

# UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

Étude exploratoire du contrôle d'efforts graduels isométriques uni-, bi- et tri-axiaux

par

Alexandre Vachon-Gee

Mémoire présenté à la Faculté d'éducation physique et sportive  
en vue de l'obtention du grade de  
Maître ès science (M. Sc.)  
Kinanthropologie

Juillet, 2012

© Alexandre Vachon-Gee



Library and Archives  
Canada

Published Heritage  
Branch

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file Votre référence*

*ISBN: 978-0-494-91694-0*

*Our file Notre référence*

*ISBN: 978-0-494-91694-0*

#### NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

#### AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

# UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

Faculté d'éducation physique et sportive

Étude exploratoire du contrôle d'efforts graduels isométriques uni-, bi- et tri-axiaux

Alexandre Vachon-Gee

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Denis Gagnon, Ph.D.

Directeur de recherche

Christian Larivière, Ph.D.

Co-directeur de recherche

André Plamondon, Ph.D.

Autre membre du jury

Mémoire accepté le \_\_\_\_\_

---

## SOMMAIRE

La lombalgie a été identifiée comme étant un problème d'importance dans notre société. La capacité des muscles du tronc à contrôler la stabilité lombaire est réduite lors d'efforts couplés ou asymétriques. La baisse du contrôle moteur, affectée par l'intensité et par la complexité de l'effort, est potentiellement associée à un risque accru de lombalgie. La présente étude avait comme objectif d'évaluer les combinaisons d'efforts réalisables par des sujets sains et comment le contrôle des moments de force diffère selon la nature de la tâche (efforts uni-, bi- et tri-axiaux) et selon son intensité.

Dix hommes en bonne santé ont réalisé des efforts isométriques graduels sous-maximaux, variant entre 0% et 55% de la force maximale volontaire. Les efforts (6 uni-axiaux (1D), 10 bi-axiaux (2D), 4 tri-axiaux (3D)) ont été réalisés en position debout à cinq reprises randomisées. Une rétroaction visuelle tridimensionnelle affichait les moments cibles en plus des moments réalisés au niveau de L5/S1. Les différences, exprimées en pourcentage, entre les moments cibles et les moments réalisés ont été extraites aux intensités d'efforts 10%, 30% et 50%, pour les trois composantes du moment (Mlat, Mext et Mrot) et analysées avec des ANOVA bi-factorielles (ESSAI, SESSION, INTENSITÉ, TÂCHE) avec mesures répétées.

Les résultats démontrent que le contrôle des efforts isométriques du tronc est affecté par l'intensité, la nature et la complexité de la tâche. Le pourcentage d'erreur entre le moment ciblé (rétroaction visuelle) et le moment exercé est quasiment triplé entre 10% et 50% de FMV. Les tâches réalisées dans plus d'un plan (bi-axial et tri-axial) contiennent plus d'erreur sur les trois composantes du moment à L5/S1 (Mlat, Mext, Mrot) que celles réalisées dans un seul plan (uni-axial). Les patrons comprenant une rotation axiale, qu'ils soient uni-, bi- ou tri-axial, semblent être les plus difficiles à exécuter, menant à un pourcentage d'erreur plus élevé.

L'analyse des efforts isométriques du tronc les plus complexes (bi- et tri-axiaux) a besoin d'être approfondi, puisque leur impact sur le risque de lombalgie reste peu documenté. L'inclusion de personnes souffrant de lombalgie est de mise dans des études futures, afin d'évaluer la différence de contrôle des muscles du tronc entre sujets sains et lombalgiques.

---

## TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE .....	3
DÉDICACE .....	7
REMERCIEMENTS.....	8
PREMIER CHAPITRE.....	9
PROBLÉMATIQUE.....	9
1.1 INTRODUCTION.....	9
1.2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE .....	12
1.3 HYPOTHÈSES .....	13
1.3.1 Hypothèses de recherche .....	13
1.3.2 Hypothèses statistiques.....	14
1.4 PERTINENCE DE L'ÉTUDE .....	15
DEUXIÈME CHAPITRE .....	17
RECENSION DES ÉCRITS.....	17
2.1 PRÉVALENCE DE LA LOMBALGIE ET COÛTS OCCASIONNÉS.....	17
2.2 FACTEURS DE RISQUE.....	19
2.3 CONSÉQUENCES DE LA LOMBALGIE .....	21
2.4 ANATOMIE ET FONCTIONS DE LA COLONNE VERTÉBRALE .....	22
2.4.1 La jonction lombo-sacrée .....	24
2.5 TECHNIQUES DE MESURE .....	25
2.5.1 Électromyographie.....	25
2.5.2 Dynamométrie .....	28
2.6 FONCTIONS DES MUSCLES DU TRONC .....	28
2.6.1 Flexion et extension.....	30
2.6.2 Flexion latérale .....	31
2.6.3 Rotation axiale.....	32
2.6.4 Efforts couplés et multi-directionnels.....	34
2.7 NIVEAU DE CONTRÔLE DES MUSCLES DU TRONC.....	38
2.7.1 Description.....	38
2.7.2 L'effet de la fatigue sur le contrôle moteur .....	38

2.7.3 L'effet de l'asymétrie .....	39
2.8 RÉSUMÉ ET CONCLUSION .....	40
TROISIÈME CHAPITRE.....	42
MÉTHODOLOGIE DE LA RECHERCHE.....	42
3.1 PARTICIPANTS.....	42
3.2 TECHNIQUES DE MESURES.....	43
3.2.1 Dynamométrie .....	43
3.2.2 Électromyographie.....	45
3.3 PROCÉDURES.....	46
3.3.1 Préparation du sujet .....	46
3.3.2 Conditions expérimentales .....	46
3.3.3 Directives.....	51
3.4 TRAITEMENT DES DONNÉES .....	51
3.5 STATISTIQUES .....	52
3.5.1 L'effet de l'essai et de l'intensité sur le contrôle moteur .....	53
3.5.2 L'effet de la session sur le contrôle moteur.....	53
3.5.3 L'effet de la tâche sur le contrôle moteur.....	55
QUATRIÈME CHAPITRE .....	57
RÉSULTATS .....	57
4.1 INTRODUCTION.....	57
4.2 L'EFFET DE L'ESSAI SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR .....	59
4.2.1 Session 1 .....	59
4.2.1 Session 2.....	59
4.3 L'EFFET DE L'INTENSITÉ SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR.....	62
4.4 L'EFFET DE LA SESSION SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR .....	64
4.4.1 Efforts uni-axiaux (série B) .....	64
4.4.2 Efforts bi-axiaux (série C).....	66
4.4.3 Efforts tri-axiaux (série D) .....	69
4.5 L'EFFET DE LA TÂCHE SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR .....	70
CINQUIÈME CHAPITRE.....	73
DISCUSSION ET CONCLUSION .....	73

5.1 DISCUSSION .....	73
5.1.1 Limites de la recherche.....	74
5.1.2 Apprentissage intra- et inter- sessions .....	75
5.1.3 L'effet de l'intensité de l'effort sur son contrôle .....	77
5.1.4 L'effet de la tâche sur le contrôle des efforts du tronc .....	78
5.2 CONCLUSION .....	80
RÉFÉRENCES .....	81
ANNEXE A - Procédures pour prise des mesures anthropométriques.....	89
ANNEXE B - Procédures pour l'ajustement du sujet dans le dynamomètre .....	90
ANNEXE C - Données individuelles requises pour chaque séance .....	92
ANNEXE D - Position de chaque électrode de surface.....	93
ANNEXE E - Consignes à répéter aussi souvent que nécessaire .....	94
ANNEXE F - Feuille de route – collecte de données .....	95
ANNEXE G - Feuille de route: mesures anthropométriques et marquage.....	101
ANNEXE H - Recrutement des sujets .....	104
ANNEXE I - Annonce .....	105
ANNEXE J - Formulaire de consentement.....	106
ANNEXE K - Q-AAP.....	114

---

## DÉDICACE

À mes parents, Mireille Vachon et Adrian Gee, ainsi qu'à mes grands-parents, Lucy Gee, Dennis Gee, Annette Vachon et Armand Vachon, pour tous les sacrifices qu'ils ont faits afin de me procurer la meilleure éducation possible.

---

## REMERCIEMENTS

Je remercie sincèrement les gens qui m'ont supporté, académiquement et/ou moralement, tout au long de la rédaction de ce mémoire.

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, Monsieur Denis Gagnon, Ph.D. qui a cru en mes capacités à mener à terme un projet de recherche et qui m'a alors donné l'opportunité de me projeter dans le monde de la recherche scientifique en me proposant un projet qui cadrerait avec mes intérêts. Sa passion pour la biomécanique fut contagieuse et son souci du détail et sa rigueur scientifique m'ont permis d'avoir une formation très enrichissante.

Je tiens également à remercier mon co-directeur de recherche, Monsieur Christian Larivière, Ph.D. pour avoir partagé avec moi sa grande expertise dans le domaine et pour m'avoir toujours donné une rétroaction très pertinente. Ce fut un grand honneur pour moi de collaborer avec lui.

De plus, je tiens à souligner la précieuse collaboration de Monsieur François Thénault, M. Sc. Grâce à lui, à ses vastes connaissances techniques et technologiques et aux nombreuses heures passées en sa compagnie au laboratoire, les aspects techniques reliés à la collecte de données ont pu être gérées sans embûches. Son grand professionnalisme et son bon sens de l'humour ont grandement facilité l'avancement du projet, et ont surtout fait en sorte qu'il était toujours un plaisir pour moi de travailler avec lui.

Je souhaite finalement exprimer toute ma reconnaissance envers mon entourage immédiat : mes parents, mon frère, mes grands-parents, mes cousins et cousines, ma copine, mes amis et mes collègues de travail... bref, vous savez qui vous êtes! Vos encouragements continus m'ont motivé à aller jusqu'au bout de ce projet de grande envergure.

---

## PREMIER CHAPITRE

### PROBLÉMATIQUE

#### 1.1 INTRODUCTION

Dans la majorité des situations de travail, peu importe le métier, l'effort physique est présent. Qu'il s'agisse d'un informaticien ou d'un ouvrier dans une usine de papeterie, bien que de nature différente, le risque de blessure est bien réel. Souvent causée par une accumulation de microtraumatismes à long terme, la blessure peut aussi être aigüe, c'est-à-dire soudaine (i.e. traumatisme subit la journée même) et dans un cas comme dans l'autre elle peut devenir chronique. C'est dans ce contexte qu'il est généralement question de troubles musculo-squelettiques (TMS) (CSST, 2000), faisant ici référence à plusieurs types de lésions ou douleurs qui se développent jusqu'à la chronicité, avec ses déficiences et incapacités associées. Les TMS regroupent un ensemble d'atteintes douloureuses touchant les muscles, les tendons et les nerfs. Les activités répétitives et fréquentes, en plus des postures contraignantes, sont souvent à l'origine des TMS. Les tendinites, le syndrome du défilé thoraco-brachial, l'épicondylite, les cervicalgies et les lombalgies sont des exemples courants de TMS (CCHST Canada, 2005).

Les problèmes au dos sont parmi les conditions chroniques les plus fréquentes au Canada (Schultz et Kopec, 2003). Quatre adultes sur cinq auront au moins un épisode de douleur au dos durant leur vie (McPhillips-Tangum et al., 1998). Les lésions au dos peuvent être occasionnées à n'importe quel niveau de la colonne vertébrale. Ces lésions rassemblent plusieurs symptômes incluant la douleur, des tensions musculaires, des raideurs et possiblement des sensations de brûlures. On dénote aussi un certain nombre de facteurs qui peuvent accroître le risque de lésion, comme une faible musculature du tronc, une mauvaise posture et une manutention de charge non sécuritaire et/ou lourde (Kopec et al., 2004). L'endroit le plus affecté du dos est la région lombaire puisqu'elle doit supporter le plus de poids et de stress. Les maux de dos de la région lombaire sont couramment appelés « lombalgies ».

Dans les cas aigus, la lombalgie ne dure que quelques jours à quelques semaines et est souvent causée par un traumatisme soudain notamment lors de la pratique de travail manuel, sport ou

entretien ménager. Dans les cas chroniques, la lombalgie dure beaucoup plus longtemps car il est question de douleurs qui sont toujours présentes après 3 mois. La lombalgie chronique est souvent progressive et sa cause est généralement difficile, voire impossible, à identifier (National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2010).

La lombalgie peut aussi être caractérisée de « spécifique » ou « non spécifique ». La lombalgie « spécifique » possède un diagnostic précis relié à une infection, un cancer, ou encore une fracture vertébrale (Manek et MacGregor, 2005). Ce type de lombalgie peut être identifié et sa cause peut être traitée. Cependant, environ 90% des cas de lombalgie sont considérés « non spécifiques », c'est-à-dire que leur cause exacte ne peut être déterminée (Manek et MacGregor, 2005).

