP in the lumbar region has been proven to discriminate patients with low back pain from healthy participants and it may be possible to evaluate similar responses in the cervical region. Although, the literature regarding this phenomenon is poor, recent studies conclude that the FRP exists in this region in healthy subject during cervical spine flexion rather than a trunk flexion is performed, while earlier studies denied its existence in the cervical region because they were using a trunk flexion.

Thus, an extensive investigation of this phenomenon is necessary in order to confirm its existence in healthy subjects, test for factors that have known effects on the phenomenon in the lumbar region, and finally assess repeatability of kinematic and electromyographic (EMG) parameters for this phenomenon. Load and speed are two modulating factors for the FRP in the lumbar region and it would be suitable to evaluate their effects in the cervical region.

Consequently, this study served 3 different goals : -1- study the load effect on cervical FRP, -2- study the speed effect on cervical FRP, -3- evaluate the repeatability of kinematic and EMG parameters measurement for cervical FRP.

Load and speed effect on cervical FRP were evaluated in a healthy adult population. The studied variables included the onset and cessation angle of EMG silence and root mean square values (RMS) of EMG data during the flexion, full flexion and extension phases of movement. Flexion tasks were accomplished using two speed conditions (slow, fast), and three load conditions (with load, without load, with a counterweight). Participants took part in two experimental sessions in order to assess the intra- and inter-session repeatability of the FRP measures. Results showed that increasing the load increased onset and cessation angles, and heightened RMS values in all movement phases. Speed only had an effect on the onset angle reducing it when expressed in percentage of maximal full flexion, and by increasing the RMS value in the extension.



## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier celles et ceux qui m'ont soutenu le long de mon projet de maîtrise sans me limiter aux personnes que je vais citer dans les lignes qui suivent. Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, le Professeur Martin Descarreaux pour sa disponibilité inégalable et pour avoir partagé avec moi sa passion pour la recherche. Il a su en plus de tout cela, me permettre de trouver la motivation et les ressources nécessaires pour me permettre de continuer à avancer toujours plus loin. Je me considère encore loin d'être un chercheur autonome, mais les bases qui me permettront, dans un futur proche, de le devenir ont été mises en place grâce à lui.

Je ne peux évidemment pas omettre l'équipe du groupe de recherche en adaptation/réadaptation neuromusculaires (GRAN), ainsi que tous les chercheurs collaborant au sein de la Chaire de Recherche en Chiropratique à l'Université du Québec à Trois-Rivières, qui m'ont tous apporté un support inégalable, et leur expérience unique. Je tiens à remercier aussi Linda Meurou pour sa précieuse aide lors de mes expérimentations, Jean-Daniel Dubois pour m'avoir enduré au cours de cette maîtrise, et ceux et celles qui m'ont aidé au sein du Département Chiropratique de l'Université du Québec à Trois-Rivières.

Je me dois de remercier l'Institut Franco-Européen de Chiropratique (IFEC) pour son support afin de réaliser cette maîtrise, par l'entremise de son directeur Charles Martin et d'Olivier Lanlo, le président de l'Association pour la Formation de la Chiropratique en France, association qui gère l'IFEC.

Enfin, je ne peux oublier ma mère Ghislaine Moulinier, et ma tante Muriel Moulinier pour leur soutien de toujours, et surtout, toi, Claire.

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 2.1. COMPARAISON DES DIFFÉRENTES ÉTUDES SUR LE PFR CERVICAL.....	19
TABLE 4.1. AVERAGE ANTHROPOMETRIC CHARACTERISTICS OF THE STUDY PARTICIPANTS .....	32
TABLE 4.2. MEAN (SD) DURATION OF EACH PHASE IN THE 2 RHYTHM CONDITIONS.....	37
TABLE 4.3. INTRA-SESSION KINEMATIC ICC(2,1). .....	44
TABLE 4.4. INTER-SESSION KINEMATICS ICC(2,K).....	46

## LISTE DES FIGURES

FIGURE 1.1. RÉGION CERVICALE. ....	1
FIGURE 2.1. PFR AU NIVEAU LOMBAIRE AVEC LE SIGNAL BRUT EMG ET L'ANGLE DE FLEXION DU TRONC LORS DE LA RÉALISATION D'UNE TÂCHE DE FLEXION-EXTENSION DU TRONC CHEZ UN SUJET SAIN. ....	8
FIGURE 2.2. PFR CERVICALE AVEC LES 3 PHASES IMPORTANTES DU MOUVEMENT .....	15
FIGURE 2.3. DIFFÉRENCE ENTRE UN SUJET SAIN PRÉSENTANT LE PFR ET UN PATIENT AYANT DES CERVICALGIES NE LE PRÉSENTANT PAS. ....	16
FIGURE 4.1. EXPERIMENTAL SETTING OF A PARTICIPANT IN LOADED (A), NO LOAD (B) AND COUNTERWEIGHTED (C) CONDITIONS. ....	34
FIGURE 4.2. TYPICAL SUBJECT EMG (GREY) AND CERVICAL FLEXION ANGLE (BLACK) DURING A SLOW-SPEED-WITHOUT-LOAD TRIAL. ....	37
FIGURE 4.3. LOAD EFFECT ON ONSET AND CESSATION ANGLES IN DEGREES. ....	38
FIGURE 4.4. LOAD EFFECT ON ONSET AND CESSATION ANGLES IN PERCENTAGE. ....	39
FIGURE 4.5. SPEED EFFECT ON ONSET AND CESSATION ANGLES IN DEGREES. ....	40
FIGURE 4.6. SPEED EFFECT ON ONSET AND CESSATION ANGLES IN PERCENTAGE. ....	41
FIGURE 4.7. LOAD X SPEED INTERACTION EFFECT ON EXTENSION PHASE NORMALIZED EMG RMS. ....	42

## 1. INTRODUCTION

Les cervicalgies sont définies comme des douleurs reliées à tous troubles ou maladies qui se produisent dans une zone allant de la ligne nuchale supérieure jusqu'au-dessus des épines scapulaires à l'arrière et au bord supérieur des clavicules à l'avant (Guzman et al., 2008). Ces douleurs cervicales peuvent inclure des irradiations touchant la tête, les trapèzes, les épaules, le haut du dos, et les bras (Côté, Kristman et al., 2008). Les douleurs cervicales sont une condition fréquente d'arrêts de travail dans les pays industrialisés (Côté, van der Velde et al., 2008). Seule une faible proportion de ces douleurs est imputable à un accident ou à une condition organique (Hogg-Johnson et al., 2008) et par conséquent le diagnostic le plus fréquent consiste en celui d'une cervicalgie idiopathique.

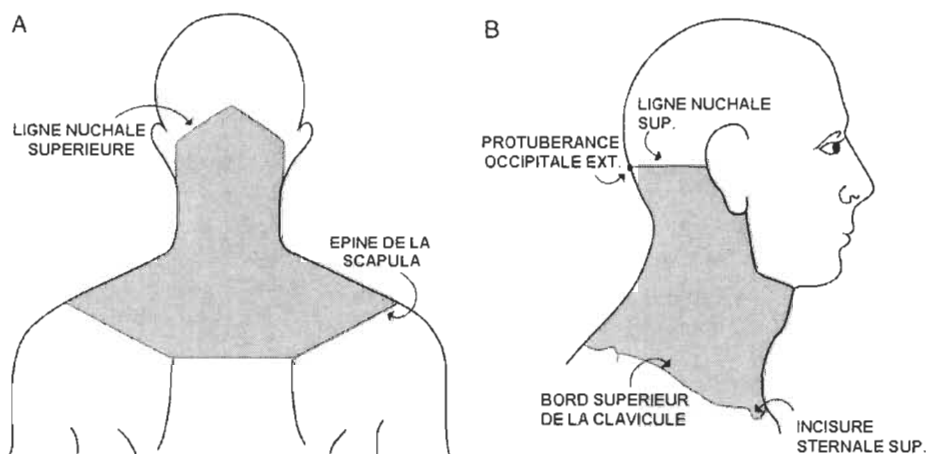


Figure 1.1. Région cervicale. Issue et traduite de Guzman et al. (2008), avec l'autorisation de l'éditeur.

## 2. CADRE THÉORIQUE

### 2.1. Épidémiologie

#### 2.1.1. *Prévalence et incidence*

La prévalence correspond au nombre de personnes atteintes de douleurs à un moment ou pendant une période donnée au sein d'une population définie (Rubin, 2007). La prévalence à vie des cervicalgies se situe entre 14 % et 71 % tandis que la prévalence annuelle se situe entre 16 % et 75 % des adultes dans les pays industrialisés. La prévalence instantanée s'échelonne entre 6 % et 22 % dans cette même population (Fejer, Kyvik, & Hartvigsen, 2006). La prévalence des cervicalgies a tendance à augmenter avec l'âge, pour atteindre un pic vers l'âge de 40 ans avant de redescendre (Hogg-Johnson et al., 2008).

L'incidence, quant à elle, représente le nombre de personnes qui développent des cervicalgies à un instant donné ou pendant une période de temps définie (Rubin, 2007). L'incidence annuelle des cervicalgies varie entre 0,055/1000 pour les cas liés à une hernie discale avec radiculopathie à 213/1000 si l'on considère toutes causes de douleurs manifestées (Hogg-Johnson et al., 2008).

#### 2.1.2. *Impact économique*

L'Ontario a été choisie pour la facilité d'accès et de recoupements de ses données épidémiologiques. Les cervicalgies ayant un impact significatif sur les activités quotidiennes sont heureusement moins fréquentes avec une prévalence annuelle de

1,7 % à 11,5 % de la population globale (Hogg-Johnson et al., 2008). Cependant, cette prévalence peut être beaucoup plus importante pour certaines populations de travailleurs en atteignant, par exemple jusqu'à 72% pour les hygiénistes dentaires. De plus, les cervicalgies occasionnent, dans le cas de l'Ontario, un taux d'absentéisme au travail non négligeable de 2.8 % quand il n'y a pas d'autres plaintes concomitantes. Ce même taux peut atteindre 11,3 % des demandes d'indemnisation pour absence du travail en présence d'autres plaintes concomitantes. Les arrêts de travail cumulés annuellement représentent, dans cette même province, entre 6 et 23 équivalents temps plein pour 10 000 personnes (Côté, Kristman et al., 2008; Côté, van der Velde et al., 2008). Un équivalent temps plein correspond dans ce cas à 2000 heures de travail en un an. (50 semaines x 40 heures de travail par semaine) (Côté, Kristman et al., 2008)

Aux États-Unis, entre 1997 et 2005, les dépenses en santé en lien avec les affections vertébrales ont augmenté de 65 %, ce qui représente une plus forte progression relative que l'ensemble des autres dépenses en santé de ce pays (Martin et al., 2008).

### *2.1.3. Facteurs de risques*

Certains facteurs de risques sont de meilleurs prédicteurs que d'autres de l'apparition de cervicalgies. Parmi les facteurs non modifiables : l'âge et le sexe semblent des facteurs déterminants puisque les femmes dans la quarantaine sont atteintes plus que toutes autres tranches de la population. La prévalence est d'ailleurs plus élevée chez les femmes dans tous les groupes d'âge. Un nombre d'enfants supérieur à deux au sein de la famille augmente le risque de cervicalgies. En ce qui concerne l'historique familial du patient, l'existence d'antécédents de cervicalgies chez les parents est un facteur de

risque de développer des cervicalgies à l'adolescence. L'existence d'antécédents personnels de cervicalgies (épisodes antérieurs de cervicalgies) constitue un facteur de risque de cervicalgies, mais aussi un facteur de risque de passage à la chronicité. Le fait d'avoir subi un coup de fouet cervical (whiplash) lors d'une collision dans les 7 années précédentes constitue un autre facteur de risque. Enfin, des facteurs psychologiques et sociaux comme la détresse mentale, les désordres mentaux, la dépression, l'humeur dépressive et l'anxiété, sont des facteurs de risque (Hogg-Johnson et al., 2008).

Au rang des facteurs de risque modifiables, l'exposition à la fumée secondaire (ou tabagisme passif) pendant l'enfance augmente le risque d'épisodes de cervicalgie dans la vie adulte (Hogg-Johnson et al., 2008). Au travail, les tâches à haut rendement, le faible support social, les tâches répétitives, les tâches statiques à un poste de travail, et les tâches nécessitant une haute précision augmentent les risques de cervicalgies (Côté, van der Velde et al., 2008).

## **2.2. Évaluation des douleurs cervicales**

L'évaluation des cervicalgies inclut l'examen physique et l'évaluation fonctionnelle de la colonne vertébrale cervicale (De Hertogh, Vaes, Vijverman, De Cordt, & Duquet, 2007). Ceci permet au clinicien de suivre l'évolution de la condition du patient et ainsi, d'évaluer l'efficacité de son intervention, d'ajuster cette intervention et d'établir un pronostic. Pour y parvenir, le clinicien fait appel à deux types d'évaluation de la région cervicale et de la cervicalgie : une évaluation subjective et une évaluation objective.



### 2.2.1. Questionnaires

Parmi les mesures subjectives, les questionnaires suivants sont retrouvés : *Neck disability index* (NDI) (Wlodyka-Demaille et al., 2002), *Neck pain and disability scale* (NPDS) (Wlodyka-Demaille et al., 2002; Wlodyka-Demaille et al., 2001), le *Northwick park and neck pain questionnaire* (NPQ) (Wlodyka-Demaille et al., 2002), et le questionnaire Bournemouth (Martel, Dugas, Lafond, & Descarreaux, 2009) qui ont tous été validés en français. Tous ces outils peuvent être d'une aide précieuse en complément de l'anamnèse que fera systématiquement le praticien. Le rôle de ces questionnaires, dont les qualités psychométriques sont connues, est de déterminer l'impact de la condition du patient (la cervicalgie) sur sa vie quotidienne. Le NDI présente une bonne sensibilité au changement et une bonne spécificité pour l'évaluation des capacités fonctionnelles et l'évaluation de la douleur. Le NPQ a une très bonne sensibilité au changement clinique. Sa structure ne permet cependant pas de séparer les différents impacts de la douleur sur la vie quotidienne. De plus, il existe plusieurs traductions en français avec des qualités psychométriques (sensibilité et spécificité) différentes, ce qui peut poser un problème pour la standardisation des mesures. La version anglaise du NPDS permet d'analyser quatre facteurs : inconfort cervical, douleur, effet des cervicalgies sur les émotions et les fonctions supérieures, cervicalgies et activités de la vie quotidienne. En français, il permet de n'en évaluer que trois avec une bonne sensibilité : capacités fonctionnelles, douleurs cervicales lors des mouvements et douleurs cervicales en position statique. Cependant, la version française a de meilleures qualités psychométriques (Hains, Waalen, & Mior, 1998; Wlodyka-Demaille, 2004).