Les causes de la lombalgie non spécifique étant difficilement identifiables, beaucoup d'études biomécaniques se penchent sur les différents facteurs qui ont une influence sur le risque de blessure au niveau de la colonne lombaire, dans diverses situations incluant des efforts ou postures présentant un risque potentiel de surcharger le système musculo-squelettique. Dans la perspective occupationnelle où il y a manutention de charges, des études épidémiologiques ont identifié des facteurs de risque (Marras et al., 1995b): intensité du travail, postures statiques, se pencher fréquemment, torsions et lever, pousser ou tirer une charge. Il est également question de la direction de l'effort (dans les trois plans anatomiques), de la charge appliquée, de la nature de l'effort, c'est-à-dire isométrique (sans mouvement) ou anisométrique (isotonique) (Davis et Marras, 2000), de fatigue musculaire (Sparto et al., 1997; Ng et al., 2003b, 2002b), de complexité de l'effort (uni-axial, bi-axial, tri-axial), de la différence entre sexes (McGill, 1990), etc.

Peu d'études ont évalué les stratégies musculaires du tronc lors d'efforts multidirectionnels (Talebian et al., 2010; Mousavi et al., 2009; Sheikhzadeh et al., 2008; Perez et Nussbaum, 2002; Lavender et al., 1992). L'analyse des stratégies de recrutement musculaire fournit de l'information sur les forces musculaires lombaires, qui sont étroitement liées aux forces agissant sur la colonne lombaire et ainsi sont essentielles pour prédire les risques de blessures lombaires (Perez et Nussbaum, 2002). Une compilation des stratégies musculaires a été réalisée par Lavender et al. (1992b, 1993, 1994, 1995). Afin d'améliorer la qualité des prédictions faites par des modèles biomécaniques du tronc, des données sont requises sur l'interaction entre les

muscles du tronc et les moments de force externes, d'amplitudes et de directions variées (Lavender et al., 1992). De plus, il est pertinent de connaître et décrire la contribution relative de chaque muscle agoniste et antagoniste sous ces conditions (Lavender et al., 1992).

Le contrôle du tronc (postures et mouvements) et la coordination musculaire sous-jacente sont des phénomènes encore peu compris (Talebian et al., 2010). Le contrôle moteur de la région lombaire est exigeant et complexe puisque la musculature du tronc fait bouger et stabilise la colonne vertébrale dans toutes sortes de situations, tout en étant exposée à des forces internes et externes (Hodges et Moseley, 2003) résultant en interactions musculo-squelettiques complexes entre les tissus et structures. Des changements au contrôle moteur et au contrôle postural du tronc contribuent possiblement à l'apparition et au développement des lombalgies (Cholewicki et al., 2005; Hodges et Moseley, 2003). Quelques études se sont récemment penchées sur le niveau de contrôle du tronc lors d'efforts couplés (dans plus d'un plan) (Talebian et al., 2010; Mousavi et al., 2009; Sheikzadeh et al., 2008). Ils ont démontré que les efforts asymétriques et couplés nuisent à la capacité de contrôle des muscles du tronc.

Étant donné la complexité du contrôle moteur du tronc, la question suivante se pose: est-il concevable que des sujets sains (sans conditions de lombalgie préalable) puissent effectuer tous les types d'efforts (combinaison d'efforts dans un, deux, ou trois plans anatomiques simultanément) de manière graduelle (intensité sous-maximale) dans un contexte isométrique? De plus, ces mêmes sujets sains seraient-ils capables de bien reproduire leurs stratégies musculaires (activation relative de chaque muscle du tronc par rapport à un effort spécifique) lors d'efforts répétés (dans un ou plusieurs plans)? Afin d'évaluer ces questions, un protocole expérimental permettant de contrôler ces variables est proposé. Un dynamomètre triaxial, conçu et utilisé dans l'étude de Larivière et al. (2001), sera utilisé pour mesurer les moments de force au niveau de l'articulation L5/S1. Des électrodes de surface seront placées sur les muscles du tronc dans le but d'évaluer l'activité musculaire. Le sujet effectuera des essais dans plusieurs conditions d'efforts uni-, bi- et tri-axiaux décrites en détails dans la méthodologie.

## 1.2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

La présente étude porte sur l'analyse d'efforts isométriques du tronc dans les trois plans anatomiques: sagittal, frontal et transversal. Ces efforts sans mouvement sont graduels quant à la force exercée, le sujet augmentant l'intensité de son effort jusqu'à un pourcentage donné de sa force maximale. De plus, chaque effort est effectué autour d'un, deux ou trois axes anatomiques simultanément. Les objectifs de cette étude sont:

- a) De déterminer quelles sont les combinaisons d'efforts (un seul moment ou plusieurs moments exercés simultanément) réalisables par des sujets sains et comment ces efforts diffèrent entre eux quant au contrôle des moments de force et aux stratégies musculaires déployées;
- b) D'évaluer l'effet de l'intensité de l'effort sur le contrôle des moments de force et les stratégies musculaires déployées;
- c) D'étudier de façon comparative le phénomène d'apprentissage pour ces efforts sur le plan des stratégies musculaires (degré d'activation) et du contrôle des efforts (composantes du moment de force) entre les essais (n=5) d'une même session de mesure et entre les sessions (n=2) de mesure.

## **1.3 HYPOTHÈSES**

### **1.3.1 Hypothèses de recherche**

Les hypothèses de recherche de l'étude sont les suivantes:

- a) Les efforts isométriques produits dans plus d'un plan sont plus pénalisantes sur le contrôle des moments de force que ceux réalisés dans un plan;
- b) L'augmentation de l'intensité de l'effort altère le contrôle des moments de force;
- c) Il est possible pour des sujets sains d'arriver à reproduire de manière satisfaisante les efforts ciblés (moments ciblés) au cours d'une même session et entre les sessions.

### 1.3.2 Hypothèses statistiques

Les hypothèses statistiques, présentées ci-dessous, contiennent toutes une variable indépendante spécifique, dont l'effet est testé sur la variable dépendante: la différence exprimée en pourcentage de l'erreur entre les moments de force ciblés et les moments exercés par le sujet.

1) L'essai (essai 1, essai 2, essai 3, essai 4 et essai 5) n'a pas d'effet significatif sur l'erreur, pour les trois composantes du moment : moment latéral (Mlat), moment en extension/flexion (Mext) et moment en rotation (Mrot). Cette hypothèse permet de vérifier si le contrôle des efforts du tronc change entre les essais (n=5) d'une même session de mesures.

Hypothèse nulle 1 :  $H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_5$ , où  $\mu_1$  signifie la moyenne de l'essai 1.

2) L'intensité de l'effort (10%, 30%, 50%) n'a pas d'effet significatif sur l'erreur, pour les trois composantes du moment : Mlat, Mext et Mrot. Cette hypothèse permet de vérifier si le contrôle des efforts du tronc est modifié selon l'intensité de la tâche.

Hypothèse nulle 2 :  $H_0 : \mu_{10\%} = \mu_{30\%} = \mu_{50\%}$ , où  $\mu_{10\%}$  signifie la moyenne à l'intensité 10%

3) La session (session 1 et session 2) n'a pas d'effet significatif sur l'erreur, pour les trois composantes du moment : Mlat, Mext, Mrot. Cette hypothèse permet d'évaluer si la session influence le niveau de contrôle des efforts du tronc.

Hypothèse nulle 3:  $H_0 : \mu_1 = \mu_2$ , où  $\mu_1$  signifie la moyenne pour la session 1.

4) La nature ou la complexité de la tâche (uni-axiale, bi-axiale, tri-axiale) n'a pas d'effet significatif sur l'erreur, pour les trois composantes du moment : Mlat, Mext, Mrot. Cette hypothèse sert à vérifier l'effet de la complexité de la tâche sur le niveau de contrôle des efforts du tronc.

Hypothèse nulle 4:  $H_0 : \mu_{1D} = \mu_{2D} = \mu_{3D}$ , où  $\mu_{1D}$  signifie la moyenne d'une tâche uni-axiale.

## 1.4 PERTINENCE DE L'ÉTUDE

Plusieurs études biomécaniques et épidémiologiques indiquent que les mouvements combinés du tronc représentent des risques importants de lombalgie (Schaffer, 1982; Hoogendorn et al., 2000; Fathallah et al., 1998). La rotation axiale est liée à plus de 60% des blessures lombaires lorsqu'elle est associée à d'autres facteurs comme une flexion lombaire. (Schaffer, 1982). Il a été démontré par plusieurs études biomécaniques que la charge maximale tolérable, ainsi que la force maximale du tronc et les stratégies musculaires du tronc sont significativement affectées lors d'adoption de postures asymétriques. Garg et Badger, 1986; Garg et Banaag, 1988; Marras et Mirka, 1989)

Lors d'efforts uni-axiaux (flexion, rotation ou flexion latérale) ou bi-axiaux, des moments de force secondaires sont générés. Ces moments sont présents dans le plan sagittal, non négligeables dans le plan frontal et relativement importants dans le plan transverse (Larivière et al., 2009; Parnianpour et al., 1988). Contrairement aux efforts effectués dans le plan sagittal, les efforts dans les plans frontal et transverse n'utilisent pas des muscles qui ont des lignes d'actions orientées dans un seul plan anatomique. Conséquemment, une combinaison de muscles doit être sollicitée afin de produire un effort dans ces plans. Ainsi, des contributions de moments hors-plans se produisent. Afin de réduire les contributions hors-plans (moments couplés), la rétroaction visuelle peut être utilisée (Larivière et al., 2009).

Lavender et al., (1992; 1993) ont étudié les stratégies d'activation musculaire du tronc lors d'efforts asymétriques. Plus récemment, Sheikhzadeh et al. (2008) ont étudié la production de moment de force et les stratégies de recrutement des muscles du tronc lors d'efforts uni-axiaux (flexion, extension, rotation axiale) et bi-axiaux (combinaison flexion-rotation et extension-rotation) avec utilisation de rétroaction visuelle. Ils ont déterminé que la capacité et le niveau de contrôle des muscles du tronc étaient significativement réduits lors d'efforts bi-axiaux isométriques, comparativement aux efforts uni-axiaux. Mousavi et al. (2009) proposent que la réduction du contrôle sous la responsabilité des muscles accroît le risque de lombalgie et permet de mieux comprendre les mécanismes potentiels de blessures qui lui sont associés. La réduction

de la force et du contrôle du tronc lors d'efforts bi-axiaux réduirait la capacité d'ajustement, sur le plan musculo-squelettique, aux changements de position et de charge (perturbations du tronc).

La présente étude est orientée dans la même direction que ces travaux. En utilisant un dynamomètre triaxial (Larivière et al., 2001) pourvu d'une interface de rétroaction visuelle dans les trois plans (sagittal, frontal, transversal) anatomiques, la capacité des sujets à produire des efforts complexes sera étudiée. et des mesures électromyographiques, les stratégies musculaires du tronc pourront être documentées afin d'expliquer les phénomènes mécaniques mesurés. Plusieurs combinaisons d'efforts isométriques uni-, bi- et tri-axiaux seront observées. Les efforts seront tous graduels et sous-maximaux (10% à 55% de la force maximale volontaire), à l'exception de quelques efforts maximaux qui seront utilisés pour déterminer les forces maximales volontaires (FMV) des sujets. La comparaison des efforts uni-, bi- et tri-axiaux permettra d'évaluer jusqu'à quel point la capacité de contrôle se dégrade lors d'efforts multidirectionnels. De plus, cette étude testera la capacité de contrôle dans des combinaisons qui n'ont jamais été évaluées dans les études précédentes (Talebian et al., 2010; Mousavi et al., 2009; Sheikhzadeh et al., 2008). Finalement, le degré d'apprentissage intra- et inter-session des divers types d'efforts sera aussi évalué.

## DEUXIÈME CHAPITRE

### RECENSION DES ÉCRITS

#### 2.1 PRÉVALENCE DE LA LOMBALGIE ET COÛTS OCCASIONNÉS

Selon Erlich (2003), la lombalgie n'est pas une maladie car il s'agit d'un symptôme et non d'un diagnostic. La lombalgie est un problème très important depuis quelques décennies dans les pays industrialisés. Aux États-Unis, la lombalgie est la deuxième cause la plus fréquente d'incapacité chez les adultes (NINDS, 1999). Environ 149 millions de jours de travail sont perdus chaque année à cause de lombalgies. De 1960 à 1980, le nombre de cas de lombalgie a augmenté 14 fois plus rapidement que la population (Cats-Baril et Frymoyer, 1991). L'invalidité lombalgique constitue un poids socio-économique majeur. Entre 100 et 200 milliards de dollars sont déboursés chaque année pour défrayer les coûts médicaux et les pertes d'emploi (Katz, 2006). Freburger et al. (2009) dressent un portrait alarmant de la croissance des cas de lombalgie en Caroline du Nord. Tel qu'indiqué dans le tableau 1, la prévalence de lombalgie a doublé et même parfois triplé depuis 1992, selon le groupe d'âge.