### 2.2.2. *Examen clinique et para clinique*

L'évaluation manuelle de la mobilité ainsi que la réalisation d'un examen clinique orthopédique et neurologique effectué par le clinicien sont des étapes fiables et essentielles de l'évaluation fonctionnelle (De Hertogh et al., 2007). Des mesures objectives permettent aussi de préciser le statut fonctionnel d'un patient lors de l'examen clinique. Celles-ci comprennent, entre autres, le Cervical Range of Motion instrument (CROM) (Kwak, Niederklein, Tarcha, & Hughes, 2005; Tousignant, Smeesters, Breton, Breton, & Corriveau, 2006) permettant de mesurer les amplitudes de mouvement cervical, les jauges de force et dynamomètres manuels pour la mesure de la force musculaire (Ylinen, Rezasoltani, Julin, Virtapohja, & Malkia, 1999) ainsi que l'EMG utilisée pour estimer l'activité musculaire (Andersson, Oddsson, Grundstrom, Nilsson, & Thorstensson, 1996; Kumar, Narayan, Prasad, Shuaib, & Siddiqi, 2007; Sommerich, Joines, Hermans, & Moon, 2000).

L'EMG permet aussi de détecter certaines altérations de la fonction des muscles profonds chez les patients ayant des cervicalgies (Falla, Bilenkij, & Jull, 2004; Jull, Kristjansson, & Dall'Alba, 2004). Par exemple, lors d'une tâche de précision à réaliser avec la main, les personnes ayant des cervicalgies, contrairement aux sujets sains, présentent une activité EMG de plus forte amplitude aux scalènes antérieurs, aux sternocléidomastoïdiens et au trapèze controlatéral à la main réalisant la tâche, mais une amplitude plus faible au trapèze ipsilatéral. L'EMG de surface peut également être utilisée pour étudier certaines réponses neuromusculaires comme le phénomène de flexion relaxation (PFR).

## **2.3. Le PFR**

### *2.3.1. Le PFR au niveau lombaire*

Allen (1948) observa un silence de la musculature paraspinale lombaire lors de la flexion du tronc. En 1955, Floyd et Silver décrivaient pour la première fois le PFR de la région lombaire comme étant une soudaine réduction (silence) du signal EMG de surface des muscles paraspinaux lombaires lors de la flexion complète du tronc (Colloca & Hinrichs, 2005; Neblett et al., 2003; M. W. Olson, Li, & Solomonow, 2004).

La contraction excentrique des muscles érecteurs du rachis permet de contrôler la flexion vertébrale, alors que la contraction excentrique des extenseurs de la hanche et des ischiojambiers contrôle le mouvement du bassin lors de la flexion du tronc. Chez un sujet sain, en fin d'amplitude de flexion antérieure du tronc, un silence est observé dans l'activité électrique des muscles érecteurs superficiels du rachis lombaire. Cette disparition du signal « myoélectrique » se produit à environ 57% de l'amplitude maximale de flexion coxo-fémorale et 84 % de l'amplitude maximale de flexion lombaire. Le signal EMG réapparaît durant l'extension à partir de la position fléchie à environ 64 % de flexion maximale coxo-fémorale et 88 % de flexion maximale lombaire (Gupta, 2001), comme l'illustre la figure 2.1.

La durée ainsi que la plage de mouvement articulaire de la phase de silence EMG peuvent être influencées par différents paramètres. La lordose lombaire, la laxité articulaire, la force et la longueur relatives des muscles du tronc et de la hanche, la coordination entre les mouvements du tronc et ceux de la hanche, la vitesse d'exécution, la fatigue musculaire et l'ajout de charge sont susceptibles de modifier le début et la fin

du phénomène et donc de faire varier son apparition et sa disparition. Trois hypothèses sont principalement retenues pour expliquer ce phénomène.

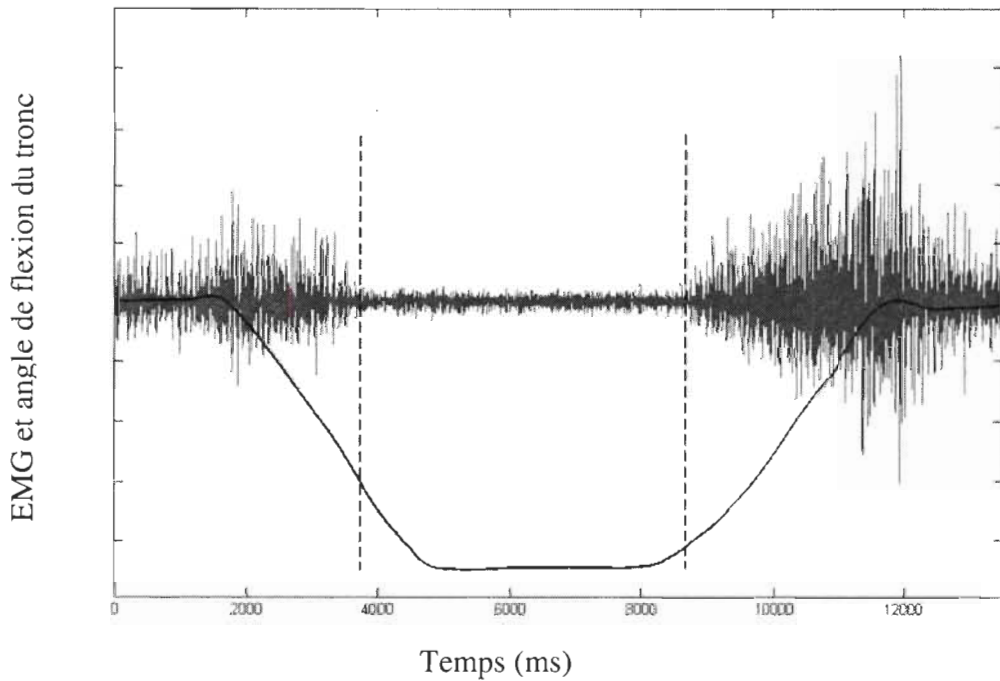


Figure 2.1. PFR au niveau lombaire avec le signal brut EMG et l'angle de flexion du tronc lors de la réalisation d'une tâche de flexion-extension du tronc chez un sujet sain. Issue et traduite de Descarreaux, Lafond, Jeffrey-Gauthier, Centomo, & Cantin (2008), avec le respect de la licence d'utilisation libre.

La première hypothèse est le transfert du moment d'extension des structures actives aux structures passives que sont les disques intervertébraux, ligaments jaunes et autres ligaments, et fascias (Colloca & Hinrichs, 2005; Gupta, 2001; Panjabi, 1992a, 1992b; Sarti, Lison, Monfort, & Fuster, 2001). Ainsi, McGill et Kippers (1994) ont montré que les muscles érecteurs du rachis effectuent initialement une contraction

excentrique pour créer un moment d'extension lors de la flexion complète du tronc. À un certain angle de flexion, avant d'arriver à la flexion complète, les structures passives génèrent la majorité de ce moment de force en extension, ce qui entraînerait le silence myoélectrique des érecteurs du rachis lombaire dont la contribution à la stabilité lombaire n'est plus requise.

Une seconde hypothèse propose que le PFR soit le résultat d'un transfert du recrutement musculaire des muscles superficiels vers les muscles profonds qui ne sont pas enregistrés lors de l'utilisation de l'EMG de surface (Andersson et al., 1996). La stratégie motrice utilisée serait, pour le début du mouvement, de recruter les muscles superficiels médiaux, tandis que pour la fin du mouvement les muscles profonds plus latéraux seraient utilisés en complément des structures passives. Ainsi, Anderson et al. (1996) ont enregistré par EMG implantée une activation des muscles latéraux profonds érecteurs du rachis lombaire ainsi que du carré des lombes lors du PFR des muscles médiaux superficiels érecteurs du rachis lombaire. Ceci est renforcé par le fait que la corrélation entre l'enregistrement de surface des muscles érecteurs superficiels médiaux du rachis et l'activité du muscle carré des lombes lors de la flexion et l'extension du tronc est faible, signifiant que ces deux groupes musculaires ne sont pas recrutés en même temps lors des mouvements de flexion /extension (S. McGill, Juker, & Kropf, 1996).

Une troisième hypothèse est basée sur le rôle potentiel des mécanorécepteurs articulaires des structures vertébrales. Le silence myoélectrique des muscles extenseurs du rachis observé pendant le PFR pourrait résulter de la stimulation des récepteurs sensibles à l'étirement des tissus disco-ligamentaires postérieurs qui inhiberaient

l'activité des muscles érecteurs du rachis (Kippers & Parker, 1984). Ainsi, d'après Kippers, l'ajout d'une charge augmente la stimulation des récepteurs à l'étirement, notamment dans les ligaments interépineux, ce qui a pour effet de retarder l'apparition du PFR. Ainsi, en demandant au sujet d'effectuer une flexion du tronc tout en maintenant une charge près du tronc, une augmentation du moment de force en flexion est créée. Le recrutement des muscles érecteurs du rachis augmente alors provoquant une augmentation de l'activité myoélectrique et une augmentation du moment de force en extension pour contrebalancer l'augmentation du moment de force en flexion. Ceci s'observe dès que la capacité de résistance des structures passives est dépassée, et retarde donc l'apparition du PFR (Schultz, Haderspeck-Grib, Sinkora, & Warwick, 1985). À l'opposé, une tâche de flexion-extension d'une position allongée sur le dos vers une position assise ne provoque pas de PFR des muscles paraspinaux lombaires. L'étirement réalisé dans cette situation est le même que dans une position debout, cependant le vecteur de gravité n'agit pas de la même façon (M. Olson, Solomonow, & Li, 2006). Ainsi Olson et al. avancent que les récepteurs d'étirement dans les structures passives ne sont pas la raison principale du PFR, car si tel était le cas un PFR aurait pu être observé.

À la suite d'une flexion passive prolongée du tronc, Solomonow et al. (2003) ont objectivé une diminution de la période articulaire de silence EMG causée par l'augmentation de la laxité des tissus viscoélastiques suite à cette posture prolongée. À l'opposé, une augmentation de la plage articulaire correspondante au silence myoélectrique avec une tâche active cyclique de flexion du tronc a été observé, alors que celle-ci provoque une augmentation de la viscoélasticité (M. W. Olson et al., 2004).

Ceci suggère qu'à l'opposé, une modification active des tissus viscoélastiques provoque une inhibition plus précoce des muscles érecteurs du rachis lombaire (M. Olson et al., 2006; M. W. Olson et al., 2004; M. W. Olson, Li, & Solomonow, 2009). Cette modification des tissus passifs influençant les récepteurs intrinsèques se produit lors de la répétition de mouvements de flexion / extension aussi bien actifs que passifs, ayant pour résultat une augmentation de l'activité musculaire (M. W. Olson et al., 2009). De plus, la flexion passive prolongée, comme les flexions actives cycliques provoquent des spasmes aléatoires des érecteurs du rachis lombaire. Ce phénomène est aussi observé chez les sujets ayant des lombalgies chroniques. De tels spasmes suggèrent l'activation des récepteurs à l'étirement qui seraient perturbés par des lésions des tissus passifs où ils sont inclus (Solomonow, Baratta, Zhou et al., 2003; Solomonow, Hatipkarasulu, Zhou, Baratta, & Aghazadeh, 2003). Cela suggère que cette modification du PFR est causée par une modification des structures passives plutôt que par une fatigue musculaire découlant de la répétition de la tâche, puisque cette modification est obtenue même sans travail musculaire. L'influence des tissus viscoélastiques a aussi été étudiée par Hashemirad et al. (2009). Ils ont conclu que plus la distance main / sol et le test de flexibilité lombaire en flexion antérieur indiquaient une grande flexibilité des sujets, plus l'angle d'apparition et de disparition du silence étaient augmentés, et donc le temps de silence diminué. Au final, le PFR semble être partiellement expliqué par ces trois hypothèses : le support des tissus viscoélastiques ayant un intérêt dans le transfert du moment d'extension la contrecarrant, les lésions produites par des flexions cycliques modifient l'activité des muscles paraspinaux, et enfin il ne faut pas oublier la participation des muscles plus profonds dans le transfert du moment de force en fin de

flexion. Il semble, cependant, indéniable que l'influence de la gravité est un facteur important.

### 2.3.2. *L'absence du phénomène dans les cas de lombalgies*

L'absence du silence myoélectrique, ou la persistance de l'activité EMG, lors de la flexion complète du tronc permet de discriminer les sujets atteints de lombalgies des sujets sains (Colloca & Hinrichs, 2005). Certains patients ayant des lombalgies présentent tout de même un PFR (Othman, Ibrahim, Omar, & Rahim, 2008; Triano & Schultz, 1987) et présentent les mêmes caractéristiques cinématiques et électromyographiques lors du mouvement de flexion du tronc que les sujets sains. L'ensemble des sujets avec un spondylolisthesis, présentant ou non de la douleur, semble sujet à la disparition du PFR, quoique la présence de douleur au moment de la réalisation de la tâche rende plus probable la disparition du phénomène (26 sans PFR sur 31 sujets douloureux). Enfin, dans le cadre de lombalgies chroniques sans douleur au moment des mesures, les patients ont plus tendance à présenter un PFR (10 sans PFR sur 56 sujets) (Sihvonen, Partanen, Hanninen, & Soimakallio, 1991). Ces éléments nous permettent de croire que la disparition du phénomène chez certains patients ayant des lombalgies est le résultat d'un problème de coordination neuromusculaire ou d'un changement dans la stratégie motrice plutôt qu'une conséquence directe de la douleur. En effet, un changement dans la coordination neuromusculaire, comme une latence modifiée entre les mouvements du tronc et de la hanche pourrait être lié à l'absence du phénomène dans le cadre de lombalgies (Colloca & Hinrichs, 2005; Gupta, 2001; Shirado, Ito, Kaneda, & Strax, 1995). Afin d'expliquer l'absence du PFR chez les sujets lombalgiques, Solomonow, Baratta, Zhou et al. (2003) et Solomonow, Hatipkarasulu et



al. (2003) ont proposé un modèle théorique selon lequel il se produirait une diminution graduelle des réponses neuromusculaires réflexes du tronc induites par des contraintes mécaniques imposées aux structures articulaires dans le cadre de lombalgies. Ainsi des sujets soumis à une position en flexion du tronc pendant 10 minutes développent un relâchement suffisant des structures viscoélastiques. Ceci provoque une activité plus importante des muscles paraspinaux en réponse à cette diminution du soutien passif. Le résultat est une augmentation statistiquement significative de l'angle d'apparition du PFR de  $46.1^{\circ} (\pm 8.6)$  à  $50.5^{\circ} (\pm 11.1)$ . Une autre hypothèse stipule que l'activation continue des érecteurs du rachis lombaire chez les sujets atteints de lombalgies correspond à une réponse protectrice mise en place afin d'accroître la stabilisation lombaire (Sihvonen, 1997). Ceci s'observe chez les sujets sains en fonction de leur flexibilité et de leur instabilité. Plus le sujet est flexible, sans même que cela soit lié à un entraînement particulier, plus le PFR apparaît à un angle élevé de flexion et plus l'activité musculaire réapparaît précocement lors de l'extension (Hashemirad et al., 2009).

La stabilité lombaire optimale est acquise grâce à la participation relative des éléments stabilisateurs passifs et actifs. Cet équilibre entre stabilisation passive et active peut être perturbé par la douleur, mais aussi, comme nous l'avons mentionné plus tôt, par la vitesse d'exécution (Sarti et al., 2001), l'ajout d'une charge (Gupta, 2001) et la fatigue musculaire (Descarreaux et al., 2008; M. W. Olson et al., 2004).