TABLEAU 1

Characteristic	Prevalence, % (95% CI)		Increase, %	PRR (2.5%-97.5% CI) <sup>a</sup>
	1992 (n=8067)	2006 (n=9924)		
Total	3.9 (3.4-4.4)	10.2 (9.3-11.0)	162	2.62 (2.21-3.13)
Sex				
Male	2.9 (2.2-3.6)	8.0 (6.8-9.2)	176	2.76 (2.11-3.75)
Female	4.8 (4.0-5.6)	12.2 (10.9-13.5)	154	2.54 (2.13-3.08)
Age, y				
21-34	1.4 (0.8-2.0)	4.3 (3.0-5.6)	201	3.01 (1.95-5.17)
35-44	4.8 (3.3-6.3)	9.2 (7.2-11.2)	92	1.92 (1.35-2.86)
45-54	4.2 (3.0-5.5)	13.5 (11.4-15.7)	219	3.19 (2.29-4.59)
55-64	6.3 (4.2-8.3)	15.4 (12.8-17.9)	146	2.46 (1.73-3.50)
≥65	5.9 (4.5-7.3)	12.3 (10.2-14.4)	109	2.09 (1.62-2.84)
Race/ethnicity				
Non-Hispanic white	4.1 (3.5-4.7)	10.5 (9.4-11.5)	155	2.55 (2.13-3.05)
Non-Hispanic black	3.0 (2.0-4.0)	9.8 (8.2-11.4)	226	3.26 (2.32-4.96)
Hispanic	<sup>b</sup>	6.3 (3.8-8.9)		
Other	4.1 (1.4-6.8)	9.1 (6.0-12.0)	120	2.20 (1.16-6.99)

Abbreviations: CI, confidence interval; PRR, prevalence rate ratio.

<sup>a</sup>The PRRs and CIs were estimated via bootstrapping; 97.5% CIs were reported rather than to assume normality.

<sup>b</sup>Unable to estimate owing to small cell count (n < 5).

Tiré de Freburger et al. (2009)

Au Canada, en 1981, 7,4% des personnes lombalgiques qui étaient en arrêt de travail pour plus de six mois représentaient plus de 75% des coûts d'indemnisation (Spitzer, 1987). Au Québec, en 2008, 25 274 affections vertébrales ont été répertoriées et indemnisées par la CSST. Ces indemnisations ont occasionné des coûts très importants, soit quelques 540,5 millions de dollars. En 2008, le coût moyen d'indemnisation était de 3845\$. De 2005 à 2008, 60,1% des cas d'affections vertébrales étaient situés dans la région lombaire (CSST, 2009). La durée moyenne d'absentéisme causé par une affection vertébrale en 2008 était de 59,4 jours, ~ 2 mois (CSST, 2009).

Le tableau 2 dresse un portrait de la répartition des affections au tronc. Une proportion élevée de celles-ci, soit environ 60%, touche la région lombaire. Dans près de 77% des affections lombaires, la nature de la lésion serait une entorse.

**TABLEAU 2**

**Nature des lésions au dos au Québec en 2008**

Siège de la lésion	Nature de la lésion							Total
	Conflit disco-ligament.	Coutusion	Douleur (1)	Entorse (2)	Fracture	Hernie	Autres natures et non codés	
Colonne cervicale	24	55	137	1 790	11	16	409	2 442
Colonne cervico-dorsale	11	35	30	818	2	1	162	1 059
Colonne dorsale	44	194	162	2 399	24	13	357	3 193
Colonne dorso-lombaire	12	106	44	1 339	5	1	231	1 738
Colonne lombaire	46	356	741	11 689	31	100	2 152	15 115
Colonne lombo-sacrée	4	37	99	322	1	18	91	572
Parties multiples	3	21	5	100	2	1	52	184
Dos NCA	7	51	118	356	14	29	396	971
<b>Total</b>	<b>151</b>	<b>855</b>	<b>1 336</b>	<b>18 813</b>	<b>90</b>	<b>179</b>	<b>3 850</b>	<b>25 274</b>

Tiré du document de la CSST : Statistiques sur les affections vertébrales (2005-2008)

## 2.2 FACTEURS DE RISQUE

Les mécanismes de blessures du dos sont encore méconnus. Dans environ 90% des douleurs dorsales, la cause reste inconnue. Manek et MacGregor (2005) ont dressé une liste de facteurs de risque de lombalgie chronique. Ces facteurs de risque sont divisés en trois catégories, soit les facteurs individuels, les facteurs psychosociaux et les facteurs occupationnels (Tableau 3).

**TABLEAU 3**

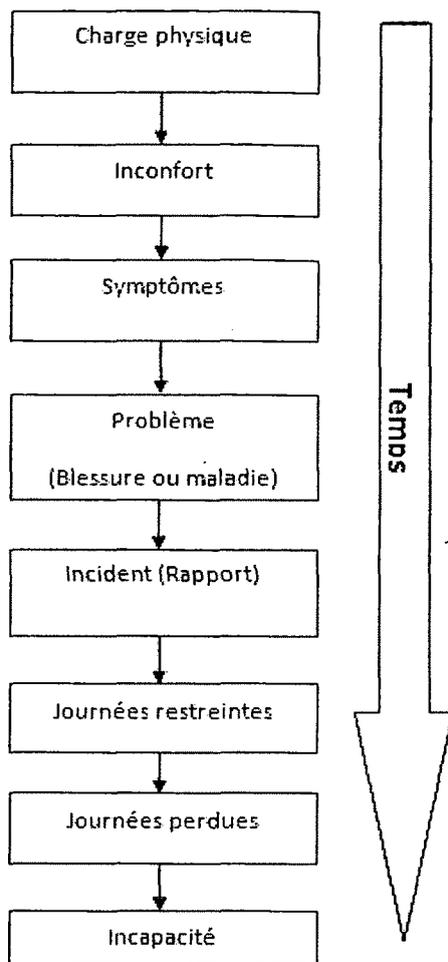
**Facteurs de risque de lombalgie chronique**

Facteurs de risques		
	Apparition de douleurs lombaires	Chronicité
Facteurs individuels	<ul style="list-style-type: none"> <li>-âge</li> <li>-genre</li> <li>-fumeur</li> <li>-santé générale</li> <li>-poids important à la naissance</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-obésité</li> <li>-niveau d'éducation</li> <li>-niveaux élevés de douleur/incapacité</li> <li>-qualité du système de santé</li> <li>-chômage</li> </ul>
Facteurs psychosociaux	<ul style="list-style-type: none"> <li>-stress</li> <li>-comportement envers la douleur</li> <li>-humeur dépressive</li> <li>-fonctionnement cognitif</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-détresse</li> <li>-humeur dépressive</li> <li>-somatisation</li> <li>-douleurs de longue durée</li> <li>-comportement de crainte de la peur</li> </ul>
Facteurs occupationnels	<ul style="list-style-type: none"> <li>-manutention de matériaux</li> <li>-tâches monotones</li> <li>-manque de satisfaction au travail</li> <li>-relation sociales au travail</li> <li>-quarts de nuit</li> <li>-postures contraignantes (flexion-extension et rotation)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-manque de satisfaction au travail</li> <li>- indisponibilité de tâches légères</li> <li>- manutention de charges pour plus de 75% de la journée</li> </ul>

Tiré de l'étude de Manek et MacGregor (2005)

Dans les facteurs de risque occupationnels, on retrouve des facteurs biomécaniques comme la fréquence de flexion et de torsion du tronc et la charge supportée par la colonne lombaire (Hoogendorn et al., 2000; Marras et al., 2000, 1998; Hartvigsen et al., 2001; Elders et al., 2003). Une baisse du contrôle de la colonne lombaire a été proposée comme un facteur prédisposant l'individu à une lombalgie (Cholewicki et al., 1996; Panjabi et al., 1992). La stabilité de la colonne dépend fortement du contrôle musculaire car il détermine la réponse cinématique du système musculo-squelettique lorsqu'il fait face à une surcharge lombaire soudaine (Cholewicki et al., 2000). Lorsque la réponse à une surcharge lombaire soudaine est inadéquate, le risque de blessure augmente. Manning et al. (1981, 1984) ont déterminé qu'il existait une association entre des mouvements et maladroites non prévues (glissement des pieds ou trébucher) et une blessure lombaire. D'autres facteurs comme l'intensité du travail, une posture de travail statique, la manipulation de charge (soulever, pousser et tirer) et la répétition ont aussi été identifiés (Fathallah et al., 1998). Selon Mousavi et al. (2009), la diminution de la capacité et du niveau de contrôle du tronc associé à des hauts niveaux d'efforts multidirectionnels augmenterait le risque de blessures lombaires. En effet, la diminution de la force disponible et du niveau de contrôle lors d'efforts combinés diminuerait la capacité du tronc à s'adapter adéquatement aux variations de positions et de surcharges vertébrales.

Malgré l'abondance de littérature sur le sujet, aucun facteur de risque n'est constamment associé au développement de lombalgie (Ferguson et Marras, 1997). Le développement de la lombalgie peut donc être représenté comme une progression d'événements (Figure 1).



**Figure 1 : Progression temporelle des lombalgies (Ferguson et Marras, 1997)**

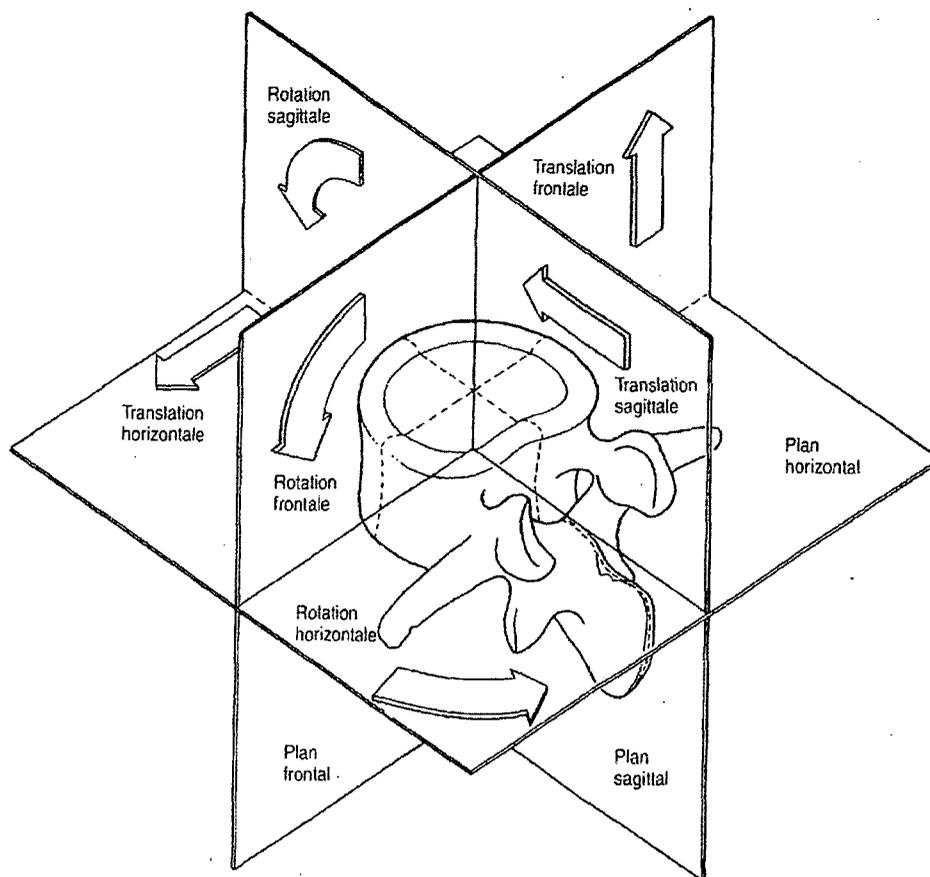
### 2.3 CONSÉQUENCES DE LA LOMBALGIE

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) (2000), les affections lombaires ne sont pas une cause directe de mortalité, mais elles sont la cause d'incapacités significatives ayant des conséquences importantes pour la société. A l'échelle de la planète, on a estimé que 818 000 années de vie ajustées sur l'incapacité (somme des années de vie potentiellement perdues en raison d'une mortalité prématurée et des années de vie productives perdues en raison d'incapacités) ont été perdues due aux affections lombaires.

## **2.4 ANATOMIE ET FONCTIONS DE LA COLONNE VERTÉBRALE**

Le tronc occupe la région centrale du corps humain. Sur le plan biomécanique, il remplit deux rôles principaux grâce à son impressionnant système musculo-squelettique. Premièrement, il peut effectuer des mouvements complexes autour de plusieurs axes. Cette mobilité particulière s'explique par les 26 articulations de la colonne vertébrale. Deuxièmement, il sert d'infrastructure pour le système nerveux, entre autres pour la moelle épinière et les racines nerveuses.

Le tronc peut effectuer plusieurs types de mouvement grâce à la grande mobilité de la colonne vertébrale. Ces mouvements sont possibles dans trois plans anatomiques: le plan sagittal (partage le corps en côté droit et gauche), le plan frontal (sépare le corps en face antérieure et postérieure) et le plan transversal (ou horizontal) (divise le corps en partie supérieure et inférieure) (voir figure 2). Dans le plan sagittal, le tronc peut aller vers l'avant (flexion) et vers l'arrière (extension). Dans le plan frontal, le tronc peut s'incliner latéralement vers la droite et vers la gauche (inclinaison ou flexion latérale). Dans le plan transversal, le tronc peut pivoter sur lui-même dans les deux sens (rotation axiale ou torsion). Ces mouvements n'ont pas les mêmes étendues en termes d'amplitude selon la région vertébrale. La structure anatomique des vertèbres diffère d'un étage à un autre. De plus, certaines vertèbres servent de point d'attache pour les côtes, constituant la cage thoracique, ce qui diminue leur mobilité.