La disparition du PFR chez les individus ayant une lombalgie ne paraît pas définitive. Un programme de réadaptation de la colonne vertébrale lombaire a été effectué par 54 patients ayant des lombalgies chroniques sur une durée de 7 semaines

(Neblett et al., 2003). Lors de l'évaluation initiale seulement 30% des patients ont présenté un PFR lors de la flexion du tronc. Le programme a été supervisé par des physiothérapeutes et ergothérapeutes. Il a été visé une prise en charge multimodale des incapacités incluant l'enseignement de la gestion de la douleur, au contrôle du stress et le réapprentissage des gestes professionnels. L'entraînement a, entre autre, utilisé de la rétroaction avec EMG afin d'apprendre à relaxer les muscles paraspinaux pendant la flexion. À l'issue du programme de réadaptation, le phénomène a pu être observé chez 94 % des patients (Neblett et al., 2003).

### *2.3.3. Le phénomène au niveau cervical*

Au même titre que dans la région lombaire, le PFR de la colonne cervicale a été étudié. Sa description est similaire à celle de la région lombaire comme en témoigne la figure 2.2. Il fut d'abord identifié en 1966 par Pauly (1966). Meyer et al. (1993) observèrent le phénomène chez les 10 sujets sains participant à leur expérimentation. Plus récemment, Murphy et al. (2007) ont comparé le profil EMG du PFR chez des sujets sains et des sujets atteints de cervicalgies. Tout comme pour la région lombaire, il semble que l'absence du silence myoélectrique des muscles paraspinaux cervicaux soit un facteur discriminant les sujets ayant des cervicalgies des sujets sains.

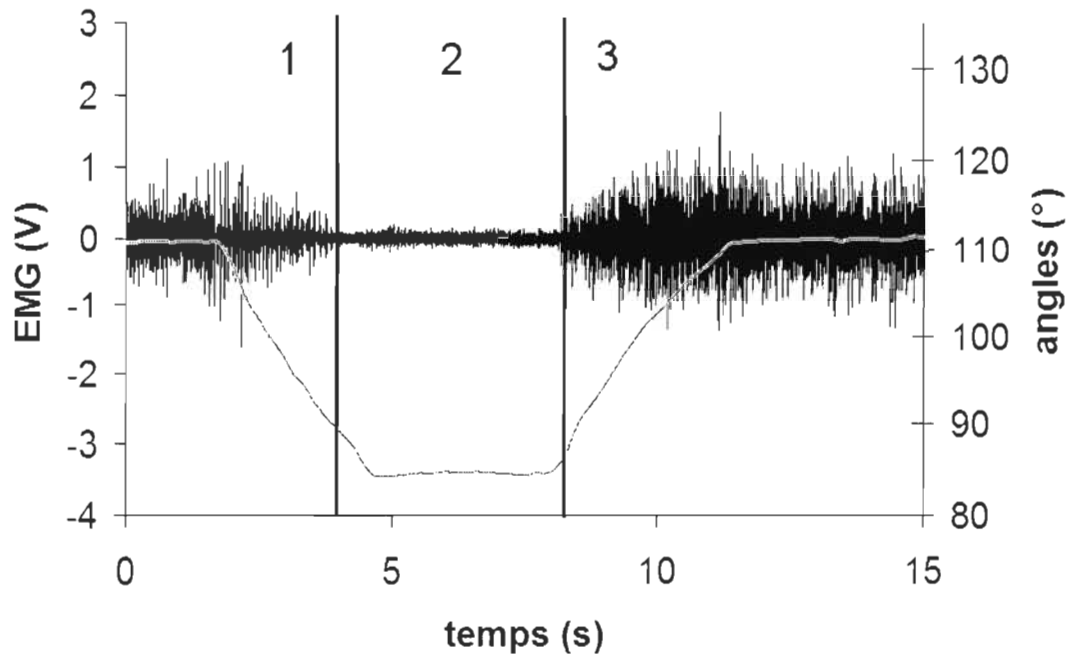


Figure 2.2. PFR cervicale avec les 3 phases importantes du mouvement : flexion avec bouffées excentriques (1), phase de silence (2), extension avec bouffées concentriques (3). Issue de Pialasse, Dubois, Choquette, Lafond, & Descarreaux (2009). avec l'autorisation de l'éditeur.

Seules deux études ont abordé la recherche du PFR en cas de cervicalgies. Murphy et al. (2007) et Airaksinen et al. (2005) ont décrit une différence dans les paramètres EMG et cinématique entre les sujets atteints de cervicalgie et les sujets sains comme l'illustre la figure 2.3. Murphy et al. (2007) ont choisi d'utiliser un rapport de flexion relaxation afin de comparer l'activité des différentes phases du mouvement afin de déterminer la présence ou non du phénomène.

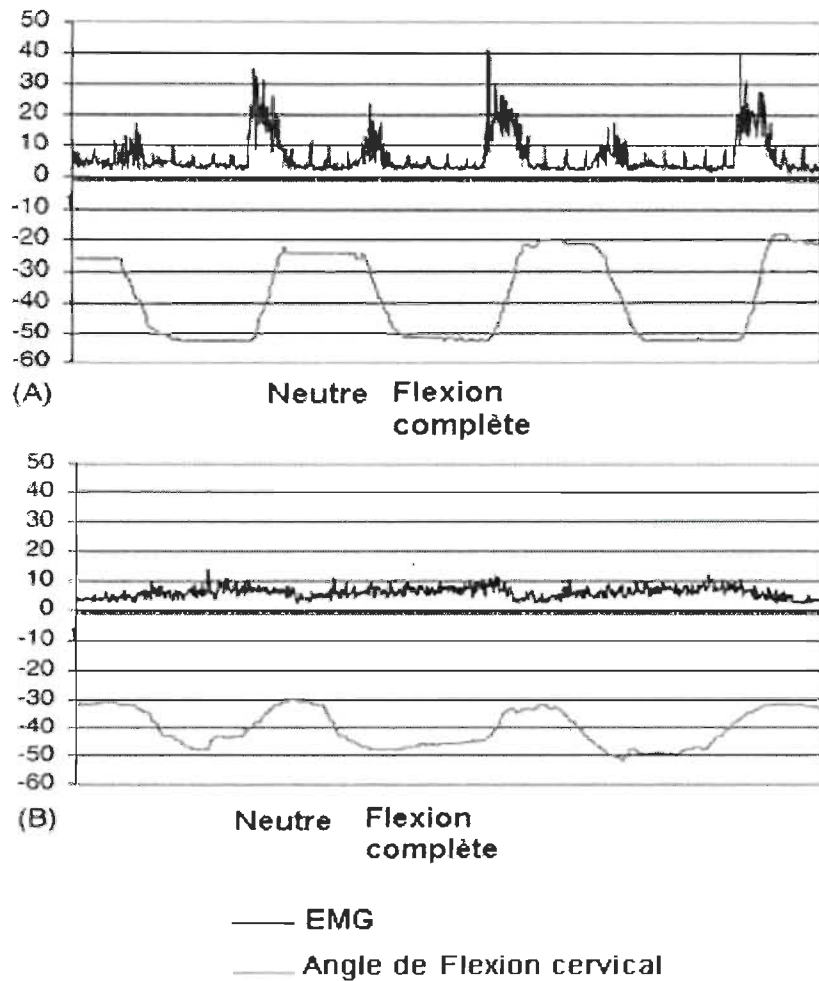


Figure 2.3. Différence entre un sujet sain (A) présentant le PFR et un patient ayant des cervicalgies (B) ne le présentant pas. Issue et traduite de Airaksinen et al. (2005). avec l'autorisation de l'éditeur.

De façon générale, l'observation du PFR au niveau cervical est dépendante de la tâche effectuée (tableau 2.1). Pauly (1966) et Carlsoo et al. (1961) ont étudié le PFR cervical lors de tâches de flexion complète au niveau du tronc (avec et sans flexion cervicale) et n'ont pas observé le PFR cervical chez tous les sujets sains. Meyer et al. (1993), de leur côté, ont modulé la vitesse de réalisation d'une tâche de flexion cervicale, en position assise, pour optimiser l'apparition du PFR chez tous les sujets.

Enfin, Murphy et al. (2007) ont également utilisé la flexion cervicale en position assise et standardisée la vitesse de mouvement, mais n'ont pas spécifié la fréquence d'apparition du PFR cervical. Ceci semble être une limite importante dans certaines études traitant du PFR qui n'indiquent pas si celui-ci se produit, et est bilatéral, dans tous les essais réalisés par un même sujet.

Plus récemment, dans un article dont l'objectif était de déterminer les angles d'apparition et de disparition du silence EMG, les paramètres cinématiques et EMG du PFR cervical ont été décrits (Pialasse et al., 2009). Dans cette étude, les auteurs ont déterminé que l'angle d'apparition du PFR cervical se situait à 74.5 % de l'amplitude de flexion maximale tandis que l'angle de disparition du phénomène se situait à 92.5 % de l'amplitude de flexion maximale. De plus, cette étude a permis de montrer que l'observation du PFR cervical est plus facile quand la tâche est effectuée en position assise tronc incliné vers l'avant. En effet, le changement de position n'a pas d'influence sur les angles d'apparition et de disparition du PFR bien qu'il induise une augmentation de l'amplitude du signal EMG de façon globale ce qui permet de faciliter la détection du phénomène en augmentant le contraste entre les phases d'activité EMG de base et de contraction. Dans cette étude, les auteurs ont choisi de standardiser la vitesse d'exécution puisque celle-ci, du moins au niveau lombaire, peut influencer l'angle d'apparition du phénomène (Sarti et al., 2001).

Burnett et al. (2009) ont soulevé un problème quant à la méthode utilisée pour déterminer la présence ou l'absence du PFR au niveau cervical. Ceux-ci ont mis à l'épreuve certaines méthodes utilisées au niveau lombaire pour déterminer la présence ou l'absence du PFR au niveau cervical chez un sujet. Les méthodes explorées sont :

l'inspection visuelle du signal EMG, l'utilisation de méthodes statistiques, l'utilisation de ratios de RMS d'EMG des différentes phases, et la comparaison entre la valeur du RMS de l'EMG de la phase de pleine flexion avec la valeur de l'activation musculaire en contraction musculaire maximale isométrique. Ces auteurs ont conclu qu'une méthode peu restrictive doit être privilégiée étant donné la faible activation des muscles paraspinaux cervicaux, particulièrement au niveau de la bouffée excentrique.

1 <sup>er</sup> auteur	S / Pt	Tâche	PFR S / Pt	Variables	Résultats
Carlsoo	40 / 0	Flexion du tronc	Aucun	- Position du tronc	- Aucun PFR
Pauly	20 / 0	Flexion du tronc	Quelques-uns	- Tâche à effectuer	- PFR incomplet
Meyer	10 / 0	Flexion cervicale, assis	10 / 0	- Vitesse	- PFR cervical pendant flexion cervicale
Airaksinen	1 / 1	Flexion cervicale, assis	1 / 0	- Appareil à EMG	- Observation du PFR
Murphy	8 / 15	Flexion cervicale, assis	non précisé	- Cervicalgie - Reproductibilité	- FRR plus élevé avec cervicalgie : absence PFR. - PFR chez sujets sains, mesure reproductible
Burnett	20 / 0	Flexion cervicale, assis	entre 0 et 16	- Détermination du PFR	- Détermination PFR
Pialasse	19 / 0	Flexion cervicale, assis	18 / 0	- Tronc neutre ou incliné	- Silence entre 74,5% et 92,5% de flexion - Position inclinée aide l'observation du PFR

**Tableau 2.1. Comparaison des différentes études sur le PFR cervical.**

Nombre de sujets (S) et de patients (Pt) par études. Les études sont présentées par ordre chronologique.

## **2.4. Influence de la charge et de la vitesse**

### *2.4.1. La vitesse*

Sarti et al. (2009) ont étudié l'effet de la vitesse angulaire du tronc dans une tâche de flexion chez des sujets sains. Il a été demandé aux sujets de réaliser une tâche de flexion relaxation lombaire dans deux conditions de vitesse : rapidement en 7 secondes ou lentement en 17 secondes dont 1 seconde en pleine flexion dans les deux cas. Les tâches ont été répétées sur deux jours différents afin de déterminer la reproductibilité des résultats. Les auteurs de l'étude ont montré que l'augmentation de la vitesse d'exécution de la tâche fait apparaître le silence à un angle de flexion plus grand et disparaître celui-ci lors de l'extension à un angle de flexion plus grand. Ainsi, cette augmentation du rythme retarde l'apparition du silence myoélectrique au niveau de l'angle de flexion :  $91\% \pm 7,8$  (moyenne et écart-type) dans le mouvement rapide contre  $84\% \pm 7,5$  de flexion dans le mouvement lent.

À notre connaissance, l'effet de la vitesse d'exécution du mouvement n'a jamais été étudié au niveau cervical.

### *2.4.2. La charge*

Au niveau lombaire l'ajout de charge de 10 kg engendre un retard dans l'apparition du PFR quand la charge dépasse les capacités des structures passives qu'elle soit maintenue à la main en avant du corps ou attachée en arrière (Gupta, 2001). Dickey et al. (2003) ont obtenu des résultats similaires avec une charge de 10 kg pour les hommes et de 5 kg pour les femmes avant une répétition de 100 essais de flexion relaxation par sujet qui a



engendré l'absence de différence avec ou sans charge après ce nombre de répétitions. Enfin d'après Descarreaux et al. (2008) l'ajout, à l'avant du tronc, d'une charge de 12 kg maintenue à deux mains, avec les coudes fléchis à 90° et les bras contre le tronc, retarde aussi l'apparition du PFR chez des sujets sains et ce en présence ou en absence de fatigue musculaire des érecteurs du rachis lombaire.

Cependant, selon Sarti et al. (2001), l'ajout d'un poids de 10 kg n'a pas d'influence statistiquement significative sur l'apparition du PFR lombaire. Dans cette expérimentation les sujets devaient rester seulement 1 seconde en pleine flexion ce qui est moins que les autres études. Cette différence est peut être à la source de ces résultats divergents. De plus, les sujets étaient très jeunes et en excellente condition physique, ce qui fait que le poids de 10 kg ne devait pas être aussi contraignant pour leur structures passives que pour un échantillon aléatoire comprenant des sujets plus âgés. Ainsi Sarti et al. (2001) supposent qu'ils auraient pu avoir observé un effet dans le cadre de leur jeune échantillon avec un poids plus important. Ce qui correspond aux observations de Descarreaux et al. (2008) sur une population similaire avec un poids de 12 kg.

À notre connaissance, l'effet de l'ajout d'une charge n'a jamais été étudié au niveau cervical.

## **2.5. Fidélité et reproductibilité des mesures**

Au niveau lombaire la reproductibilité de la mesure a été montrée par Watson et al. (1997) avec un intervalle de 4 semaines entre les deux mesures. Le coefficient alpha de corrélation en inter-session varie entre 0.96 et 0.98 pour le ratio de flexion relaxation au niveau L4/L5. De même, Watson et al. (1997) ont déterminé que la validité

discriminante du ratio de flexion relaxation afin de distinguer un sujet atteint de lombalgies a une sensibilité de 93% et une spécificité de 75%. De même, selon Neblett et al. (2003) une mobilité anormale peut être prédite en cas d'absence de silence du signal EMG en pleine flexion avec une spécificité de 100% et une sensibilité de 79%. Seuls Murphy et al. (2007) se sont intéressés à la reproductibilité du PFR cervical. Ceux-ci ont déterminé que la mesure du ratio de flexion relaxation a une corrélation intra classe de 0.96 pour les extenseurs droits et 0.95 pour les extenseurs gauches.

A notre connaissance la reproductibilité des angles d'apparition et de disparition du PFR cervical, ainsi que celle du signal EMG dans différentes conditions de charge et de vitesse n'ont pas été vérifiées.

### **3. PROBLÉMATIQUE**

#### **3.1. Problématique de recherche**

Le PFR cervical pourrait présenter un intérêt clinique comme c'est le cas au niveau lombaire (Colloca & Hinrichs, 2005). Cependant, avant de pouvoir l'utiliser à des fins cliniques, il faut d'abord être en mesure de déterminer les facteurs qui peuvent moduler cette réponse neuromusculaire particulière. Actuellement, seul son existence et les paramètres cinématiques d'apparition et de disparition du PFR cervical chez le sujet sain et la position optimale pour l'observer sont connus et applicables aux sujets sains ou atteints de cervicalgies. L'influence de paramètres comme la charge ou la vitesse reste encore à étudier.

#### **3.2. Objectifs spécifiques et hypothèses de recherche**

Ainsi, l'objectif principal de cette étude, afin de mieux décrire le PFR cervical, est de déterminer l'influence de l'ajout d'une charge au niveau de la tête, ainsi que celle de la vitesse d'exécution de la tâche de flexion cervicale sur les paramètres spatio-temporels du PFR cervicale.

De façon secondaire, cette étude se propose de vérifier la reproductibilité des mesures d'angle d'apparition et de disparition du silence EMG et du signal EMG du PFR cervical, de façon globale et suivant les différentes conditions.

Nous émettons l'hypothèse qu'au niveau cervical, l'augmentation de la vitesse de réalisation de la tâche de flexion réduira la plage articulaire pendant laquelle un silence myoélectrique est observé. De même, puisqu'au niveau lombaire l'ajout d'une charge

influence le PFR, nous émettons l'hypothèse que l'ajout d'une charge retardera l'apparition du silence myoélectrique au niveau cervical.

## **4. ARTICLE: LOAD AND SPEED EFFECTS ON THE CERVICAL FLEXION RELAXATION PHENOMENON**

### **4.1. Résumé en français**

#### *Contexte*

Le PFR est une réponse neuromusculaire bien documentée qui se produit dans la colonne vertébrale lombaire et cervicale. Cependant, le PFR n'a pas été totalement investigué, et les effets de la vitesse et de la charge restent à déterminer. Les objectifs de cette étude ont été d'évaluer les effets de la vitesse et de la charge sur les paramètres cinématiques et EMG du PFR cervical, ainsi que d'évaluer la reproductibilité de la mesures de ces paramètres.

#### *Méthodes*

L'étude a nécessité la coopération de 18 participants adultes sains (6 femmes et 12 hommes), âgés de 20 à 39 ans. Ils ont pris part à 2 sessions au cours desquelles ils ont eu à réaliser des mouvements de flexion / extension cervicale standardisés en 3 phases : flexion cervicale complète, pleine flexion cervicale immobile, et extension afin de retourner à la position initiale. Deux conditions de vitesse ainsi que 3 différentes conditions de charge ont été appliquées afin d'évaluer les effets de la vitesse et de la charge. Les données cinématiques et EMG ont été enregistrées. Les variables suivantes ont été étudiées : angles d'apparition et de disparition du silence EMG, et la valeur RMS de l'EMG. La reproductibilité des mesures a été vérifiée au sein de la première session et entre les deux sessions.

### *Résultats*

L'analyse statistique a fait ressortir un effet de charge significatif ( $P < 0,001$ ). Une augmentation de la charge a entraîné une augmentation des angles d'apparition et de disparition du PFR. Aucun effet charge x vitesse n'a été observés dans les données cinématiques. En ce qui concerne l'EMG, un effet significatif de la charge ( $P < 0,001$ ) a été observé sur les RMS de valeurs EMG dans toutes les phases de mouvement. De plus, un effet significatif de la vitesse a été observé sur le RMS lors de la phase d'extension. Une interaction charge x vitesse a pu être observée, elle aussi, dans la phase d'extension. La combinaison d'une charge plus importante avec une vitesse plus grande engendrant une activation musculaire encore plus grande. La reproductibilité intra- et inter- session a été bonne pour les paramètres EMG et cinématiques du PFR.

### *Conclusions*

L'augmentation de charge conduit à une augmentation des angles d'apparition et de disparition du PFR, ainsi qu'une augmentation de l'activation musculaire. Une telle augmentation peut refléter le besoin d'augmenter la stabilité de la colonne vertébrale lors d'un ajout de charge. La mesure des paramètres cinématiques et EMG montre une reproductibilité appréciable. D'autres études sont nécessaires afin d'évaluer les différences cinématiques et EMG entre les participants sains, et les patient avec des cervicalgies.

## **Load and speed effects on the cervical flexion relaxation phenomenon**

Jean-Philippe Pialasse\*<sup>1,3</sup>, Danik Lafond<sup>1</sup>, Vincent Cantin<sup>1</sup>, Martin Descarreaux<sup>2</sup>

Address: <sup>1</sup>Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Canada; <sup>2</sup>Département de chiropratique, Université du Québec à Trois-Rivières, Canada and <sup>3</sup>Institut Franco-Européen de Chiropratique, France

Email: Jean-Philippe Pialasse\* – [jppialasse@pialasse.com](mailto:jppialasse@pialasse.com); Danik Lafond – [danik.lafond@uqtr.ca](mailto:danik.lafond@uqtr.ca); Vincent Cantin – [vincent.cantin@uqtr.ca](mailto:vincent.cantin@uqtr.ca); Martin Descarreaux – [martin.descarreaux@uqtr.ca](mailto:martin.descarreaux@uqtr.ca)

\* Corresponding author

Soumis à BMC Musculoskeletal disorders le 07/10/09

## **4.2. Abstract**

### **Background**

The flexion relaxation phenomenon (FRP) represents a well-studied neuromuscular response that occurs in the lumbar and cervical spine. However, the cervical spine FRP has not been investigated extensively, and the speed of movement and loading effects remains to be characterized. The objectives of the present study were to evaluate the influence of load and speed on cervical FRP electromyographic (EMG) and kinematic parameters and to assess the measurement of cervical FRP kinematic and EMG parameter repeatability.

### **Methods**

Eighteen healthy adults (6 women and 12 men), aged 20 to 39 years, participated in this study. They undertook 2 sessions in which they had to perform a standardized cervical flexion / extension movement in 3 phases: complete cervical flexion; the static period in complete cervical flexion; and extension with return to the initial position. Two different rhythm conditions and 3 different loading conditions were applied to assess load and speed effects. Kinematic and EMG data were collected, and dependent variables included angles corresponding to the onset and cessation of myoelectric silence as well as the root mean square (RMS) values of EMG signals. Repeatability was examined in the first session and between the 2 sessions.

### **Results**

Statistical analyses revealed a significant load effect ( $P < 0.001$ ). An augmented load led to increased FRP onset and cessation angles. No load x speed interaction effect was detected in the kinematics data. A significant load effect ( $P < 0.001$ ) was observed on



RMS values in all phases of movement, while a significant speed effect ( $P < 0.001$ ) could be seen only during the extension phase. Load x speed interaction effect was noted in the extension phase, where higher loads and faster rhythm generated significantly greater muscle activation. Intra-session and inter-session repeatability was good for the EMG and kinematic parameters.

### **Conclusions**

The load increase evoked augmented FRP onset and cessation angles as well as heightened muscle activation. Such increments may reflect the need to enhance spinal stability under loading conditions. The kinematic and EMG parameters showed promising repeatability. Further studies are needed to assess kinematic and EMG differences between healthy subjects and patients with neck pain.

### **4.3. Background**

The flexion relaxation phenomenon (FRP) is commonly defined as a decrease in superficial paraspinal muscle electromyography (EMG) signals that occur just before full trunk flexion. This myoelectric silence, first observed in the lumbar region, is believed to be caused by a transfer of the extension moment from active superficial paraspinal muscles to passive viscoelastic structures of the spine, such as the ligaments, capsules and vertebral discs [1-3]. A second hypothesis suggests that, during the FRP, the trunk extension moment is transferred from the superficial paraspinal muscles to the deep lateral paraspinal muscles and quadratus lumborum muscles [4, 5]. Finally, a third hypothesis proposes that reflexive mechanisms involving tension mechanoreceptors in ligaments and other viscoelastic structures trigger the FRP [6]. This hypothesis, however, was ruled out by Olson et al. implementing a task where participants completed full trunk flexion from the supine to the sitting position. These authors concluded that, although tension was generated in posterior structures, no FRP was seen in this condition, and reflexive mechanisms involving tension mechanoreceptors could not solely account for the flexion relaxation responses [7].

Recent studies have explored the relationship between lumbar spine loading and the neuromuscular neutral zone (NNZ) [8-10]. This model states that normal function and stabilization of the lumbar spine within a small movement or in the absence of extra loading only require muscular activity. Outside the NNZ, spinal stabilization is achieved with the heightened tension generated in viscoelastic structures. The FRP may very well be explained in light of the NNZ model.

Several factors, such as speed of execution and loading of the spine, have been shown to influence the FRP. Indeed, faster trunk flexion and extension as well as increased loading of the spine result in prolonged paraspinal muscle activity [11-13]. Only Sarti et al. [14] did not find significant changes in FRP kinematic parameters after spinal loading. Finally, repetition of movement can also influence the FRP. This modulation is likely the outcome of the task repetition effect on passive tissue viscoelasticity rather than muscular fatigue as the same result is obtained after passive and active repetition [15, 16].

The FRP has also been described in the cervical spine [17-21]. It can be observed through a flexion-extension task of the cervical spine in a lumbo-pelvic sitting position [18, 19]. Cervical FRP onset and cessation angles, estimated respectively at 74.5% and 92.5%, are not modified by trunk inclination in sitting postures [21]. Recent studies have revealed that the cervical FRP may not be seen in patients with neck pain [17] and, to our knowledge, there are no data on speed and loading effects on the cervical FRP. Moreover, very limited information is currently available regarding cervical FRP EMG and kinematic parameter repeatability. In fact, Murphy et al. [22] reported the reliability, over 4 weeks, of the EMG root-mean-square (RMS) ratio of the flexion or extension phase (whichever was higher) divided by the full-flexion phase with 0.96 (95% CI [0.80-0.99]) for the right extensors and 0.95 (95% CI [0.80-0.99]) for the left extensors.

Therefore, as evaluated previously in the lumbar region, kinematics and EMG parameters of the cervical FRP in healthy and neck pain subjects need to be investigated. Consequently, the objectives of this study were 2-fold: 1. to evaluate the effect of load and speed on cervical FRP EMG and kinematic parameters, and 2. to assess the measurement of cervical FRP kinematic and EMG parameter repeatability. It was

hypothesized that increased loading or speed will lead to greater cervical FRP onset and cessation angles.

#### 4.4. Methods

##### *Participants*

Eighteen healthy adults (6 women and 12 men), aged 20 to 39 years, participated in this study. All study subjects gave their informed, written consent according to the protocol approved by the Human Research Ethics Committee at Université du Québec à Trois-Rivières. Individuals with present or past neck pain, spinal trauma (including whiplash) or cervical spine surgery were excluded from the experiment. Participant characteristics are presented in table 4.1.

	Mean (SD)
Age (in years)	27.2 (5.2)
Weight (kg)	67.4 (11.3)
Height (m)	1.73 (0.08)
Body mass index (kg m <sup>-2</sup> )	22.5 (2.5)

**Table 4.1. Average anthropometric characteristics of the study participants**

##### *Experimental protocol*

Participants were tested in 2 60-minute experimental sessions on 2 separate days (24 to 48 hours). During these sessions, they were asked to perform a standardized cervical flexion / extension movement divided into 3 phases: 1. complete cervical flexion (flexion phase); 2. the static period in complete cervical flexion (full-flexion phase); and 3. extension with return to the initial position (extension phase). Two different rhythms were included for this movement. The slow rhythm condition consisted of: 5-second

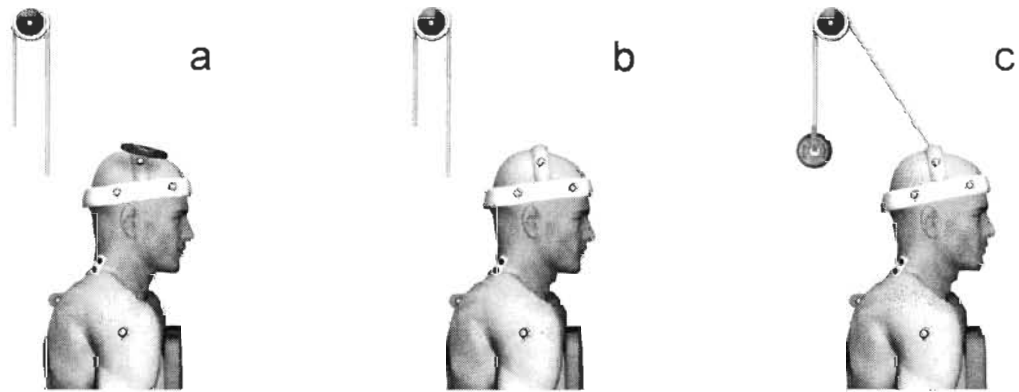
flexion, 3-second full flexion, and 5-second extension. The fast rhythm comprised: 2-second flexion, 3-second full flexion, and 2-second extension. Different loads were applied under the following conditions: (a - loaded) 700 g, (b - no load) none, and (c - counterweighted) counterweight of 300 g, as shown in figure 4.1. To ensure standardized speed of movement and to reduce intra-subject and inter-subject variability, a sound signal generated by a metronome guided participants throughout each condition. A maximum flexion task was executed before all other tasks. They were allowed 2 practice trials to perform the flexion / extension task at the predefined pace. A rest period was allowed between 2 rhythm series. To limit sequence effects, the test condition order of presentation was randomized for each participant.

### *Instrumentation*

Kinematic data were collected by a motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada). As illustrated in figure 4.1 infrared diodes were positioned on the following anatomical sites: the T2 spine process and right acromion, with 3 other diodes set up in triangle on the lateral right side of a helmet (72 g). Kinematic data were collected at a frequency of 100 Hz, and low-pass filtered by a dual-pass, fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency of 5 Hz. Cervical flexion angle was measured from the line pulled between 2 markers on the helmet, and a vertical line traced from the T2 marker.