**Figure 2 : Plans anatomiques (Bogduk, 2005). (Le plan horizontal est aussi appelé plan transverse.)**

La colonne vertébrale est composée de quatre régions distinctes. Partant de la région supérieure, la colonne cervicale regroupe 7 vertèbres (C1 à C7). La suivante, la région dorsale, comprend 12 vertèbres (D1 à D12) et constitue le point d'attache pour les côtes. Vers le bas, la région lombaire comprend 5 vertèbres (L1 à L5) (Figure 3). Suivent ensuite le sacrum, qui comprend 5 vertèbres fusionnées, et le coccyx.

La vertèbre typique est divisée en deux parties principales : le corps vertébral et l'arc postérieur. Le corps vertébral a une forme plus ou moins cylindrique et se situe à l'avant de la colonne. L'arc postérieur est divisé en petites sous-sections distinctes. En partant de l'arrière, on retrouve l'apophyse épineuse, une saillie osseuse unique. La lame joint l'apophyse épineuse aux apophyses articulaires, des petits cylindres à peu près verticaux. Le tout est relié au corps

vertébral par deux pédicules qui, avec l'arrière du corps, délimitent le trou vertébral où chemine entre autres la moelle épinière. Chaque paire de vertèbres est séparée par un disque intervertébral qui sert d'amortisseur contre les forces auxquelles sont soumises les vertèbres et permet le mouvement intervertébral. La colonne est également stabilisée par une multitude de ligaments qui s'attachent sur et entre les apophyses.

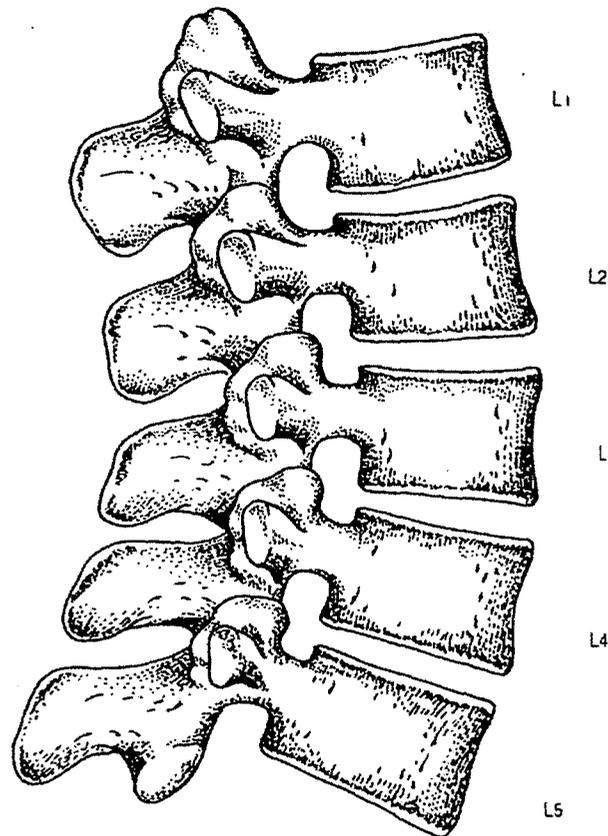


Figure 3: Les vertèbres lombaires (Bogduk, 2005)

#### 2.4.1 La jonction lombo-sacrée

La jonction lombo-sacrée (L5/S1) a des caractéristiques particulières. Dans le plan sagittal en position anatomique (ou neutre), le haut du sacrum (S1) est incliné vers l'avant. L'angle de cette inclinaison varie d'une personne à l'autre, entre  $42^{\circ}$  et  $45^{\circ}$  par rapport au plan horizontal du corps. Ainsi, le corps vertébral de L5 et le disque L5/S1 reposent sur S1, incliné vers l'avant. La colonne lombaire alignée de façon rectiligne avec le sacrum serait fortement inclinée vers l'avant. Ainsi, afin de maintenir une posture verticale, la colonne lombaire doit être courbée, ce

qui constitue la « lordose lombaire ». La forme du disque intervertébral L5/S1 influence la forme de la lordose. La hauteur postérieure du disque est inférieure de 6 à 7 mm à sa hauteur antérieure.

Le poids du haut du corps (force verticale) arrivant sur L5 peut se diviser en deux composantes orthogonales ayant une signification biomécanique. La première composante est normale à la surface de S1 et se nomme « compression » (ou tension si le corps est suspendu et les membres inférieurs n'ont pas d'appui au sol). La deuxième composante est perpendiculaire à la première et agit le long de la pente créée par l'inclinaison de S1 vers l'avant. Cette force de cisaillement fait donc glisser L5 et le disque L5/S1 vers l'avant. Plus la flexion de la colonne est élevée, plus cette force de glissement peut s'avérer importante.

## **2.5 TECHNIQUES DE MESURE**

### **2.5.1 Électromyographie**

Le signal électromyographique (EMG) est utilisé dans plusieurs domaines de recherche comme une mesure de l'activité musculaire lors de mouvements et/ou efforts. Dans le domaine de la biomécanique, le signal EMG est utilisé dans une grande variété de modèles musculaires et sert d'indicateur de fatigue et de force musculaire (Winter, 1996). L'EMG de surface est pour sa part une technique non-invasive d'évaluation objective de l'activité musculaire. Son utilisation facilite la compréhension de l'activité musculaire du tronc, peu importe la posture et le mouvement, et ce chez des sujets en santé ou lombalgiques (Dankaerts et al., 2004). Concrètement, l'EMG de surface est caractérisé par la pose d'une ou plusieurs électrodes sur la peau au niveau du muscle évalué.

Malgré les nombreuses qualités de l'EMG de surface, il faut être bien conscient des limites d'une telle mesure. D'abord, le signal EMG est généralement recueilli pour une région d'un muscle et n'est donc pas nécessairement représentatif de l'activité musculaire de l'ensemble du muscle. Avec l'EMG de surface, plusieurs éléments peuvent affecter la précision du signal. Par exemple: mouvements de l'électrode sur la peau, déplacement du câble et du connecteur causés par le mouvement du sujet et/ou de l'instrumentation. De plus, l'intercommunication ou « cross-talk » (signal provenant d'autres muscles à proximité du muscle ciblé) peut contaminer le signal EMG (Basmajian et De Luca, 1985). Pour ces raisons, il est vital de connaître les techniques

appropriées pour positionner les électrodes correctement, ceci impliquant une reconnaissance anatomique adéquate des muscles testés (Kumar, 1996).

La distance entre les unités motrices et les électrodes doit demeurer constante et la plus courte possible. Des électrodes bipolaires mal alignées par rapport à la direction des fibres musculaires peuvent réduire l'amplitude du signal EMG (Merletti et al., 1999) en plus de réduire la qualité de l'estimation de la force (Staudenmann et al., 2006). Le placement approprié d'électrodes bipolaires n'est pas aussi simple qu'on pourrait le souhaiter. Il a été démontré que l'orientation des fibres musculaires change lors d'efforts isométriques graduels (Maganaris et al., 1999).

L'estimation du degré d'activation musculaire à l'aide du signal EMG est plus sélective et surtout plus spécifique que les mesures purement mécaniques déduites à partir de la dynamique inverse. La dynamique inverse permet de calculer la somme nette de tous les moments de force produits par l'ensemble des muscles agissant à une articulation donnée sans pour autant permettre de déterminer la contribution d'un muscle spécifique (Staudenmann et al., 2010). De plus, les estimations provenant de la dynamique inverse camouflent la présence d'action contreproductive (antagonisme, synergisme) des muscles, du moins en ce qui a trait à la production du mouvement.

L'estimation de l'amplitude d'un signal EMG est en fait une estimation de sa variance. Une estimation précise nécessite un temps d'observation assez long (Staudenmann et al., 2010). Des techniques de quantification comme la valeur moyenne quadratique (root mean square - RMS), l'enveloppe linéaire et les valeurs rectifiées (ou redressées) moyennes (VRM) sont utilisées à cette fin. Le choix d'utiliser une technique par rapport à une autre est fonction de l'application étudiée ou de préférences basées sur les concepts sous-jacents à la procédure d'estimation. Certains auteurs préfèrent le RMS à cause de sa relation directe avec la variance du signal (De Luca, 1997). D'autres argumentent que l'enveloppe linéaire ou les VRM sont reliées plus linéairement à la force musculaire (Merletti et al., 1990; Solomonow et al., 1986).

Les deux paramètres qui contrôlent la gradation de la force musculaire sont la fréquence de décharge et le recrutement des unités motrices. Plusieurs auteurs ont investigué la relation entre l'électromyographie de surface et la force musculaire. Des relations linéaires et non-linéaires ont été trouvées. Brown et McGill (2008) ont trouvé qu'une plus grande quantité de relations

linéaires étaient présentes entre l'activité EMG des extenseurs du tronc et les moments produits lorsque l'activité antagoniste (celle des fléchisseurs dans ce cas) était prise en compte.

La normalisation du signal EMG est un processus nécessaire dans l'analyse des données, surtout si on veut effectuer des comparaisons entre sujets, journées, groupes musculaires, autres études et lorsqu'on souhaite prédire la force musculaire via un modèle musculo-squelettique. On normalise le signal EMG en exprimant en pourcentage le niveau d'activation musculaire en fonction d'une contraction de référence. Il existe deux méthodes pour normaliser l'amplitude EMG: l'utilisation de CMV (contraction maximale volontaire) ou de CSMV (contraction sous-maximale volontaire).

L'utilisation de l'EMG est très courante dans l'évaluation du niveau d'activation de la musculature du tronc. L'interprétation des signaux EMG de chaque groupe musculaire est complexe puisqu'il existe un partage de charges entre chacun de ces groupes, et ce dans les trois plans anatomiques. Dans le cas d'une extension du tronc, ce partage de charge peut s'expliquer par un manque de contrôle des moments de force secondaires en rotation axiale et flexion latérale (Larivière et al., 2001).

Larivière et al. (2009) voulaient déterminer s'il était possible de réduire les moments de force secondaires (ou couplés) lors d'efforts dans les trois plans (considérés individuellement) en utilisant une rétroaction visuelle et déterminer si cela modifie significativement l'activité EMG des muscles du tronc. La réalisation d'efforts musculaires dans le plan transversal et frontal sous-tend la participation coordonnée de plusieurs muscles qui, contrairement aux muscles agissant lors des efforts dans le plan sagittal, ont des trajectoires curvilignes et un potentiel significatif de contribution autour des trois axes anatomiques. Ainsi, des contributions non désirées ou hors-plans se produisent tel qu'observé au niveau des composantes du moment de force agissant à l'articulation L5-S1. Il a ainsi été démontré que l'utilisation de la rétroaction visuelle lors d'efforts couplés aidait à réduire les contributions hors-plans à des valeurs négligeables (en moyenne  $\leq 5\%$  CMV). Les moments de rotation axiale étaient les plus difficiles à réduire lors des efforts en inclinaison latérale. L'utilisation de la rétroaction simultanée sur les trois composantes du moment (rétroaction 3-D) a significativement modifié l'activité des muscles du tronc, mais seulement pour les efforts dans les plans frontal et transversal.

Une partie de la variabilité de l'EMG dans les résultats d'études antérieures à celle de Larivière et al. (2009) peut être expliquée par un manque de moyen pour le sujet de contrôler les efforts non désirés (standardisation des efforts), laissant ainsi le sujet forcer dans des directions plus ou moins contrôlées. L'utilisation d'un dynamomètre doté d'une interface visuelle de rétroaction est dans ce contexte un bon moyen de standardiser les efforts lombaires en permettant un bon contrôle de la posture du tronc, de la direction des efforts et de la gradation de la force déployée (Larivière et al., 2009).

### **2.5.2 Dynamométrie**

Le dynamomètre est aussi un instrument de mesure utilisé fréquemment dans le domaine de la biomécanique. L'EMG et le dynamomètre sont souvent conjointement utilisés dans les études portant sur le tronc. Le dynamomètre a d'ailleurs plusieurs utilisations, comme le dénotent Keating et Matyas (1996) : (1) établir des valeurs normatives pour divers muscles et groupes de sujets, (2) classifier la performance d'un muscle comme étant normale ou anormale en comparant avec le muscle controlatéral, avec des valeurs normatives ou avec un groupe contrôle, (3) faire la collecte de courbes de moments de force qui pourraient indiquer s'il y a présence de pathologie, (4) mesurer le niveau d'efficacité relatif d'une série de traitements et/ou d'entraînements, (5) investiguer la relation entre les mesures dynamométriques et des mesures obtenues par d'autres instruments de mesure, comme l'EMG. Les dynamomètres ont souvent été développés et adaptés en fonction des intérêts des chercheurs.

## **2.6 FONCTIONS DES MUSCLES DU TRONC**

Tel qu'expliqué dans la section d'anatomie du tronc, le tronc interagit dans trois plans différents: le plan sagittal (flexion et extension), le plan frontal (flexion latérale gauche et droite) et le plan transversal (rotation axiale gauche et droite). Le tronc peut agir dans un (uni-axial), deux (bi-axial) ou trois (tri-axial) plans simultanément. Lors d'efforts effectués dans un ou plusieurs plans (efforts couplés), un phénomène nommé co-activation (ou co-contraction) se produit. Ce phénomène est défini, selon Lavender et al. (1992b), comme étant l'activation simultanée des muscles antagonistes en parallèle avec l'activation des muscles agonistes. Il a été démontré qu'une partie de l'activité antagoniste est nécessaire pour équilibrer les moments de force à

différents niveaux de la colonne vertébrale (Thelen et al., 1995; Stokes et Gardner-Morse, 1995). Il a aussi été démontré que la co-activation musculaire est nécessaire au maintien de la stabilité de la colonne vertébrale (Cholewicki et al., 1997). Les résultats de l'étude de Granata et Wilson (2001) suggèrent que le phénomène de stabilisation lombaire par le recrutement des muscles antagonistes augmente le niveau de compression vertébrale. Cette augmentation pouvait dépasser 30% en asymétrie (position statique en flexion 15°, 30° et 45°; en rotation antihoraire 10° et 20°), même si les charges utilisées étaient faibles lors des expérimentations. Dans des conditions plus exigeantes (effort intense et/ou dynamique), les plus grandes demandes pour maintenir la stabilité de la colonne lombaire pourraient provoquer des forces de compression qui frôlent le seuil de tolérance des tissus et/ou structures anatomiques. Song et al. (2004) ont identifié le ratio moyen entre l'effort et sa co-activation antagoniste (figure 4). La rotation axiale avait le ratio le plus élevé, suivi de près de la flexion et la flexion latérale. L'extension avait le plus petit ratio.

Biomécaniquement, il s'agit d'une situation difficile à modéliser puisque l'arrangement anatomique des muscles du tronc permet à plusieurs combinaisons musculaires de stabiliser la colonne vertébrale afin de contrer les charges externes (Lavender et al., 1992b).

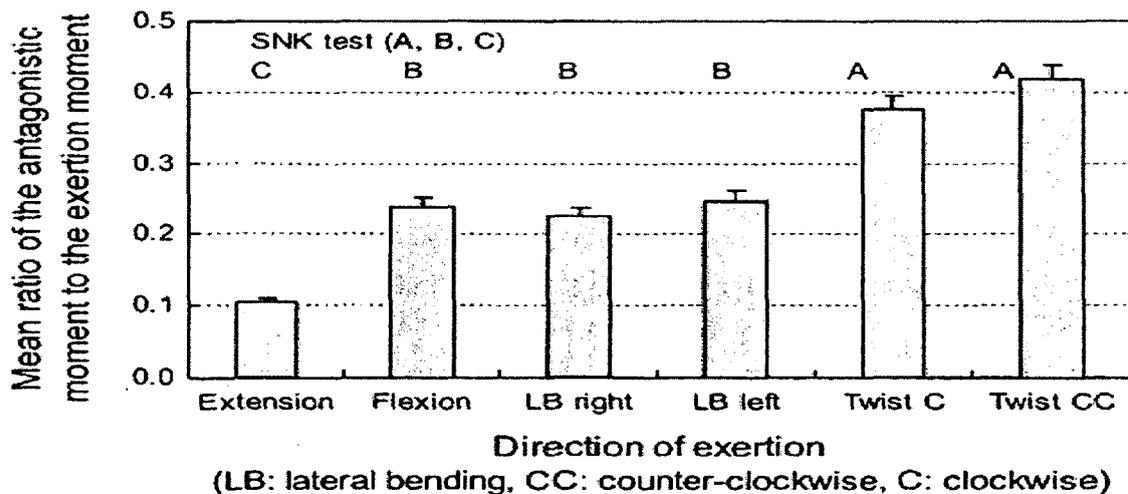


Figure 4 : Ratio moyen entre le moment antagoniste et le moment de l'effort (Song et al., 2004)

### 2.6.1 Flexion et extension

Les actions de flexion et d'extension du tronc se font dans le plan sagittal. Les principaux muscles agonistes recrutés pour la flexion sont le droit de l'abdomen (rectus abdominis) et les obliques externes (Granata et al., 2005). Les obliques internes postérieurs disposent de très peu de potentiel mécanique pour fléchir le tronc (McGill, 1996). L'activation de la musculature para spinale durant la flexion est parfois nécessaire au maintien de la stabilité de la colonne lors d'un effort dynamique (Gardner-Morse et al., 1995).

La flexion du tronc ou « se pencher vers l'avant » semble être un facteur de risque important de lombalgie. Dans l'étude de cohorte de Hoogendoorn (2000), il a été déterminé qu'une flexion du tronc de 60 degrés ou plus maintenue dans plus de 5% du temps de travail augmentait les risques de lombalgie. Les co-activations sont à considérer lors de l'évaluation d'efforts dans le plan sagittal. Les co-activations correspondent à environ 28% de la force totale des muscles en flexion et à environ 13 % en extension (Granata et al., 2005). Ces co-activations contribuent à une augmentation de la force de compression vertébrale, qui est un facteur de risque pour les lombalgies (Granata & Marras, 1995). Granata et Marras (2000) ont déterminé le ratio bénéfiques/inconvénients de la co-activation lors de la flexion du tronc. Une co-activation (antagoniste) peut accroître la stabilité lombaire. Cependant, cette même co-activation protectrice contribue à une augmentation de la charge lombaire, ce qui peut mettre à risque les structures de la colonne. Ces auteurs ont déterminé que les forces de compression lombaire augmentent de 12% à 18% lorsque l'activité antagoniste est incluse dans leur modèle. Ces forces articulaires augmentent aussi significativement lorsque l'angle de flexion est plus élevé (10, 20, 30 degrés). Cependant, la charge maximale tolérée serait augmentée de 34% à 64% avec l'action antagoniste. En effet, l'analyse de la marge de stabilité indique que l'augmentation en stabilité était plus importante que l'augmentation des forces de compressions lombaires. L'interprétation de ces résultats doit toutefois se faire prudemment. La charge maximale tolérée varie selon les conditions d'équilibre. La stabilité dépend des conditions d'équilibre parce que la raideur musculaire était directement liée à la force musculaire, qui en retour était liée aux moments de force du tronc. Ainsi, lorsque la charge externe augmente, l'équilibre mécanique change et une nouvelle limite de stabilité est créée.

Les niveaux de co-activation sont significativement plus élevés durant la flexion du tronc que durant l'extension de tronc, peu importe la charge (Granata et al., 2005; Song et al., 2004). Dans l'étude de Song et al., (2004), la co-activation la plus faible se produit lors de l'extension du tronc, avec 9 N·m, alors que pour la flexion, cette valeur est de 18 N·m. La même tendance est observée pour la force de compression lombaire, tel qu'indiqué sur les figures 5 et 6 tirées de Granata et al. (2005).

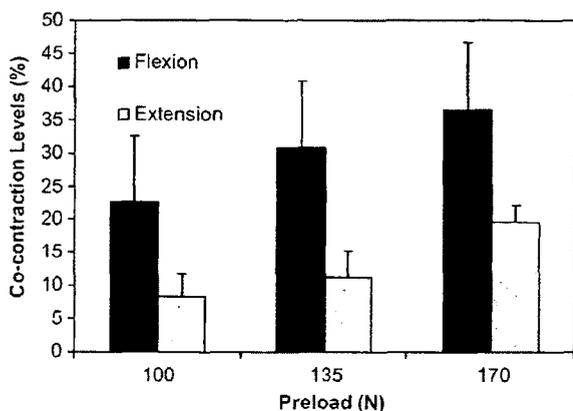


Figure 5 : Pourcentage de co-activation antagoniste. (Granata et al., 2005)

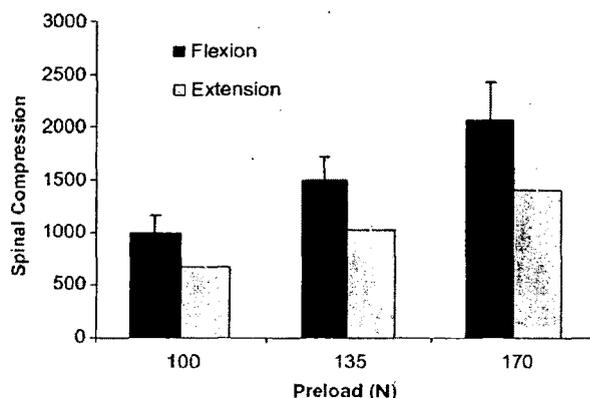


Figure 6 : Force de compression vertébrale (exprimée en Newton). (Granata et al., 2005)

### 2.6.2 Flexion latérale

La flexion latérale (ou inclinaison latérale) qui s'effectue dans le plan frontal accompagne souvent des efforts asymétriques (Lavender et al., 1995). L'inclinaison latérale du tronc a été identifiée comme étant un facteur de risque de blessure lombaire, qu'elle soit effectuée seule (Noone et al., 1993) ou combinée à un effort dans une autre direction (Fathallah, 1995). Noone et al. (1993) avancent que le chargement latéral du tronc augmente les risques de scoliose. Ils affirment également que les forces de compression sur L5/S1 sont beaucoup plus importantes lorsqu'une charge est portée d'un seul côté du corps que lorsque celle-ci est répartie symétriquement de chaque côté. Les forces de compression et de cisaillement latérales augmentent avec la vitesse d'inclinaison latérale (Marras et Granata, 1997). Il est aussi spéculé que la combinaison du cisaillement médio-latéral et de la compression vertébrale est

potentiellement responsable d'une augmentation du risque associé à de nombreux de mouvements du tronc (Marras et al., 1993, 1995). On observe beaucoup de co-activation musculaire lors de l'inclinaison latérale du tronc (McGill, 1992; Marras et Granata, 1997). Lavender et al., (1995) ont vérifié l'effet d'une posture statique inclinée latéralement sur le recrutement musculaire lorsque le tronc est exposé à des moments provenant de différentes directions autour de la colonne (charges placées latéralement et en face du sujet). Ils ont déterminé que l'activité musculaire était plus grande lorsque les muscles agissaient en opposition au moment appliqué dans les plans sagittal ou frontal. L'oblique externe gauche était le muscle le plus sensible à la direction du moment appliqué. La plupart des muscles produisaient des moments antagonistes variant en intensité et en direction (dans le plan sagittal, dans le plan frontal, ou dans les deux plans combinés) lors des efforts statiques inclinés.

### **2.6.3 Rotation axiale**

La rotation axiale du tronc s'effectue dans le plan transversal. En termes de risque de blessure, Manning et al. (1984) ont déterminé que les rotations axiales étaient associées avec plus de 60% des blessures au dos. Schaffer (1982) a déterminé que la torsion était responsable de 33% des blessures lors de la manipulation de charge. Kumar et al. (2003) suggèrent de réduire la vitesse de rotation axiale dans le but de limiter les risques de blessures.

Plusieurs études (Marras et al., 1998; McGill, 1991; Ng et al., 2001, 2002; Kumar et al., 2003) utilisant l'EMG ont déterminé qu'un grand nombre de muscles du tronc agissent lors d'une rotation axiale. Ces muscles ont des rôles multiples: agonistes, antagonistes et stabilisateurs (Kumar et al., 1996). Les agonistes principaux en rotation axiale sont l'oblique externe controlatéral, l'oblique interne ipsilatéral, le grand dorsal (latissimus dorsi) (Kumar et al., 2003) et l'ilicostal lombaire ipsilatéral (iliocostalis lumborum) qui contribue aussi à la production du moment de force axial (Ng et al., 2002). Ces principaux agonistes ont des points d'attache et des orientations fibreuses assez larges. Ainsi, la contraction de ces muscles produit des moments dans les trois plans anatomiques. Par exemple, les obliques de l'abdomen peuvent produire simultanément des moments en rotation axiale et des moments en flexion avant et/ou latérale. Durant la rotation axiale, l'oblique externe ipsilatéral et l'oblique interne controlatéral sont activés en tant qu'antagonistes (Ng et al., 2001). Cette activité antagoniste est considérée comme

étant de la co-activation musculaire (Ng et al., 2001). D'autres études ont observé des co-activations musculaires importantes lors de rotations axiales (Lavender et al., 1993; McGill, 1991). McGill (1991) spécule que ces co-activations importantes indiquent que la stabilité de la colonne est très importante parce qu'elle oblige le système musculo-squelettique à sacrifier la production du moment en rotation axiale pour la maintenir. Pope et al. (1987) croient aussi que ces co-activations sont utilisées pour stabiliser la colonne durant les efforts plutôt que pour générer un moment de force. Les niveaux d'activation musculaire varient en fonction de la direction du moment et de sa magnitude. Lors de comparaisons entre des efforts sous-maximaux et maximaux, on observe des changements de direction du moment de force dans le plan sagittal (Ng et al., 2001), démontrant la nature complexe de la cinétique des muscles du tronc, qui doivent aussi maintenir la stabilité posturale de la colonne pendant l'effort. Le muscle développant le moment en rotation axiale (le principal agoniste) démontre la plus grande activité EMG, mais déploie quand même une forte activité antagoniste (Ng et al., 2001). Les forces calculées pour le droit de l'abdomen (rectus abdominis) et pour les extenseurs du rachis (erector spinae) sont élevées durant les rotations axiales, ce qui suggère une contraction significative de ces muscles pour stabiliser la colonne et maintenir la posture (Pope, 1986).