Surface EMG electrodes (DE 2.1 single-differential, parallel-bar configuration, common mode rejection ratio of 92 dB at 60 Hz, Delsys, Inc., Boston, MA) were applied bilaterally on the paraspinal muscles at the C4 level. The electrodes were positioned in the direction of the muscle fibres, and skin impedance was reduced by removing the

hair, by abrasion (3M Red Dot Trace Prep, St. Paul, MN) and rubbing the skin with an alcohol-soaked compress. EMG data were collected by the Delsys Bagnoli EMG system (Bagnoli-8 channels, Delsys, Inc., Boston, MA) and sampled at 900 Hz, with a 32-bit A/D converter (PCI-6284 M SERIES DAQ, National Instruments, Austin, TX). The EMG data were filtered at a bandwidth of 10 to 450 Hz and rectified. The kinematics data were corrected for missing values with a window of 10 values, and then processed with a fourth-order Butterworth filter at a frequency of 5 Hz. The data were analyzed with MatLab® version 7.2 (Mathworks Inc., Natick, MA).



**Figure 4.1. Experimental setting of a participant in loaded (a), no load (b) and counterweighted (c) conditions.**

#### *Data analysis*

The EMG data were filtered, and RMS values for each of the 3 phases were obtained. Normalized RMS values were computed, with an active head extension muscle burst as reference. Angles corresponding to EMG signal reduction during the flexion phase (FRP onset angle) and to EMG signal increment during the extension phase (FRP cessation angle) were identified by one experimented examiner's visual inspection of the squared EMG signals with complete blinding of the experimental conditions [18, 21]. The EMG signals were raised to squared values to help visual inspection. The presence or absence

of FRP responses was determined visually for each trial, searching for eccentric extensor muscle activity, followed by a period of lesser activity ending with concentric extensor muscle activity. Inflexion points on the kinematics graph were identified to distinguish the different movement phases. Maximal flexion amplitude was calculated with the maximal flexion angle obtained minus participant mean neutral position (mean angle at the neutral position before each trial). Mean left and right RMS values served to assess load and speed effects during all movement phases.

#### *Statistical analysis*

Dependent variables included FRP onset and cessation angles as well as mean RMS values. Right and left RMS and angle values were compared by student's T-test, and as there was no statistical difference, the mean values of each trial were included for all EMG analyses. Dependent variables were compared across different experimental conditions with  $2 \times 3$  (speed  $\times$  load) repeated-measures ANOVA, which was also performed to assess the effect of speed and loading movement on phase duration. Post-hoc analyses were undertaken with the Tukey test, and the statistical significance level was set at  $P < 0.05$  for all analyses. Intra-class correlations (ICC) were conducted to evaluate intra- and inter-session reliability of onset and cessation angles and RMS values. Two-way random single measures (ICC(2,1)) were employed with the Spearman-Brown formula for stepped-up reliability to estimate the number of trials ( $k$ ) required to obtain the expected reliability [23]. The following equation allowed estimation of the reliability coefficient of the mean ( $R_k$ ) by averaging  $k$  trials with a 1-measure reliability coefficient  $R$ :

$$R_k = \frac{kR}{1 + (k - 1)R}$$

We also estimated the number of trials (k) averaged to obtain a target coefficient of reliability (R\*) with the following formula:

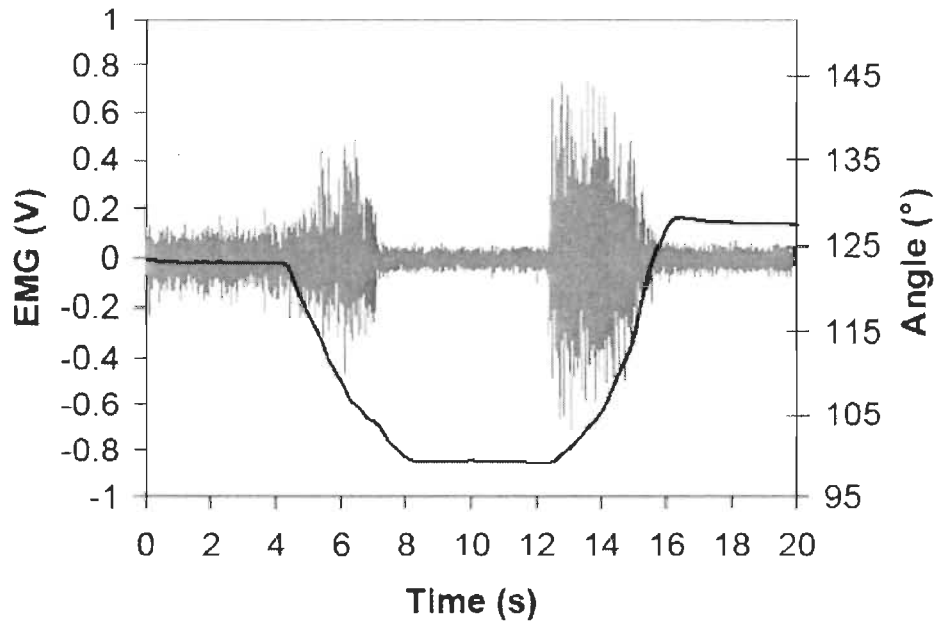
$$k = \frac{R^* (1 - R)}{R(1 - R^*)}$$

The number of trials (k) needed to obtain an average-measure ICC of at least .80 was calculated. Two-way random average measures (ICC(2,k)) were calculated to assess inter-session repeatability.

#### **4.5. Results**

All participants expressed a cervical FRP as defined initially and as presented in Figure 4.2. Although a metronome standardized movement velocity and guided study participants throughout the different movement phases, the duration of each movement phase was computed and no significant load effect was found during the flexion and extension phases. Besides, a statistical significant difference was observed between the two rhythm conditions in flexion and extension phases. Mean movement phase durations for each condition are presented in table 4.2.





**Figure 4.2. Typical subject EMG (grey) and cervical flexion angle (black) during a slow-speed-without-load trial.**

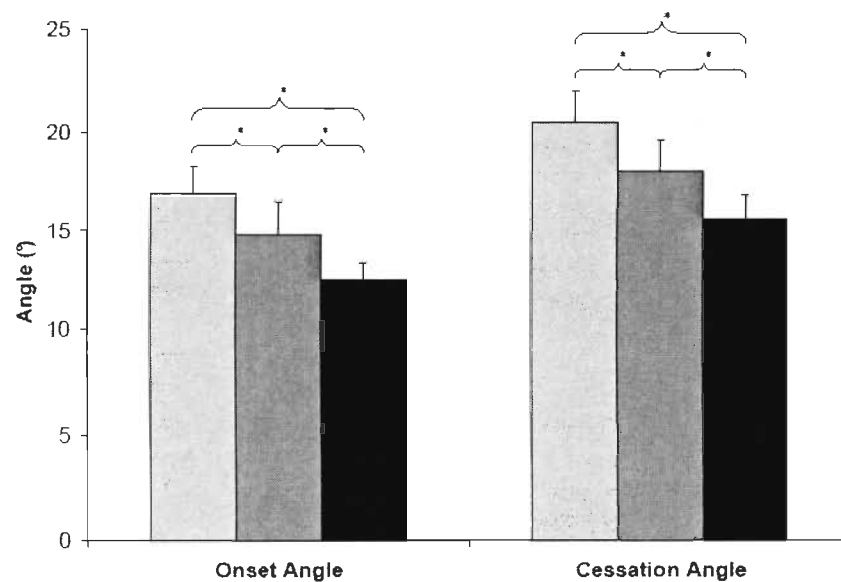
Speed	Load	Flexion phase	Full-flexion phase	Extension phase
S	a	4.9 (0.5)	3.3 (0.3)	4.8 (0.7)
	b	4.8 (0.5)	3.4 (0.3)	4.6 (0.3)
	c	4.7 (0.4)	3.5 (0.3)	4.6 (0.4)
F	a	2.1 (0.5)	3.0 (0.4)	2.2 (0.4)
	b	2.1 (0.5)	3.1 (0.4)	2.1 (0.4)
	c	2.0 (0.5)	3.1 (0.4)	2.1 (0.4)

**Table 4.2. Mean (SD) duration of each phase in the 2 rhythm conditions**

Slow (S) and fast (F) speed conditions and loaded (a), no load (b) and counterweighted (c) load conditions are presented. Durations are reported in seconds.

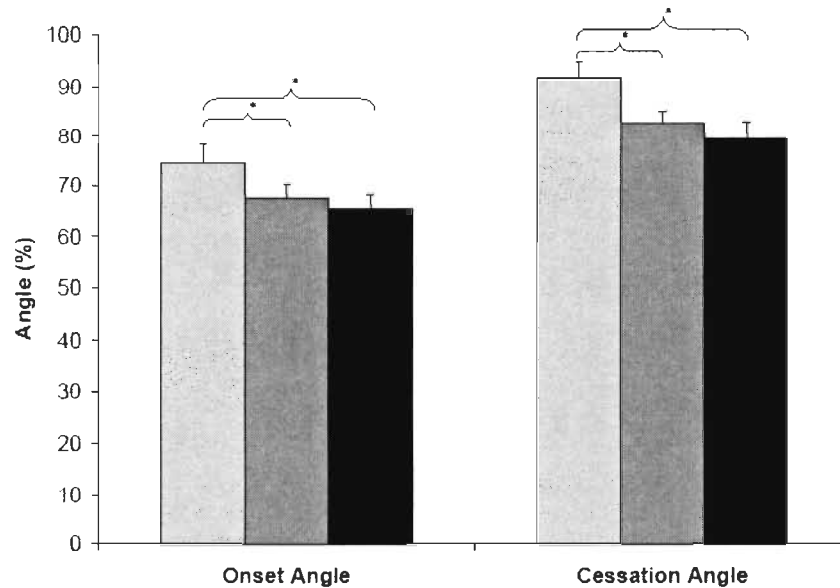
### *Kinematics*

Repeated-measures ANOVA yielded a significant load effect on both FRP cessation and FRP onset angles for the cervical paraspinal muscles ( $P < 0.001$ ). Mean (standard error) angles for loaded, no load, and counterweighted conditions were respectively  $16.9^\circ \pm 1.4$ ,  $14.8^\circ \pm 1.1$  and  $12.5^\circ \pm 0.9$  for onset and  $20.5^\circ \pm 1.5$ ,  $18.0^\circ \pm 1.3$  and  $15.6^\circ \pm 1.2$  for cessation (figure 4.3). Post-hoc analyses revealed a significant difference on both onset and cessation angles between each of the 3 load conditions. The increase in load caused a significant increment of onset and cessation angles. The decrease in load (counterweight) led to a significant decline of onset and cessation angles. Similar results were obtained in percentages:  $74.5\% \pm 3.8$ ,  $67.4\% \pm 2.9$  and  $65.4\% \pm 2.7$  for onset angle and  $91.7\% \pm 3.0$ ,  $82.4\% \pm 2.6$  and  $79.4\% \pm 3.2$  for cessation angle (figure 4.4). Although post-hoc analyses revealed only a significant difference on both onset and cessation angles in percentage between loaded and the 2 other conditions.



**Figure 4.3. Load effect on onset and cessation angles in degrees.**

Illustrates mean (SE) angles expressed in degrees. Light grey represents 700 g weighted, dark grey, no weight, and black, -300 g counterweighted conditions.

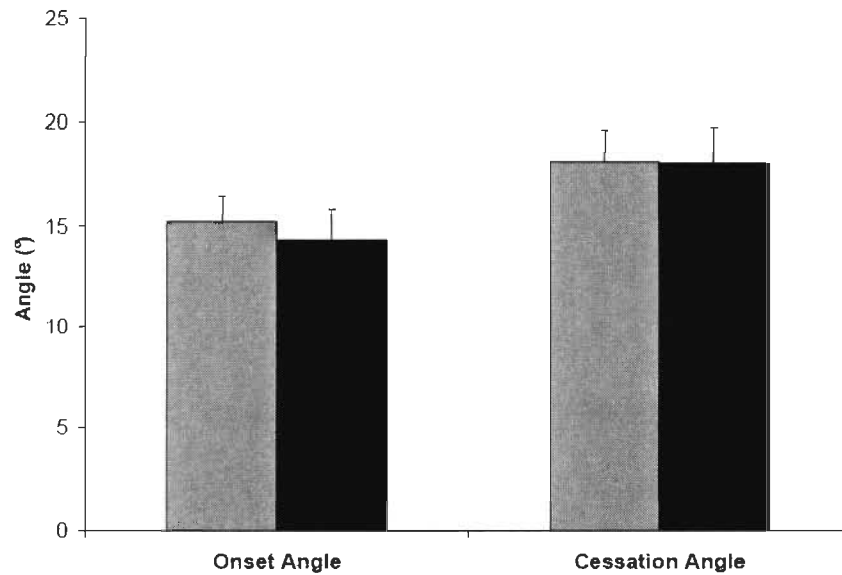


**Figure 4.4. Load effect on onset and cessation angles in percentage.**

Illustrate mean (SE) angles in percentages. Light grey represents 700 g weighted, dark grey, no weight, and black, -300 g counterweighted conditions.

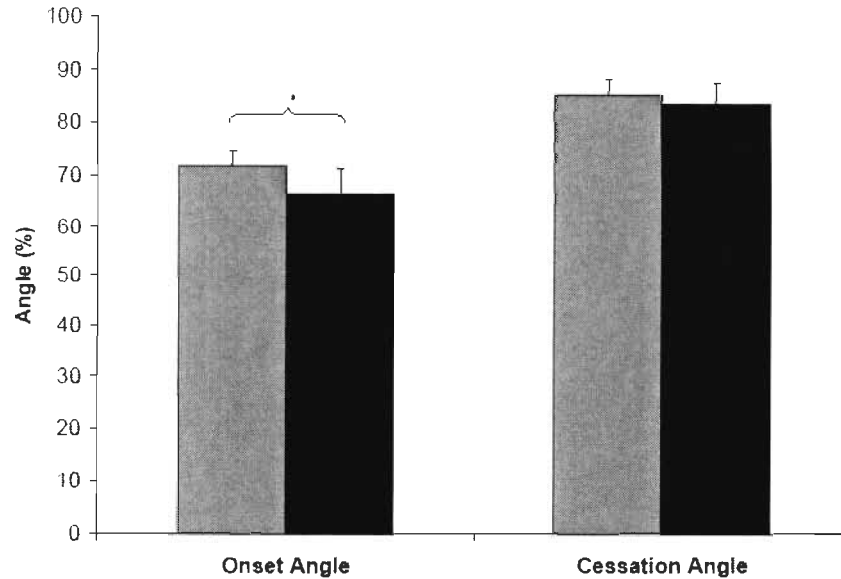
No significant speed effect or speed x load interaction was noted on both onset ( $15.2^{\circ}\pm 1.2$  with slow speed,  $14.3^{\circ}\pm 1.5$  with fast speed) and cessation ( $18.4^{\circ}\pm 1.5$  with slow speed,  $18.0^{\circ}\pm 1.7$  with fast speed) angles. Speed effect on FRP onset and cessation angles is presented in figure 4.5. Furthermore, analyses performed with angles expressed as a percentage of the maximum flexion amplitude (from the flexion amplitude task) yielded similar results with the exception of a significant speed effect ( $P < 0.05$ ) on onset angle. Mean onset angle was  $71.8\% \pm 2.7$  with slow movement versus  $66.4\% \pm 4.9$  with

fast movement, and cessation angle was  $85.4\% \pm 3.0$  versus  $83.6\% \pm 4.0$ , respectively (figure 4.6). Increasing speed significantly decreased onset angle when it was expressed as a percentage of maximum flexion amplitude.



**Figure 4.5. Speed effect on onset and cessation angles in degrees.**

Illustrates mean (SE) angles expressed in degrees. Grey represents the slow speed condition, and black, the fast speed condition.



**Figure 4.6. Speed effect on onset and cessation angles in percentage.**

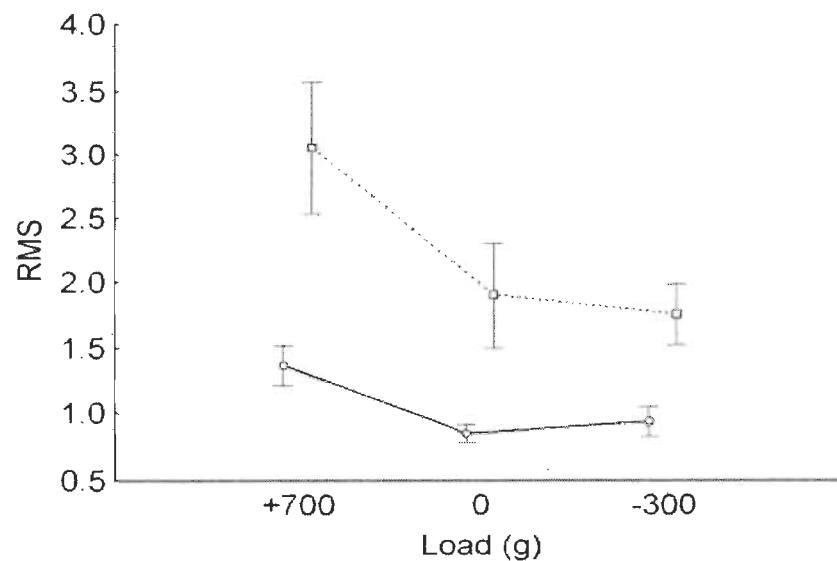
Illustrates mean (SE) angles expressed in percentages. Grey represents the slow speed condition, and black, the fast speed condition.

### *EMG*

Repeated-measures ANOVA disclosed a significant load effect on flexion, full-flexion and extension phase on normalized RMS values ( $P < 0.05$ ). In the flexion phase, increased load raised RMS values, and decreased load (counterweight) reduced them. Post-hoc analyses discerned a significant difference only between loaded and counterweighted conditions. During the full-flexion phase, increased load caused an increment of RMS values, and decreased load (counterweight) produced a slight elevation of these values. Post-hoc analyses showed significant differences between each condition, except between the no load and counterweight conditions. Finally, during the extension phase, a load increase elicited an augmentation of RMS values, and a load decrease evoked a slight reduction. Post-hoc analyses demonstrated significant

differences between each condition except between the no load and counterweight conditions.

A significant ( $P < 0.01$ ) speed effect was observed only in the extension phase where increasing speed augmented RMS values. Significant speed x load interaction was noted for RMS values in the extension phase ( $P < 0.05$ ) (figure 4.7).



**Figure 4.7. Load x speed interaction effect on extension phase normalized EMG RMS.**

Vertical bars denote standard errors. High speed is represented by the interrupted line, and slow speed, by the continuous line.

#### *Intra-session repeatability*

ICCs were computed for both RMS and normalized RMS values. RMS values systematically yielded higher ICCs, and are therefore presented in the 2 repeatability sections. Onset and cessation angles ICC(2,1) with all conditions pooled were 0.73 (CI

95% [0.65-0.79]) and 0.90 (CI 95% [0.86-0.93]) needing, respectively, 2 and 1 trials to obtain 0.80 ICC(2,k). A breakdown of ICC(2,1) for each of the 6 conditions is presented in table 4.3.

The ICC(2,1) for RMS was 0.76 (CI 95% [0.69-0.82]) in the flexion phase, 0.71 (CI 95% [0.63-0.78]) in the full-flexion phase, and 0.86 (CI 95% [0.81-0.89]) in the extension phase; as a result, 2, 2 and 1 trials were respectively required to achieve 0.80 ICC(2,k) for each movement phase. In the 6 different conditions, ICC(2,1) values were between 0.53 and 0.87 for the flexion phase, 0.41 and 0.81 for the full-flexion phase, and 0.74 and 0.99 for the extension phase, needing respectively 1 to 4 trials, 1 to 6 trials, and 1 to 2 trials to obtain a 0.80 ICC(2,k).

	Speed	Load	Mean (SD)	SEM	ICC(2,1)	CI 95% -	CI 95% +	k ICC $\geq$ .80
Onset angle	S	a	17.30 (4.47)	2.38	0.72	0.49	0.87	2
		b	15.32 (3.83)	2.07	0.71	0.48	0.87	2
		c	13.03 (2.75)	1.66	0.64	0.38	0.83	3
	F	a	16.54 (5.51)	3.02	0.70	0.47	0.86	2
		b	14.39 (3.98)	2.08	0.73	0.51	0.88	2
		c	12.01 (4.20)	2.62	0.61	0.35	0.81	3
Offset angle	S	a	20.54 (4.59)	1.52	0.89	0.78	0.95	1
		b	18.11 (4.08)	1.52	0.86	0.73	0.94	1
		c	15.67 (3.57)	1.55	0.81	0.64	0.92	1
	F	a	20.55 (5.13)	1.58	0.91	0.81	0.96	1
		b	17.96 (4.27)	1.20	0.92	0.84	0.97	1
		c	15.48 (4.22)	1.55	0.86	0.73	0.94	1

**Table 4.3. Intra-session kinematic ICC(2,1).**

Presented with mean and standard deviations (SD), in degrees, standard error of the measurement (SEM), ICC(2,1) with 95% confidence interval, and number of trials needed to obtain an ICC(2,k) of at least .80. Slow (S) and fast (F) speed conditions and loaded (a), no load (b) and counterweighted (c) load conditions are presented.



### *Inter-session repeatability*

Two-way random average measures, ICC(2,k), in all conditions pooled were 0.79 (CI 95% [0.70-0.86]) for onset angle, and 0.85 CI 95% [0.79-0.86] for cessation angle. A breakdown of ICC for each of the 6 conditions is given in table 4.4.

Two-way random average measures, ICC(2,k), for RMS were 0.84 (CI 95% [0.77-0.89]) in the flexion phase, 0.60 (CI 95% [0.42-0.73]) in the full-flexion phase, and 0.96 (CI 95% [0.94-0.97]) with all conditions pooled. In the 6 different non-pooled conditions, ICC(2,k) values were between 0.74 and 0.90 for the flexion phase, 0.22 and 0.93 for the full-flexion phase, and 0.94 and 0.96 for the extension phase.

	Speed	Load	Mean (SD)	SEM	ICC(2,k)	CI 95% -	CI 95% +
Onset angle	S	a	17.67 (4.88)	2.04	0.83	0.53	0.93
		b	15.16 (3.93)	2.24	0.68	0.13	0.88
		c	12.86 (2.53)	1.75	0.52	-0.29	0.82
	F	a	16.75 (5.12)	2.39	0.78	0.42	0.92
		b	14.05 (3.89)	2.37	0.63	0.00	0.86
		c	11.71 (3.49)	2.10	0.64	0.03	0.86
Offset angle	S	a	20.83 (5.06)	1.74	0.88	0.68	0.96
		b	18.20 (3.93)	2.01	0.74	0.30	0.90
		c	15.58 (3.28)	1.64	0.75	0.33	0.91
	F	a	20.66 (5.15)	2.02	0.85	0.59	0.94
		b	17.96 (4.27)	2.08	0.76	0.37	0.91
		c	15.30 (3.91)	1.80	0.79	0.44	0.92

**Table 4.4. Inter-session kinematics ICC(2,k).**

Presented with mean and standard deviations (SD), in degrees, standard error of the measurement (SEM), and ICC(2,k) with 95% confidence interval. Slow (S) and fast (F) speed conditions and loaded (a), no load (b) and counterweighted (c) load conditions are presented.

## 4.6. Discussion

The main objectives of this study were to assess the effect of load and speed on the FRP, and to document FRP repeatability. The results showed that increased load significantly augmented FRP onset and cessation angles as well as RMS values in all phases of the flexion / extension cycle. Increasing speed led to increment of RMS values in the extension phase and onset angle in percentages, but had no effect on angles in degrees. Moderate to excellent repeatability for the kinematics parameters was observed in all phases. Reliability of RMS values was moderate in the flexion and full-flexion phases, and excellent in the extension phase.

### *FRP parameters*

The effect of increasing load on the cervical FRP, by raising EMG RMS values, was similar to what was initially described in the lumbar region [11, 13]. Thuresson et al. [24] observed a similar effect on EMG signals of the paraspinal muscles at the C2 and C7 levels in neutral and 20° flexed postures, achieving a neck flexion task with head-worn equipment. While evaluating paraspinal muscle activity, they also demonstrated that the flexion moment created by the load was the critical modulating factor rather than the load itself. In the current study, care was taken with regard to load distribution to increase the flexion moment with the load condition and the extension moment with the counterweight condition. The results were only significantly different between the loaded and counterweighted conditions. Additional loading might be needed to observe significant EMG differences between the no load and loaded conditions. Still, our results are in line with the passive structures hypothesis, which suggests a transfer of the

extension moment from eccentric paravertebral muscle contraction to passive viscoelastic structures [1, 12, 14, 25].

Heightened load also had an effect on FRP onset and cessation by increasing both angles. Again, the loading effect on onset angles was similar to that described in the lumbar region as the increment in load led to a significant increase in onset angle [11, 12]. It is also important to note that this effect was observed during the loading phase and that the results might have been different if the subjects had been tested after loading, as reported by Youssef et al. [10] who noted possible spinal stabilization mechanisms after loading activities. The temporal modulation of EMG onset and cessation has been described as motor control adaptation to enhance spinal stability in reaction of passive structures increased laxity.

Increasing speed had a significant effect on RMS values in the extension phase. The absence of a significant effect in the flexion phase could be explained by augmented viscoelastic tissue stiffness consequent to increasing speed. Furthermore, the flexion moment created with head weight (and load) might be easily opposed by tension generated in passive viscoelastic tissues. Strong viscoelastic structures, such as the nuchal ligament, may generate enough tension to counteract the head gravitational load since it has been described as a significant structural restraint to cervical spine flexion [26].

Speed had no effect on onset and cessation angles in all phases of movement. These results are different from those reported by Sarti et al. [14] who studied the speed effect on the lumbar FRP. In their experiments, FRP onset and cessation angles increased with speed in the lumbar region. However, the fact that a significant speed effect was observed when onset angle was expressed as percentages of total flexion may reinforce

the hypothesis that a higher level of stiffness is present at greater speed.

### *Repeatability of measures and clinical outcomes*

To consider the cervical FRP as a measure of “clinical interest”, reliability and validity values, such as sensitivity and specificity, must be determined. Previous studies have established FRP validity in the lumbar region by showing that the FRP can distinguish healthy participants from low back pain patients with a high level of specificity (75%) and sensitivity (93%) [27]. The FRP has also been used to predict motion patterns among low back pain patients [1, 28-30]. Neblett et al. (2003) established that abnormal motion could be predicted with a high level of specificity (100%) and sensitivity 79%. Differences between healthy participants and patients with neck pain have also been reported in the cervical region [17].

In the current study, we observed moderate to strong reliability of onset and cessation cervical FRP and cervical paraspinal muscle EMG RMS values, whereas in the lumbar region, reliability of RMS values ranged from good to excellent [27].

The fact that only moderate reliability was obtained for EMG RMS values in the full-flexion phase may reflect the nature and complexity of EMG signals. Nevertheless, kinematic values derived from EMG onset and cessation of the FRP showed moderate to strong reliability, despite various difficulties related to EMG trial-to-trial reproducibility. Future work should focus on the effect of muscle fatigue, age, and task repetition on cervical FRP parameters. Differences in kinematic parameters between healthy participants and patients with chronic and acute neck pain need to be thoroughly documented. Finally, treatment effects could be assessed by changes in flexion relaxation responses after different types of treatment.

### *Limitations*

All participants (using the visual inspection method) subjectively demonstrated a cervical FRP. However, Burnett et al. (2009) established that different criteria, to define the presence of a FRP, may lead to different conclusions regarding the presence or absence of the cervical FRP. The results of the present study may have been different if another FRP criterion would have been applied. Nevertheless, a standardized and blinded visual inspection method had strong load and speed effects. To establish a clinically-relevant cervical FRP criterion, future experiments on the cervical FRP should be conducted to assess EMG and kinematic differences between healthy participants and patients with neck pain, as was done earlier in the lumbar region [27].

### **4.7. Conclusion**

Although the cervical FRP seems to share similarities with what has been described in the lumbar region, it may be modulated by different factors. The results of the current work show that cervical FRP EMG and kinematic parameters can be modulated by loading the cervical spine. Speed of movement, however, does not culminate in systematic changes in FRP EMG and kinematic parameters, whereas both EMG and kinematic parameters reveal promising repeatability. Future studies should investigate, as a priority, RMS values and kinematic parameter differences between healthy participants and patients with neck pain.

### **4.8. Competing interests**

The authors declare that they have no competing interests.

#### **4.9. Authors' contributions**

JPP and MD participated in study design, experimentation, data analysis and manuscript writing. DL and VC helped in the study design, data analysis and manuscript drafting. All authors read and approved the final manuscript.

#### **4.10. Acknowledgements**

The authors thank the *Quebec Chiropractic Foundation*, the *Canadian Chiropractic Association* and the *Institut Franco-Européen de Chiropratique* for their financial support as well as Linda Meurou for her help during the tests.

#### 4.11. References

1. Colloca CJ, Hinrichs RN: **The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature.** *J Manipulative Physiol Ther* 2005, **28**(8):623-631.
2. Panjabi MM: **The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis.** *J Spinal Disord* 1992, **5**(4):390-396; discussion 397.
3. Panjabi MM: **The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement.** *J Spinal Disord* 1992, **5**(4):383-389; discussion 397.
4. Andersson EA, Oddsson LI, Grundstrom H, Nilsson J, Thorstensson A: **EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks.** *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996, **11**(7):392-400.
5. McGill S, Jucker D, Kropf P: **Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine.** *J Biomech* 1996, **29**(11):1503-1507.
6. Kippers V, Parker AW: **Posture related to myoelectric silence of erector spinae during trunk flexion.** *Spine* 1984, **9**(7):740-745.
7. Olson M, Solomonow M, Li L: **Flexion-relaxation response to gravity.** *J Biomech* 2006, **39**(14):2545-2554.