Marras et al. (1998) ont travaillé avec des efforts isométriques et isocinétiques en rotation axiale dans trois postures distinctes. Les patrons musculaires et les moments de force étaient significativement différents selon la posture adoptée. Lorsqu'en position debout avec le tronc en position anatomique, le moment de force en rotation est généré facilement grâce à la contraction des obliques et du grand dorsal (latissimus dorsi). Lorsqu'en position fléchie (35 degrés vers l'avant dans le plan sagittal), l'activité EMG des extenseurs du rachis (erector spinae) est augmentée pendant que celle de l'oblique externe diminue. Lorsqu'en position fléchie et asymétrique (35 degrés vers l'avant dans le plan sagittal et 15 degrés dans le sens horaire), l'activité EMG des obliques et du grand dorsal (latissimus dorsi) diminue pendant que celle des extenseurs du rachis (erector spinae) demeure élevée.

L'utilisation d'électromyographie et la mesure du moment net (ou externe) avec un dynamomètre triaxial lors de rotations axiales est fiable (coefficient de corrélation intra-classe = 0.75-0.89) à excellente ( $CCI \geq 90$ ), lors de mesures sur plusieurs jours; les principales erreurs

proviennent du manque de précision lors du repositionnement des électrodes et du manque de constance des efforts d'une journée à l'autre (Ng et al., 2003a).

#### **2.6.4 Efforts couplés et multi-directionnels**

Jusqu'ici dans la plupart des études revues, l'effort évalué était considéré comme s'il se réalisait dans un seul plan anatomique (effort uni-axial). Cependant, des efforts et mouvements combinés du tronc ont lieu quotidiennement dans la plupart des activités occupationnelles. Les mouvements et efforts effectués dans deux ou trois plans anatomiques sont donc plus représentatifs de situations de la vie courante et représentent un risque plus important de blessure lombaire (Kelsey et al., 1984; Manning et al., 1984; Fathallah et al., 1998; Hoogendoorn et al., 2000). Ce risque de blessure lors de manutention de charge est accru lorsque l'opération est effectuée avec la présence d'une posture et/ou d'efforts avec torsion lombaire (Kelsey et al., 1984). Un bon nombre d'études récentes se sont penchées sur des efforts bi-axiaux plutôt que sur des efforts uni-axiaux (Kumar et al., 2001; 2006, Perez et Nussbaum, 2002; Arjmand et al., 2008; Sheikhzadeh et al., 2008; Mousavi et al., 2009; Talebian et al., 2010). Les efforts bi-axiaux provoquent une plus grande demande sur la musculature du tronc et produisent ainsi une plus grande activité EMG (Mousavi et al., 2009). Une plus grande activité EMG signifie généralement de plus grandes forces au niveau des articulations vertébrales ou une fatigue musculaire accélérée et sous-tend des risques de blessures accrus (Sheikhzadeh et al., 2008). Leurs résultats indiquent aussi que les muscles du tronc sont significativement affectés par la grandeur de l'effort, l'angle (direction oblique de l'effort) et l'interaction entre ces deux facteurs.

Des différences importantes existent entre un effort uni-axial et un effort bi-axial. La capacité du tronc à générer des moments de force lors d'efforts bi-axiaux est réduite par rapport à des efforts uni-axiaux (Mousavi et al., 2009; Sheikhzadeh et al., 2008). Dans l'étude de Sheikhzadeh et al. (2008; Voir la figure 7), la capacité de produire un moment de force maximal dans le plan sagittal lors d'efforts bi-axiaux était réduite de 10-12% lorsque comparée à un effort uni-axial dans le plan sagittal. Le moment de force maximal dans le plan transversal lors d'efforts bi-axiaux était réduit de 15% lorsque combiné avec une flexion et de 20% lorsque combiné avec une extension. Des études précédentes réalisées en positions asymétriques (Garg et al., 1986; Kumar et al., 2006; Marras et al., 1989) suggèrent que cette diminution est due entre autres à la relation entre la longueur et la tension musculaire ainsi qu'aux changements qui se produisent

dans les bras de leviers des muscles du tronc lorsque le tronc n'est pas en position anatomique. Cependant, les études de Mousavi et al. (2009) et de Sheikhzadeh et al. (2008) plaçaient les sujets en position debout tout au long de la séance où il n'y avait que des efforts isométriques (sans mouvement) asymétriques, ce qui indique que les variations de longueurs musculaires étaient très limitées. Vu cette diminution de la capacité à produire un moment de force maximal, la prédiction de la capacité d'effectuer un effort bi-axial basé sur des mesures uni-axiales est incorrecte. L'addition vectorielle d'efforts ayant été effectués dans un seul plan à la fois pour chiffrer la capacité de produire un effort bi-axial la surestimerait significativement (Mousavi et al., 2009). De plus, lorsque l'évaluation biomécanique et ergonomique d'une tâche se fait uniquement dans un plan (uni-axial), il est fort probable que les forces générées (et le risque musculo-squelettique) soient sous-estimées par rapport à un travail qui se réalise le plus souvent dans plusieurs plans (bi ou multi-axial) (Sheikhzadeh et al., 2008). Kumar et al. (2001) ont mesuré les moments et l'EMG des muscles du tronc lors d'efforts couplés combinant la flexion et l'extension du tronc à la rotation axiale, à partir d'une position de départ fléchie de 40 degrés et tournée à 40 degrés vers la droite. Ils ont déterminé que même si la production de force sous-maximale à maximale augmentait de façon linéaire, le signal EMG augmentait exponentiellement lors de mouvements flexion-rotation et extension-rotation, pour tous les muscles combinés. Kumar et al. (2001) avancent que pour de petites augmentations de l'effort couplé (moments de force), des forces beaucoup plus grandes sont produites au niveau tissulaire. Ceci pourrait signifier un risque accru de blessure. Lors de la flexion-rotation, l'augmentation des moments semblait être générée par les obliques externes controlatéraux et les obliques internes ipsilatéraux. L'augmentation des moments était également très élevée pour le rectus abdominis, même lors de la flexion asymétrique. Cependant, il est possible que le montage expérimental permettant de fixer la posture adoptée dans le protocole ait influencé la réponse musculaire normale aux moments appliqués. En effet, le sujet était soutenu par un harnais lors des efforts impliquant la flexion, ce qui éliminait ainsi le facteur gravitationnel.

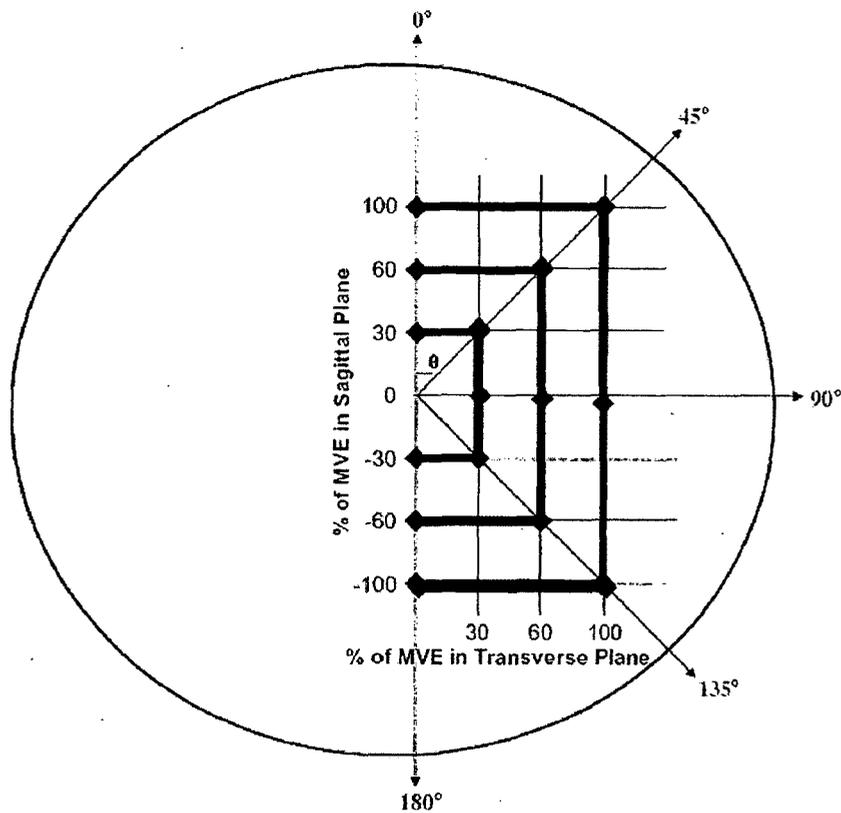


Figure 7 : Conditions expérimentales de l'étude de Sheikzhadeh et al. (2008)

Pour produire des efforts couplés (asymétriques), plusieurs muscles doivent être recrutés et coordonnés. Ceci a pour effet d'augmenter la co-activation antagoniste (Mousavi et al., 2009). Le plus grand niveau de co-activation observé lors d'efforts bi-axiaux augmente la surcharge lombaire (par rapport aux efforts uni-axiaux), ce qui augmenterait aussi le risque de blessure (Arjmand et al., 2006, 2008; voir tableau 4). Kumar et Narayan (2006) ont testé des efforts isométriques d'extension-rotation en position de flexion-rotation (20, 40 et 60 degrés en rotation vers la droite et 20, 40 et 60 degrés en flexion). Ils ont déterminé que la capacité de production de moment de force dépend énormément de la posture du tronc. Plus le tronc est en rotation, plus le moment produit diminue. Plus la posture devient asymétrique, plus la musculature du tronc doit s'activer pour produire le moment de force requis, générant ainsi plus de stress tissulaire. Song et al. (2007) ont étudié les niveaux de co-activation des muscles du tronc lors d'efforts

isométriques complexes, ces efforts étant définis par une combinaison de deux ou trois moments axiaux différents. On a déterminé que la combinaison de moments de force en extension et en rotation axiale produisait des niveaux de co-activation antagonistes plus élevés que les autres combinaisons. Pour la condition de trois moments axiaux simultanés, les patrons de co-activation étaient plus complexes. La combinaison d'une extension avec une rotation axiale antihoraire et une flexion latérale droite (un effort tri-axial) montrait les niveaux de co-activation les plus élevés.

**TABLEAU 4**

**Effet de la co-activation sur la force de compression à différents niveau de la colonne lombaire**

Disque intervertébral	Force de compression (N)	
	Sans co-activation	Avec co-activation
T12-L1	1973	2571
L1-L2	2022	2704
L2-L3	2044	2775
L3-L4	2110	2891
L4-L5	2374	3303
L5-S1	2218	3231

**Tiré de Arjmand et al. (2008)**

On a déterminé que la perte de précision (oscillation dans la production de moment de force) et l'inexactitude (écart par rapport à la cible) étaient plus grandes lors d'efforts bi-axiaux incluant la rotation axiale que lors d'efforts uni-axiaux dans le plan sagittal (Mousavi et al., 2009). Ceci indique une baisse du niveau de contrôle du tronc lors d'efforts couplés (asymétriques). Les efforts isométriques axiaux sont complexes puisqu'il n'existe aucun muscle du tronc purement conçu à cet effet. Mousavi et al. (2009) ont observé une réduction du niveau de contrôle neuromusculaire du tronc lors d'efforts plus intenses et ce, pour tous les types d'efforts combinés

(par exemple flexion-rotation à droite ou extension-rotation à gauche), même lors d'un effort atteignant 60% de la force maximale volontaire (FMV). Ces baisses de contrôle lors d'efforts intenses pourraient mener à des risques accrus de lombalgies.

## **2.7 NIVEAU DE CONTRÔLE DES MUSCLES DU TRONC**

### **2.7.1 Description**

Le contrôle moteur du tronc, et plus spécifiquement celui de la région lombaire, est exigeant et complexe (Hodges et Moseley, 2003). La musculature du tronc fait bouger et contrôle la colonne vertébrale dans toutes sortes de situations, tout en étant exposée à plusieurs forces internes et externes. La difficulté d'accomplir cette tâche se conçoit mieux lorsqu'on considère que sans l'action des muscles du tronc, la colonne est une structure mécaniquement instable (Panjabi, 1992; Hodges et Moseley, 2003). Afin de répondre aux diverses demandes auxquelles la colonne lombaire est soumise, les muscles doivent donc être suffisamment endurants et forts. L'efficacité du système musculaire dépend du système nerveux central (Panjabi, 1992). Celui-ci doit continuellement interpréter et ajuster le niveau de stabilité et de mouvement, planifier et initier des mécanismes pour surmonter des forces prévues et imprévues, au bon moment et avec l'amplitude requise. De plus, l'activité musculaire doit être coordonnée afin de maintenir le contrôle de la colonne à l'intérieur d'une hiérarchie de niveaux interdépendants: contrôle intervertébral de rotations et translations, contrôle de l'orientation et de la posture de la colonne, contrôle du corps en fonction de l'environnement (Panjabi, 1992; Hodges et Richardson, 1996).

### **2.7.2 L'effet de la fatigue sur le contrôle moteur**

Plusieurs études ont vérifié l'effet de la fatigue sur le niveau de contrôle neuromusculaire des muscles du tronc (Sparto, 1997, 1999; Parnianpour, 1988; Roy et al., 1989). Une explication possible: si des muscles fatigués sont requis pour contrer une charge imprévue qui dépasse leur capacité du moment (parce qu'ils sont justement fatigués), la force de cette charge sera transférée aux tissus passifs, augmentant le risque de blessure (Parnianpour et al., 1988; Roy et al., 1989). Dans l'étude de Sparto et al. (1997), plus le test de fatigue se prolonge, plus l'erreur relative augmente (différence entre le moment de force exercé et le moment de force de référence), indiquant une baisse de performance motrice. La fatigue a aussi un effet sur les stratégies de recrutement musculaire. Dans cette même étude, l'activation de l'oblique interne et du latissimus dorsi (grand dorsal) augmente avec le temps, suggérant que la fatigue provoque le recrutement

de muscles synergistes extenseurs pour compenser la baisse de capacité des agonistes extenseurs initialement recrutés pour générer la force requise. Reeves et al. (2008) spéculent que le système nerveux central ne recrute que les muscles qui sont essentiels au maintien de la stabilité de la colonne tout en évitant d'activer les muscles qui peuvent y nuire. Ils croient qu'il existe une amplitude optimale physiologique de mouvement des articulations intervertébrales à l'intérieur de laquelle elles peuvent évoluer sans risque de blessure. Afin de garder la colonne à l'intérieur de cette amplitude optimale physiologique de mouvement, le système nerveux central doit maintenir un bon contrôle neuromusculaire sur les articulations intervertébrales. Lors d'une situation de fatigue, la probabilité de sortir de cette zone optimale de mouvement articulaire est accrue (Reeves et al., 2008).

### 2.7.3 L'effet de l'asymétrie

Malgré l'abondance d'études sur les effets de la fatigue sur le contrôle moteur, peu d'entre elles ont ciblé l'effet d'efforts multidirectionnels (multi-axiaux) sur le niveau de contrôle du tronc (Talebian et al., 2010; Mousavi et al., 2009; Sheikhzadeh et al., 2008). Sheikhzadeh et al. (2008) ont évalué les stratégies de recrutement musculaire et la production de moments lors d'efforts isométrique uni-axiaux (sagittal ou transverse) et bi-axiaux (plan sagittal et transverse). Ils ont démontré que le niveau de contrôle du tronc était significativement réduit lors d'efforts couplés (bi-axiaux) d'intensité élevée. Lors d'efforts dans le plan transverse (rotation axiale) et lors d'efforts couplés, un grand nombre de muscles sont sollicités simultanément à différents niveaux. Dans ces conditions particulièrement exigeantes, le contrôle neuromusculaire peut être affaibli (Mousavi et al., 2009; Sheikhzadeh et al., 2008; Kumar et Narayan, 2006; Ng et al., 2001). Cet affaiblissement est observable par plus d'inexactitude et moins de précision dans le suivi de moments de force ciblés lors d'efforts bi-axiaux et transverses (Mousavi et al., 2009). Ces efforts sont complexes en termes d'activité musculaire du tronc, puisqu'aucun muscle ou groupe de muscles n'est spécifiquement conçu pour la rotation axiale (Ng et al., 2001) et/ou pour produire un effort couplé (asymétrique) donné (Mousavi et al., 2009).

Les niveaux de co-activation étant plus élevés lors de la réalisation d'efforts couplés ou asymétriques du tronc (Lavender et al., 1993, 1992; Ng et al., 2001; Sheikhazdeh et al., 2008), ceci peut abaisser le niveau de contrôle neuromusculaire puisqu'une augmentation du niveau d'activation musculaire est associé avec une perte de précision et d'exactitude des forces

générees (Hamilton et al., 2004). La co-activation des muscles du tronc lors d'efforts couplés ou asymétriques pourrait donc être associée à une diminution du niveau de contrôle neuromusculaire du tronc (Mousavi et al., 2009).

## 2.8 RÉSUMÉ ET CONCLUSION

Plus de 80% de la population vivra au moins un épisode de douleur lombaire dans leur vie (Rubin, 2007). Les lombalgies représentent des coûts importants dans les pays industrialisés. La cause exacte est difficilement identifiable dans 90% des cas (Manek et MacGregor, 2005). La littérature de ce domaine étant assez exhaustive, on a identifié plusieurs facteurs de risques qui peuvent se regrouper dans différentes catégories: facteurs psychosociaux, facteurs personnels et facteurs occupationnels (Manek et MacGregor, 2005; Cholewicki et al., 2005). Parmi les facteurs occupationnels, certains facteurs biomécaniques sont très importants sur le plan musculo-squelettique, notamment ceux associés à des efforts combinés impliquant la rotation axiale.

Le tronc a une capacité d'action en termes de mouvement et d'effort dans les trois plans anatomiques: le plan sagittal (flexion et extension), le plan frontal (flexion latérale gauche et droite) et le plan transversal (rotation axiale horaire et antihoraire). Les mouvements et efforts peuvent être effectués dans un seul plan (uni-axial), dans deux plans (couplés ou bi-axiaux) et dans les trois plans à la fois (tri-axiaux). Peu importe la direction et la nature du mouvement ou de l'effort, le phénomène de co-activation (antagonisme et synergisme) se produit. Ce phénomène augmente la stabilité de la colonne en la rigidifiant (Thelen et al., 1995; Stokes et Gardner-Morse, 1995; Cholewicki et al., 1997) mais, ce faisant, comprime davantage ses structures (Granata et Wilson, 2001; Arjmand et al., 2006, 2008; Arjmand et Shirazi, 2006). La co-activation est accentuée lors de mouvements ou d'efforts couplés ou asymétriques (Talebian et al., 2010; Mousavi et al., 2009; Sheikhzadeh et al., 2008; Kumar et Narayan, 2006).

La capacité de contrôle des muscles du tronc est l'objet d'un nombre limité d'études (Sparto et al., 1997; Ng et al., 2001; Granata et Wilson, 2001) dont certaines sont très récentes (Sheikhzadeh et al., 2008; Mousavi et al., 2009; Talebian et al., 2010). Le contrôle moteur du tronc, et plus spécifiquement celui de la région lombaire, est exigeant et complexe (Hodges et

Moseley, 2003). Une plus grande variabilité du signal EMG lors d'efforts couplés ou asymétriques semble indiquer une baisse de la capacité de contrôle du tronc, augmentant ainsi les risques de blessure lombaire lors de ce type de tâches (Talebian et al., 2010; Mousavi et al., 2009). Pour mesurer et évaluer la capacité de contrôle des efforts du tronc, deux techniques de mesure sont requises, l'électromyographie et la dynamométrie.

Il ressort de cette revue de la littérature que la capacité de produire un moment de force maximal est réduite lors d'efforts multi-axiaux. Cependant, la nature exacte des efforts multi-axiaux requérant un moment de force sous-maximal que des sujets sains sont en mesure d'effectuer n'est pas documentée. Or, les efforts effectués en milieu de travail sont généralement sous-maximaux et non planaires (multi-axiaux). Il est donc légitime de se demander quels efforts sous-maximaux sont vraiment réalisables et comment le système musculo-squelettique s'ajuste-t-il entre les efforts simples (uni-axiaux) et les cas plus complexes (mais aussi plus réalistes) que constituent les efforts couplés (bi-axiaux) et tri-axiaux? De plus, les efforts simples (uni-axiaux) requérant tout de même un apprentissage pour être réalisés convenablement, on peut aussi se poser la question suivante: pour atteindre la stabilité ou constance appropriée (contrôle de l'oscillation des moments produits autour des moments ciblés) dans la réalisation d'un effort, le nombre de répétitions requis pour réussir un effort complexe (bi- et tri-axial) est-t-il différent de celui nécessaire pour un effort simple (uni-axial)?

---

## TROISIÈME CHAPITRE

### MÉTHODOLOGIE DE LA RECHERCHE

#### 3.1 PARTICIPANTS

Un échantillon de convenance de vingt sujets masculins volontaires (n=20) était visé. Ils ont été recrutés principalement (mais non exclusivement) sur le campus de l'Université de Sherbrooke. Les sujets ciblés (nos critères d'inclusion) devaient être âgés de 18 à 55 ans, avec un IMC inférieur à 30 kg/m<sup>2</sup>.

Une estimation sommaire du nombre de sujets fut obtenue à partir de données partielles (moments de force en extension) dont nous disposions (Larivière et al. 2002) chez 20 hommes en santé ayant réalisé des FMVs sur trois jours différents. Une différence significative entre les sessions serait détectée sur les valeurs de FMV en extension, avec une puissance de 0.80 et un niveau de signification  $\alpha = 0.05$  avec 19 sujets. Nous avons donc déterminé que 20 sujets serait un nombre adéquat pour réaliser la présente étude. Cependant, pour des raisons de logistiques (contraintes de temps, recrutement en période estivale) seulement 12 sujets ont été approchés.

Les sujets répondant aux critères suivant ont été exclus du projet : expérience de lombalgie (douleur de plus d'une semaine) dans les 12 derniers mois; absence d'une journée de travail à cause de douleurs au dos; consultation professionnelle ou chirurgie par rapport à un problème de dos ou du bassin. Les participants devaient remplir le formulaire Q-AAP (questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique) car des efforts isométriques d'intensités variables étaient effectués lors des expérimentations (ANNEXE K). Une réponse positive à une des sept questions signifiait l'exclusion du sujet de l'étude.

Pour recruter les participants, la sollicitation directe a été employée. Après avoir obtenu l'accord du professeur ou de la professeure responsable du cours, nous nous sommes présentés avant le début de cours dans certaines facultés et au centre sportif de l'Université de Sherbrooke. Le projet, ses caractéristiques et ce qui était demandé aux participants fut brièvement exposé (~2

minutes). Des feuilles contenant les informations pertinentes (coordonnées, rémunération, risques, etc.) étaient laissées sur place pour les personnes intéressées à participer (ANNEXE H).

- Annonces diverses (ANNEXE I)

Les diverses associations étudiantes ont été contactées pour placer une annonce sur leurs babillards (électronique ou autre) ainsi que dans leurs journaux. La télévision communautaire a aussi été sollicitée pour diffuser cette annonce.

Les sujets retenus furent informés des procédures expérimentales et des risques potentiels de l'étude et devaient signer un formulaire de consentement (ANNEXE J). L'étude a été approuvée par le comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du CHUS et l'Université de Sherbrooke (<http://www.crc.chus.qc.ca/recherche/ethique>).

## **3.2 TECHNIQUES DE MESURES**

Toutes les mesures prises par les instruments de mesure (dynamomètre triaxial et électrodes de surface) furent enregistrées sur le disque dur d'un ordinateur, où des fonctions créées avec le logiciel Matlab ([www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)) les ont traitées et transformées en un jeu de données pour la poursuite des analyses biomécaniques et statistiques. Il était possible de visualiser en direct, lors de la collecte de données, le signal EMG brut enregistré pour chaque électrode afin d'en vérifier la qualité.

À noter que seuls les aspects méthodologiques pertinents portant sur l'EMG seront brièvement documentés afin de faciliter la poursuite des analyses ultérieures.

### **3.2.1 Dynamométrie**

Un dynamomètre spécialement conçu pour les efforts du tronc a été utilisé pour mesurer les moments de force exercés par le sujet au niveau de l'articulation L5/S1 (Larivière et al., 2001; figure 8A). Brièvement, l'appareil est muni d'une plate-forme dynamométrique (model MC6-6-1000, Advanced Mechanical Technology Inc., USA) fixée sur un cadre en acier conçu de manière à stabiliser les membres inférieurs, le bassin et le haut du tronc. La structure en acier

limite la mobilité du sujet, facilitant ainsi le maintien de conditions isométriques. La structure s'ajuste au gabarit du sujet. Dans la présente étude, le sujet était positionné debout dans la structure avec les genoux en légère flexion (max  $\sim 30^\circ$ ). Les pieds étaient stabilisés avec des blocs de bois. La ligne médiane du dos du sujet était alignée avec le centre de la plate-forme dynamométrique pour assurer un positionnement neutre dans le dynamomètre.

Un écran d'ordinateur est placé devant le sujet à la hauteur de la tête (figure 8B). Cet écran affiche de manière continue une rétroaction visuelle de l'effort du sujet et de l'effort ciblé, de sorte que le sujet peut corriger immédiatement la direction et/ou l'intensité de son effort. Cette rétroaction visuelle est représentée par une cible circulaire munie d'une aiguille. La cible peut se déplacer verticalement de haut (flexion) en bas (extension), horizontalement de gauche (flexion latérale gauche) à droite (flexion latérale droite). L'aiguille de la cible tourne également dans le plan de l'écran pour représenter les rotations axiales. La rétroaction visuelle peut être utilisée pour des efforts uni-axiaux, bi-axiaux, ou tri-axiaux. Étant donné la nature complexe des efforts multi-axiaux, la rétroaction visuelle est importante.