8. Le B, Davidson B, Solomonow D, Zhou BH, Lu Y, Patel V, Solomonow M: **Neuromuscular control of lumbar instability following static work of various loads.** *Muscle Nerve* 2009, **39**(1):71-82.
9. Solomonow D, Davidson B, Zhou BH, Lu Y, Patel V, Solomonow M: **Neuromuscular neutral zones response to cyclic lumbar flexion.** *J Biomech* 2008, **41**(13):2821-2828.
10. Youssef J, Davidson B, Zhou BH, Lu Y, Patel V, Solomonow M: **Neuromuscular neutral zones response to static lumbar flexion: muscular stability compensator.** *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008, **23**(7):870-880.
11. Descarreaux M, Lafond D, Jeffrey-Gauthier R, Centomo H, Cantin V: **Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue.** *BMC Musculoskelet Disord* 2008, **9**:10.
12. Gupta A: **Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae.** *J Biomech* 2001, **34**(4):491-496.
13. Dickey JP, McNorton S, Potvin JR: **Repeated spinal flexion modulates the flexion-relaxation phenomenon.** *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003, **18**(9):783-789.
14. Sarti MA, Lison JF, Monfort M, Fuster MA: **Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed.** *Spine* 2001, **26**(18):E421-426.
15. Olson MW, Li L, Solomonow M: **Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion.** *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004, **19**(8):769-776.

16. Olson MW, Li L, Solomonow M: **Interaction of viscoelastic tissue compliance with lumbar muscles during passive cyclic flexion-extension.** *J Electromyogr Kinesiol* 2009, **19**(1):30-38.
17. Airaksinen MK, Kankaanpää M, Aranko O, Leinonen V, Arokoski JPA, Airaksinen O: **Wireless on-line electromyography in recording neck muscle function: a pilot study.** *Pathophysiology* 2005, **12**(4):303-306.
18. Burnett A, O'Sullivan P, Caneiro JP, Krug R, Bochmann F, Helgestad GW: **An examination of the flexion-relaxation phenomenon in the cervical spine in lumbo-pelvic sitting.** *J Electromyogr Kinesiol* 2009, **19**(4):e229-236.
19. Meyer JJ, Berk RJ, Anderson AV: **Recruitment patterns in the cervical paraspinal muscles during cervical forward flexion: evidence of cervical flexion-relaxation.** *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1993, **33**(4):217-223.
20. Pauly JE: **An electromyographic analysis of certain movements and exercises. I. Some deep muscles of the back.** *Anat Rec* 1966, **155**(2):223-234.
21. Pialasse JP, Dubois JD, Pilon Choquette MH, Lafond D, Descarreaux M: **Kinematic and electromyographic parameters of the cervical flexion-relaxation phenomenon: The effect of trunk positioning** *Ann Phys Rehabil Med* 2009, **52**(1):48-59.
22. Murphy B, Marshall P, Taylor H, Govorko D, Palmer S: **The cervical flexion-relaxation ratio: reproducibility and comparison between chronic neck pain patients and controls.** In: *WFC's 9th Biennial Congress: 2007; 2007*: 187-189.
23. Bravo G, Potvin L: **Estimating the reliability of continuous measures with Cronbach's alpha or the intraclass correlation coefficient: toward the integration of two traditions.** *J Clin Epidemiol* 1991, **44**(4-5):381-390.

24. Thuresson M, Äng B, Linder J, Harms-Ringdahl K: **Mechanical load and EMG activity in the neck induced by different head-worn equipment and neck postures.** *Int J Ind Ergon* 2005, **35**(1):13-18.
25. McGill SM, Kippers V: **Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon.** *Spine* 1994, **19**(19):2190-2196.
26. Takeshita K, Peterson ET, Bylski-Austrow D, Crawford AH, Nakamura K: **The nuchal ligament restrains cervical spine flexion.** *Spine* 2004, **29**(18):E388-393.
27. Watson PJ, Booker CK, Main CJ, Chen AC: **Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio.** *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1997, **12**(3):165-171.
28. Othman SH, Ibrahim F, Omar SZ, Rahim RBA: **Flexion relaxation phenomenon of back muscles in discriminating between healthy and chronic low back pain women.** In: *4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008: 2008*; 2008: 199-203.
29. Neblett R, Mayer TG, Gatchel RJ, Keeley J, Proctor T, Anagnostis C: **Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications.** *Spine* 2003, **28**(13):1435-1446.
30. Triano JJ, Schultz AB: **Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings.** *Spine* 1987, **12**(6):561-565.

## 5. DISCUSSION GÉNÉRALE

Les précédentes études ont d'abord montré que le PFR cervical s'observe en réalisant une tâche de flexion cervicale (Meyer et al., 1993). D'autres travaux ont constaté l'absence de PFR chez les sujets atteints de cervicalgies (Airaksinen et al., 2005; Murphy et al., 2007). Dans le cadre de cette maîtrise, une étude précédente effectuée au laboratoire de neuromécanique et de contrôle moteur de l'Université du Québec à Trois-Rivières a permis de mettre en évidence que le PFR cervical est observable dans une position assise neutre ou avec inclinaison du tronc quand le sujet sain effectue une flexion de la région cervicale (Pialasse et al., 2009).

L'étude réalisée dans le cadre de ce mémoire a permis d'améliorer les connaissances relatives au PFR. L'ajout de charge et la modification de la vitesse n'ont pas fait disparaître ce phénomène. L'augmentation de la charge a entraîné une augmentation de l'activité EMG et des angles d'apparition et disparition du PFR. L'augmentation de la vitesse, quant à elle, a entraîné une augmentation de l'activité EMG en extension. Le phénomène a été démontré de plus comme ayant une reproductibilité satisfaisante. Ce travail de maîtrise a donc atteint ses trois objectifs:

- 1) déterminer les effets de la vitesse sur le PFR cervical.
- 2) déterminer les effets de la charge sur le PFR cervical.
- 3) étudier la reproductibilité du phénomène et de sa mesure.

Enfin les limites soulevées par cette présente étude ainsi que les questions restant en suspens pour de futures études sur le PFR seront abordés.

## **5.1. Effet de la vitesse sur les extenseurs cervicaux du rachis**

### *5.1.1. EMG*

L'augmentation de vitesse a eu un effet significatif d'augmentation des valeurs RMS de la phase d'extension. L'absence d'effet significatif dans la phase de flexion peut s'expliquer par l'augmentation de rigidité des tissus viscoélastiques quand la vitesse accroit. De plus, le moment de flexion développé par le poids de la tête (et la charge dans certaines conditions) a pu être aisément contré par la tension générée dans les tissus viscoélastiques passifs. De solides structures viscoélastiques, tel que le ligament nucal, peuvent générer suffisamment de tension pour contrecarrer la charge gravitationnelle de la tête, celui-ci étant décrit et reconnu comme une structure limitant la flexion de la colonne cervicale (Takeshita, Peterson, Bylski-Austrow, Crawford, & Nakamura, 2004).

### *5.1.2. Cinématique*

La vitesse n'a eu aucun effet sur l'angle d'apparition et de disparition du silence. Ces résultats ont été différents de ceux rapportés au niveau lombaire par Sarti et al. (2001) qui ont étudié l'effet de la vitesse sur le PFR. Cependant, le fait qu'un effet de vitesse significatif ait pu être observé quand l'angle d'apparition est exprimé en pourcentage de flexion totale maximale est dans le sens de l'hypothèse qu'un plus haut degré de rigidité est généré à une vitesse plus importante par les structures viscoélastiques. Une structure viscoélastique importante comme le ligament nucal pourrait ainsi provoquer, cette diminution de l'angle relatif d'apparition du silence EMG.

## **5.2. Effet de la charge sur les extenseurs cervicaux du rachis**

### *5.2.1. EMG*

L'ajout de charge a eu le même effet sur le PFR cervical que celui initialement décrit dans la région lombaire (Descarreux et al., 2008; Dickey et al., 2003; Gupta, 2001). De plus, Thuresson et al. (2005) ont observé des effets comparables sur le signal EMG des muscles paraspinaux au niveau de C2 et de C7 en posture neutre et fléchie à 20° avec le port d'un casque de 1,4 kg . Lors de l'évaluation de l'activité des muscles paraspinaux, ils ont aussi montré que le moment de flexion provoqué par la charge était le facteur critique de modulation bien plus que la charge elle-même. Pour l'étude réalisée dans le cadre de ce mémoire de maîtrise, un soin particulier a été placé en ce qui a trait à la répartition de la charge afin d'augmenter le moment de flexion dans la condition de charge et d'augmenter le moment d'extension dans la condition avec le contrepoids. Les résultats ont été statistiquement différents uniquement entre les conditions avec charge et avec contrepoids. Une charge plus importante aurait probablement permis d'observer une différence statistiquement significative entre les conditions avec charge et sans charge..La charge de 700 g a été conservée le long de l'expérimentation car elle correspondait au poids d'un gros casque de protection sans être trop important comme poids relatif à la tête. Les résultats obtenus présentent donc un effet de charge sur les muscles mais l'absence d'effets significatifs avec l'ajout d'un simple casque de protection inférieur ou égal à 700 g.

### 5.2.2. Cinématique

L'augmentation de la charge a aussi eu un effet sur les angles d'apparition et de disparition du PFR en accroissant les deux angles. De nouveau, l'effet de charge sur l'angle d'apparition a été similaire à ce qui a été décrit dans la région lombaire où l'ajout de charge entraîne une augmentation significative de l'angle d'apparition (Descarreaux et al., 2008; Gupta, 2001). Il est aussi important de noter que les effets ont été observés pendant la période de test avec l'utilisation de la charge et que les résultats sont possiblement différents avec une évaluation après la mise en charge, comme cela a été rapporté par Youssef et al. (2008) qui ont remarqué la mise en place de mécanismes de stabilisation après les activités de mise en charge répétées. Ainsi, la modulation temporelle du début et de la fin de la phase de silence EMG pourrait être décrite comme une adaptation motrice permettant d'améliorer la stabilité de la colonne vertébrale en réaction à l'augmentation de laxité des structures passives. Le phénomène décrit par Youssef et al. (2008) n'a pu être observé ici d'abord parce que les 6 essais avec charges avaient une durée inférieure à 20 secondes, et qu'ils étaient regroupés par 3 au milieu des 18 essais. Enfin la durée totale de la session n'excédait pas 1 heure, hors le phénomène décrit par Youssef et al. (2008) se produit après 2 heures et jusqu'à 7 heures après la fin de la mise en charge.

### **5.3. Reproductibilité intra et inter session et intérêt clinique**

Afin de pouvoir considérer le PFR comme une mesure clinique d'intérêt, la fidélité et la validité comprenant les valeurs de sensibilité et spécificité, doivent être déterminées. De précédentes études ont établi un haut niveau de spécificité (75%) et de sensibilité (93%) du ratio d'extension sur relaxation afin de discriminer les sujets sains des patients atteints de lombalgies (Watson et al., 1997). Le PFR a aussi été utilisé comme prédicteurs des patrons de mouvement au sein d'une population de patients ayant des lombalgies (Colloca & Hinrichs, 2005; Neblett et al., 2003; Othman et al., 2008; Triano & Schultz, 1987). Neblett et al. (2003) ont établi qu'une mobilité anormale pouvait être prédite avec un haut niveau de spécificité (100%) et de sensibilité (79%) en cas d'absence de silence myoélectrique en pleine flexion. Des différences entre les participants sains et les patients avec des cervicalgies ont aussi été rapportées pour la région cervicale (Airaksinen et al., 2005). Ces différences consistent en une absence de silence dans le cas des cervicalgies. Le calcul d'un ratio de l'activité de relaxation sur la phase d'activité la plus grande permet de différencier les participants sains de ceux avec des cervicalgies (Murphy et al., 2007).

Dans ce projet de maîtrise, la fidélité des mesures d'angles d'apparition et de disparition du PFR cervical s'est avérée modérée à excellente. De même, les valeurs RMS de l'EMG des muscles paraspinaux cervicaux ont montré une fidélité entre bonne et excellente. Le fait qu'une fidélité entre modérée et excellente ait été obtenue pour les valeurs RMS d'EMG dans la phase de pleine flexion peut être secondaire à la faible amplitude du signal lors de cette phase et à la forte variation que peut provoquer une



variation de tonus, ou un spasme, qui pourrait être moins perceptible dans une autre phase avec une bouffée importante liée à la contraction.

#### **5.4. Limites**

Les limites peuvent être classifiées entre plusieurs catégories : celles liées à la nature du signal EMG, celles liées à la normalisation des données, celles liées au marquage des données, et celles liées au protocole expérimental.

##### *5.4.1. Nature du signal EMG*

L'amplitude du signal EMG lors de la phase de pleine flexion, qui est une activité de base du tonus musculaire, est inférieure à l'activité lors du maintien de la tête en position neutre. Cette activité de base faible quand elle est analysée peut être plus facilement perturbée par la présence de spasmes. Chez certains sujets la différence entre l'activité de maintien de la tête en position neutre et en pleine flexion est difficile à remarquer.

Les bouffées excentriques, lors du mouvement de flexion, ont parfois été difficiles à localiser. Certains sujets semblent ne pas avoir une activité beaucoup plus importante que celle correspondant au maintien de la position neutre.

##### *5.4.2. Normalisation des données*

La position neutre de la tête est un élément important pour normaliser les angles de flexion par rapport au sujet lui-même. Suivant comment est définie cette position neutre, la mesure de l'amplitude peut grandement varier. Une solution serait de choisir de mesurer l'amplitude totale de flexion-extension et d'utiliser cette valeur à des fins de normalisation. Le choix de l'amplitude totale de l'essai ou de l'amplitude maximale

réalisée se pose lorsque une amplitude de flexion maximale est choisie comme référence, d'autant que le sujet ne va parfois pas à son maximum lors des essais de flexion-relaxation.

Un problème quant à la normalisation de l'EMG a été soulevé lors de ce travail tout comme par d'autres auteurs (Finucane, Rafeei, Kues, Lamb, & Mayhew, 1998; Zakaria, Kramer, & Harburn, 1996). La tâche de normalisation est parfois difficile à reproduire, qu'il s'agisse d'une tâche isométrique qui dépend de certains facteurs comme l'angle d'exécution, la charge relative ou absolue appliquée, ou d'une tâche motrice excentrique ou concentrique. La limite s'est posée en voyant que les données RMS d'EMG non normalisée étaient plus reproductibles que les données normalisées.

#### *5.4.3. Protocole expérimental*

Le métronome a été un bon outil pour permettre aux sujets de respecter la vitesse d'exécution. Cependant, la nature très rythmique du métronome peut amener certains sujets à battre la mesure dans leur mouvement, et à réaliser un mouvement saccadé tel une trotteuse d'horlogerie. Ceci à amener l'expérimentateur à devoir surveiller que ceci ne se produise pas et à devoir reprendre certains essais. Une alternative devrait être envisagée.

L'utilisation du contrepoids et l'ajout de charge ont pu amener à un changement de stratégie motrice du sujet qui n'a pas été évaluée dans cette étude et pourrait être considéré dans une prochaine étude.

#### 5.4.4. Marquage des données

L'inspection visuelle a été utilisée pour le marquage des données EMG. Le signal RMS de l'enregistrement EMG des paraspinaux a été élevé au carré pour l'inspection de celui-ci. Dans ces conditions, le silence a été assez facilement observable par l'examineur. Ce dernier avait l'expérience de marquage des signaux EMG et cinématiques, et plus particulièrement de marquage du PFR. L'examineur qui réalisait le marquage des données EMG était aveugle quant aux conditions de chaque essai qu'il avait à marquer. Il n'y a malheureusement pas eu d'évaluation de la fidélité du marquage par l'examineur, mais le résultat de la reproductibilité intra- et inter-session est plutôt en faveur d'une bonne reproductibilité du marquage.

L'utilisation d'un algorithme qui chercherait à trouver le début et la fin du silence, sur le signal EMG, à partir d'une fenêtre temporelle permettrait sûrement d'améliorer cette reproductibilité. Cependant il ne faut pas oublier que le contraste pouvant exister au niveau de l'activité EMG cervical entre les différentes phases du mouvement est inférieur à celui rencontré dans la région lombaire. La subtilité du marquage réalisé par un examineur peut donc être difficile à remplacer par un algorithme dans ce cas (Allison & Henry, 2002).

Tant que les différences au niveau des paramètres cinématiques et EMG n'ont pas été clairement documentées entre les sujets sains et les patients atteints de cervicalgies, il est difficile d'utiliser autre chose que l'inspection visuelle du signal EMG pour décider de la présence d'un PFR ou non. Quand des valeurs sont utilisées pour calculer un ratio entre activité en période de relaxation et en période de contraction concentrique, les valeurs utilisées sont purement arbitraires. De telles mesures

comparatives entre sujets sains supposés avoir un PFR et des sujets atteints de cervicalgies permettrait d'affiner une valeur de ratio discriminante pour la présence ou l'absence du phénomène et ainsi définir la présence ou l'absence du phénomène à l'aide d'un algorithme.

### **5.5. Futures investigations**

Les projets futurs devraient s'orienter à mieux définir les paramètres EMG et cinématiques du PFR d'une part et définir s'il présente un intérêt clinique d'autre part. La première étape serait d'explorer, comme cela a été fait au niveau lombaire, les effets de la fatigue musculaire, de l'âge et de la répétition de la tâche sur les paramètres du PFR cervical. D'autre part, dans le but de vérifier son intérêt clinique, il serait intéressant de documenter la différence au niveau des paramètres cinématiques et EMG entre les sujets sains et les patients atteints de cervicalgies chroniques ou aiguës. De même la validité d'une telle mesure pour identifier différents types de cervicalgies et leurs pronostics pourrait être explorée. Enfin, l'effet du traitement des cervicalgies pourrait être évalué sur les changements obtenus sur le PFR suite à différents types de traitements

## 6. CONCLUSION GÉNÉRALE

Le but de ce projet était de contribuer à l'avancée des connaissances sur le PFR cervical et plus particulièrement d'évaluer ses paramètres cinématiques et EMG et la façon dont ils sont influencés par la charge et la vitesse. Plus spécifiquement, après avoir vérifié que le phénomène est bien observable dans la position assise lors de la réalisation de flexions cervicales et après en avoir déterminé les paramètres cinématiques et EMG, un second projet a été réalisé afin de connaître l'influence de la charge et de la vitesse sur le PFR cervical, et enfin connaître la fidélité de la mesure de ses paramètres.

L'étude a bien permis de confirmer l'existence du PFR cervical qui peut être observé lors de flexion cervicale en position assise. Que le tronc soit droit ou incliné vers l'avant, les angles d'apparition et de disparition restent inchangés.

L'effet de la charge a été étudié conjointement à l'effet de la vitesse sur les paramètres du PFR. Il a été établi que l'augmentation de la charge tend à augmenter les angles d'apparition et disparition du silence et donc en diminuant la période d'inactivité des muscles paraspinaux, diminuer la période de transfert du moment de force sur les structures passives. L'augmentation de la vitesse a eu des effets moins marqués en diminuant l'angle d'apparition du silence uniquement quand celui-ci est exprimé en pourcentage de la flexion maximale.

Finalement, une fidélité modérée à excellente a été déterminée pour la mesure des angles d'apparition et de disparition ainsi que les valeurs RMS de chacune des trois

phases du mouvement de flexion-extension du cou au sein d'une même session d'évaluation comme entre deux sessions. Les études futures devraient s'attarder à déterminer les différences qui caractérisent les paramètres cinématiques et EMG d'une population saine et d'une population regroupant des sujets atteints de cervicalgies.

## RÉFÉRENCES

- Airaksinen, M. K., Kankaanpää, M., Aranko, O., Leinonen, V., Arokoski, J. P. A., & Airaksinen, O. (2005). Wireless on-line electromyography in recording neck muscle function: a pilot study. *Pathophysiology, 12* (4), 303-306.
- Allen, C. E. (1948). Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy. *Br J Phys Med, 11* (3), 66-73.
- Allison, G. T., & Henry, S. M. (2002). The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 17* (5), 414-417.
- Andersson, E. A., Oddsson, L. I., Grundstrom, H., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 11* (7), 392-400.
- Burnett, A., O'Sullivan, P., Caneiro, J. P., Krug, R., Bochmann, F., & Helgestad, G. W. (2009). An examination of the flexion-relaxation phenomenon in the cervical spine in lumbo-pelvic sitting. *J Electromyogr Kinesiol, 19* (4), e229-236.
- Carlsoo, S. (1961). The static muscle load in different work positions : an electromyographic study. *Ergonomics, 4*, 193-211.

Colloca, C. J., & Hinrichs, R. N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther*, 28 (8), 623-631.

Côté, P., Kristman, V., Vidmar, M., Van Eerd, D., Hogg-Johnson, S., Beaton, D., et al. (2008). The prevalence and incidence of work absenteeism involving neck pain: a cohort of Ontario lost-time claimants. *Spine*, 33 (4 Suppl), S192-198.

Côté, P., van der Velde, G., Cassidy, J. D., Carroll, L. J., Hogg-Johnson, S., Holm, L. W., et al. (2008). The burden and determinants of neck pain in workers: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Spine*, 33 (4 Suppl), S60-74.

De Hertogh, W. J., Vaes, P. H., Vijverman, V., De Cordt, A., & Duquet, W. (2007). The clinical examination of neck pain patients: The validity of a group of tests. *Man Ther*, 12 (1), 50-55.

Descarreaux, M., Lafond, D., Jeffrey-Gauthier, R., Centomo, H., & Cantin, V. (2008). Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue. *BMC Musculoskelet Disord*, 9, 10.



- Dickey, J. P., McNorton, S., & Potvin, J. R. (2003). Repeated spinal flexion modulates the flexion-relaxation phenomenon. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18 (9), 783-789.
- Falla, D., Bilenkij, G., & Jull, G. (2004). Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine*, 29 (13), 1436-1440.
- Fejer, R., Kyvik, K. O., & Hartvigsen, J. (2006). The prevalence of neck pain in the world population: a systematic critical review of the literature. *Eur Spine J*, 15 (6), 834-848.
- Finucane, S. D., Rafeei, T., Kues, J., Lamb, R. L., & Mayhew, T. P. (1998). Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 109 (4), 290-296.
- Gupta, A. (2001). Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *J Biomech*, 34 (4), 491-496.
- Guzman, J., Hurwitz, E. L., Carroll, L. J., Haldeman, S., Cote, P., Carragee, E. J., et al. (2008). A new conceptual model of neck pain: linking onset, course, and care: the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Spine*, 33 (4 Suppl), S14-23.

- Hains, F., Waalen, J., & Mior, S. (1998). Psychometric properties of the neck disability index. *J Manipulative Physiol Ther*, 21 (2), 75-80.
- Hashemirad, F., Talebian, S., Hatef, B., & Kahlaee, A. H. (2009). The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol*, 19 (5), 746-753.
- Hogg-Johnson, S., van der Velde, G., Carroll, L. J., Holm, L. W., Cassidy, J. D., Guzman, J., et al. (2008). The burden and determinants of neck pain in the general population: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Spine*, 33 (4 Suppl), S39-51.
- Jull, G., Kristjansson, E., & Dall'Alba, P. (2004). Impairment in the cervical flexors: a comparison of whiplash and insidious onset neck pain patients. *Man Ther*, 9 (2), 89-94.
- Kippers, V., & Parker, A. W. (1984). Posture related to myoelectric silence of erector spinae during trunk flexion. *Spine*, 9 (7), 740-745.
- Kumar, S., Narayan, Y., Prasad, N., Shuaib, A., & Siddiqi, Z. A. (2007). Cervical electromyogram profile differences between patients of neck pain and control. *Spine*, 32 (8), E246-253.

- Kwak, S., Niederklein, R., Tarcha, R., & Hughes, C. (2005). Relationship between active cervical range of motion and perceived neck disability in community dwelling elderly individuals. *J Geriatr Phys Ther*, 28 (2), 54-56.
- Martel, J., Dugas, C., Lafond, D., & Descarreaux, M. (2009). Validation of the French version of the Bournemouth Questionnaire. *JCCA J Can Chiropr Assoc*, 53 (2), 102-120.
- Martin, B. I., Deyo, R. A., Mirza, S. K., Turner, J. A., Comstock, B. A., Hollingworth, W., et al. (2008). Expenditures and health status among adults with back and neck problems. *JAMA*, 299 (6), 656-664.
- McGill, S., Juker, D., & Kropf, P. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech*, 29 (11), 1503-1507.
- McGill, S. M., & Kippers, V. (1994). Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine*, 19 (19), 2190-2196.
- Meyer, J. J., Berk, R. J., & Anderson, A. V. (1993). Recruitment patterns in the cervical paraspinal muscles during cervical forward flexion: evidence of cervical flexion-relaxation. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 33 (4), 217-223.

- Murphy, B., Marshall, P., Taylor, H., Govorko, D., & Palmer, S. (2007). *The cervical flexion-relaxation ratio: reproducibility and comparison between chronic neck pain patients and controls*. Communications présentées au WFC's 9th Biennial Congress.
- Neblett, R., Mayer, T. G., Gatchel, R. J., Keeley, J., Proctor, T., & Anagnostis, C. (2003). Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications. *Spine*, 28 (13), 1435-1446.
- Olson, M., Solomonow, M., & Li, L. (2006). Flexion-relaxation response to gravity. *J Biomech*, 39 (14), 2545-2554.
- Olson, M. W., Li, L., & Solomonow, M. (2004). Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 (8), 769-776.
- Olson, M. W., Li, L., & Solomonow, M. (2009). Interaction of viscoelastic tissue compliance with lumbar muscles during passive cyclic flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol*, 19 (1), 30-38.
- Othman, S. H., Ibrahim, F., Omar, S. Z., & Rahim, R. B. A. (2008). *Flexion relaxation phenomenon of back muscles in discriminating between healthy and chronic low back pain women*. Communications présentées au 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008.

Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5 (4), 383-389; discussion 397.

Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5 (4), 390-396; discussion 397.

Pauly, J. E. (1966). An electromyographic analysis of certain movements and exercises. I. Some deep muscles of the back. *Anat Rec*, 155 (2), 223-234.

Pialasse, J. P., Dubois, J. D., Choquette, M. H., Lafond, D., & Descarreaux, M. (2009). Kinematic and electromyographic parameters of the cervical flexion-relaxation phenomenon: the effect of trunk positioning. *Ann Phys Rehabil Med*, 52 (1), 49-58.

Rubin, D. I. (2007). Epidemiology and risk factors for spine pain. *Neurol Clin*, 25 (2), 353-371.

Sarti, M. A., Lison, J. F., Monfort, M., & Fuster, M. A. (2001). Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine*, 26 (18), E421-426.

- Schultz, A. B., Haderspeck-Grib, K., Sinkora, G., & Warwick, D. N. (1985). Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *J Orthop Res*, 3 (2), 189-197.
- Shirado, O., Ito, T., Kaneda, K., & Strax, T. E. (1995). Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *Am J Phys Med Rehabil*, 74 (2), 139-144.
- Sihvonen, T. (1997). Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 78 (5), 486-490.
- Sihvonen, T., Partanen, J., Hanninen, O., & Soimakallio, S. (1991). Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 72 (13), 1080-1087.
- Solomonow, M., Baratta, R. V., Banks, A., Freudenberger, C., & Zhou, B. H. (2003). Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18 (4), 273-279.
- Solomonow, M., Baratta, R. V., Zhou, B. H., Burger, E., Zieske, A., & Gedalia, A. (2003). Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (4), 381-396.

- Solomonow, M., Hatipkarasulu, S., Zhou, B. H., Baratta, R. V., & Aghazadeh, F. (2003). Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. *Spine*, 28 (12), 1235-1248.
- Sommerich, C. M., Joines, S. M., Hermans, V., & Moon, S. D. (2000). Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (6), 377-398.
- Takeshita, K., Peterson, E. T., Bylski-Austrow, D., Crawford, A. H., & Nakamura, K. (2004). The nuchal ligament restrains cervical spine flexion. *Spine*, 29 (18), E388-393.
- Thureson, M., Äng, B., Linder, J., & Harms-Ringdahl, K. (2005). Mechanical load and EMG activity in the neck induced by different head-worn equipment and neck postures. *Int J Ind Ergon*, 35 (1), 13-18.
- Tousignant, M., Smeesters, C., Breton, A. M., Breton, E., & Corriveau, H. (2006). Criterion validity study of the cervical range of motion (CROM) device for rotational range of motion on healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36 (4), 242-248.
- Triano, J. J., & Schultz, A. B. (1987). Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine*, 12 (6), 561-565.

- Watson, P. J., Booker, C. K., Main, C. J., & Chen, A. C. (1997). Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12 (3), 165-171.
- Wlodyka-Demaille, S. (2004). Inventaire des échelles évaluant le statut fonctionnel des cervicalgiques. *Revue du Rhumatisme*, 71, 688-696.
- Wlodyka-Demaille, S., Poiraudreau, S., Catanzariti, J. F., Rannou, F., Fermanian, J., & Revel, M. (2002). French translation and validation of 3 functional disability scales for neck pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 83 (3), 376-382.
- Wlodyka-Demaille, S., Poiraudreau, S., Fermanian, J., Catanzariti, J. F., Rannou, F., & Revel, M. (2001). [French translation and validation of a functional disability scale for neck pain]. *Ann Readapt Med Phys*, 44 (3), 132-142.
- Ylinen, J. J., Rezasoltani, A., Julin, M. V., Virtapohja, H. A., & Malkia, E. A. (1999). Reproducibility of isometric strength: measurement of neck muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14 (3), 217-219.
- Youssef, J., Davidson, B., Zhou, B. H., Lu, Y., Patel, V., & Solomonow, M. (2008). Neuromuscular neutral zones response to static lumbar flexion: muscular stability compensator. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23 (7), 870-880.



Zakaria, D., Kramer, J. F., & Harburn, K. L. (1996). Reliability of non-normalized and normalized integrated EMG during maximal isometric contractions in females. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6 (2), 129-135.