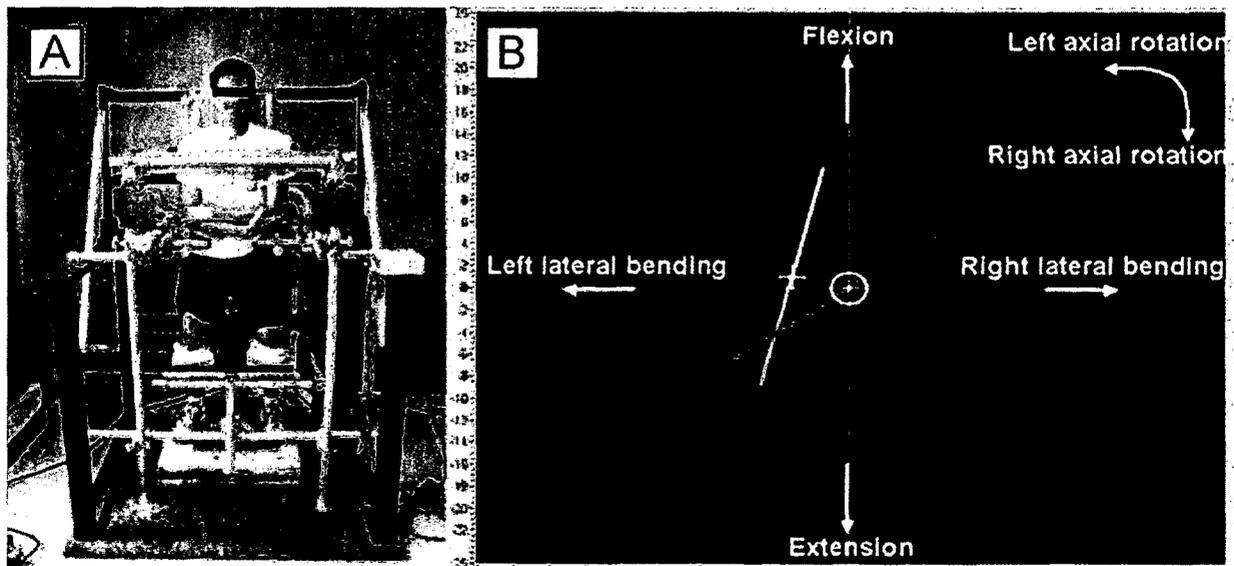


Figure 8 : (A) Dynamomètre triaxial (B) Rétroaction visuelle, tiré de Larivière et al. (2009)

### 3.2.2 Électromyographie

Des électrodes de surface ont été positionnées sur les muscles d'intérêts au niveau abdominal et dorso-lombaire qui sont accessibles via des mesures de surface. Quatorze électrodes de surface actives (modèle DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, Ma) ont été positionnées sur des sites anatomiques prédéfinis (ANNEXE D). Un nettoyage de la peau avec de l'alcool était effectué avant de fixer chaque électrode à l'aide d'une collerette hypo-allergène à double adhésion. Le positionnement de chaque électrode était marqué sur la peau à l'aide d'un marqueur non permanent. Quatre paires d'électrodes (du côté droit et du côté gauche) ont été placées sur les muscles dorsaux, soit vis-à-vis le multifide (*multifidus spinae*) au niveau de L5, l'iliocostal lombaire (*iliocostalis lumborum*) au niveau de L3, le longissimus inférieur au niveau de L1 et le longissimus supérieur au niveau de T10. Le positionnement des électrodes dorsales est basé sur l'article de DeFoa (1989). Trois paires d'électrodes ont été placées sur les muscles abdominaux, soit sur le grand droit de l'abdomen (*rectus abdominis*), sur les obliques externes et sur les obliques internes. Le positionnement des électrodes abdominales est basé sur McGill (1991). Une électrode de référence était placée sur le processus épineux de C7.

Une fois posées, les électrodes furent branchées en ordre logique à un boîtier de huit canaux. Deux boîtiers étaient nécessaires pour connecter les quatorze électrodes. Les fils furent regroupés afin de ne pas les entremêler et pour éviter des accrochages dans le dynamomètre. Les boîtiers étaient ensuite branchés à la console de l'ordinateur.

Avant de débiter chaque série d'efforts isométriques, la qualité du signal EMG de tous les muscles était vérifiée. Un mauvais signal occasionnait des ajustements comme un nettoyage additionnel, la pose d'une nouvelle électrode ou un léger déplacement de celle-ci.

Rappelons que les données enregistrées avec l'EMG feront l'objet d'analyses ultérieures qui ne sont pas incluses dans le présent mémoire.

### **3.3 PROCÉDURES**

Les procédures décrites ci-dessous expliquent, étape par étape, le déroulement des sessions 1 et 2. La procédure était la même pour les deux sessions. Un délai minimal de 72 heures était requis entre celles-ci.

#### **3.3.1 Préparation du sujet**

Les 7 paires d'électrodes de surface étaient positionnées en premier. Une fois les électrodes en place, le sujet était placé dans le dynamomètre triaxial. Le dynamomètre devait être configuré en fonction de la morphologie du sujet. Les paramètres de chaque ajustement ont été conservés pour la réinstallation du sujet et la reprise de mesures de la seconde session. Une fois le sujet bien installé, il était nécessaire de lui permettre de se familiariser avec les différents efforts à effectuer. L'interface visuelle permettait au sujet d'améliorer sa capacité à respecter l'intensité d'effort requis pour les efforts autour de chacun des trois axes anatomiques. Par exemple, si un moment de force passant graduellement (en  $\sim 5$  s) de 0 à 30 N·m était requis en flexion latérale droite, le sujet devait ajuster continuellement son effort de façon à ce que le mouvement de sa cible (ligne et croix) suive celui de la de la cible prédéfinie à atteindre (ligne et cercle) sur l'écran (voir la figure 8B). Il en allait de même pour un effort couplé ou multi-axial pour lequel la difficulté est plus élevée car des efforts graduels étaient requis dans plus d'un plan anatomique à la fois. Une période d'échauffement permettait au sujet de se familiariser avec tous les types d'efforts requis. Cette période d'échauffement comprenait un nombre défini d'essais dans chaque direction, soit deux en flexion/extension, deux en flexion latérale et deux en rotation axiale.

#### **3.3.2 Conditions expérimentales**

Une fois la période d'échauffement complétée, quatre séries d'efforts ont été exécutées par le sujet (tableau 5). Un ensemble d'efforts (série A) servait au calibrage (contractions de référence) alors que tous les autres efforts (séries B à D) servaient à réaliser les conditions expérimentales de la présente étude. Toutes ces séries sont expliquées dans les prochains paragraphes.

La série A permettait d'obtenir les moments maximaux dans chacun des trois plans anatomiques et l'EMG maximal volontaire de chaque muscle. Pour chaque effort isométrique graduel, la méthode de Baratta et al. (1998) était utilisée pour obtenir la meilleure FMV possible dans le but de normaliser les efforts (moments de force) en pourcentage de FMV et les signaux EMG en

pourcentage de l'amplitude maximale obtenue. Trois à cinq essais consécutifs ont été nécessaires dans chaque plan. Un essai dans un plan donné comprenait deux contractions consécutives dans des directions opposées, une direction correspondant à la flexion et l'autre à l'extension (dans le plan sagittal), à l'inclinaison latérale gauche et droite (dans le plan frontal), et à la rotation axiale gauche et droite (dans le plan transversal). Le sujet disposait de deux minutes de repos entre les essais. La rétroaction visuelle lors de cette étape fut limitée à celle correspondant au moment dans la direction de l'effort principal afin de ne pas nuire à l'atteinte de l'effort maximal.

Une fois la série A terminée, une sélection randomisée d'efforts provenant des séries B à D (voir le détail et la numérotation de ces efforts à la suite de ce paragraphe) débutait. La série B comprenait des efforts isométriques sous-maximaux graduels uni-axiaux (6 au total) dans chacun des trois plans anatomiques avec rétroaction visuelle dans les trois plans. L'effort sous-maximal se faisait graduellement (en rampe) de 0 à 55% de la FMV. La série C comprenait 10 possibilités d'effectuer deux efforts sous-maximaux graduels simultanés (bi-axiaux ou effectués en parallèle). Par exemple, un effort graduel de 0 à 40 N·m (équivalent 0% à 55% de la FMV chez ce sujet) en RA à droite pouvait être couplé à une FE graduelle de 0 à 90 N·m. L'interface visuelle aidait le sujet à ajuster son effort le plus près possible de l'effort ciblé en lui procurant en rétroaction le moment produit dans chacun des trois plans anatomiques. La série D comprenait les efforts les plus complexes, soit quatre possibilités d'efforts graduels effectués simultanément dans les trois plans anatomiques. Pour tous les efforts des séries B à D, la rétroaction visuelle se faisait dans les trois plans anatomiques. Voici une liste de tous les efforts (ou patrons) sous-maximaux.

**Série B: Patrons uni-axiaux**

1	2	3	4	5	6
Extension (Ext)	Flexion (Flx)	Flexion latérale droite (FLd)	Flexion latérale gauche (FLg)	Rotation axiale droite (RA <sub>d</sub> )	Rotation axiale gauche (RA <sub>g</sub> )

**Série C: Patrons bi-axiaux**

7	8	9	10	11
Flx + FLg	Ext + FLg	Flx + FLd	Ext + FLd	Flx + RA <sub>g</sub>
12	13	14	15	16
Ext + RA <sub>g</sub>	Flx + RA <sub>d</sub>	Ext + RA <sub>d</sub>	FLg + RA <sub>g</sub>	FLd + RA <sub>d</sub>

**Série D: Patrons tri-axiaux**

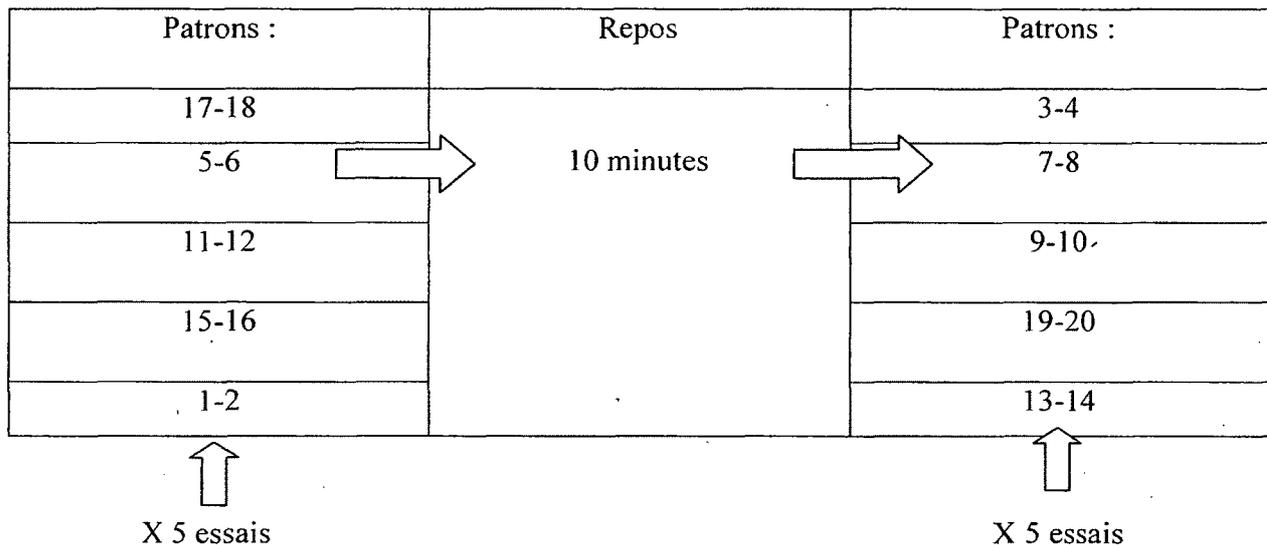
17	18	19	20
Flx + FLg + RA <sub>g</sub>	Ext + FLg + RA <sub>g</sub>	Flx + FLd + RA <sub>d</sub>	Ext + FLd + RA <sub>d</sub>

Les patrons étaient organisés en paires logiques (côté droit suivi du côté gauche ou extension suivie de flexion) afin d'optimiser le temps de collecte. Un total de 10 paires ont été créées avec les 20 patrons ainsi: 1-2, 3-4, 5-6, 7-8, 9-10, 11-12, 13-14, 15-16, 17-18, 19-20. Par exemple

pour la paire 1-2, le sujet exécutait le premier patron de la paire (1 ou Extension) pour une durée de 8 secondes, suivi d'une période de transition de 2 secondes, et ensuite réalisait le deuxième patron (2 ou Flexion) pour 8 secondes. Un repos d'une minute était alloué entre chaque paire de patrons. Chaque paire a été réalisée cinq fois (5 essais).

Cinq paires sélectionnées au hasard formait une série qui était répétée cinq fois, suivie d'un repos de 10 minutes. Les cinq paires restantes sont effectuées après le repos.

Voici un exemple :



Dans cet exemple, le sujet a exécuté la paire de patrons 17-18 en premier, prenait une minute de repos et exécutait la paire 5-6, suivi d'une autre minute de repos et ce, jusqu'à 1-2. Lorsque 1-2 était complété, une minute de repos était accordée suivie du recommencement du cycle avec 17-18. Le cycle était répété cinq fois (cinq essais) pour terminer avec 10 minutes de repos. Une fois la période de repos terminée, un deuxième cycle commençait avec de nouvelles paires de patrons. Ce cycle était enchainé cinq fois comme le précédent.

**TABEAU 5**

**Description des séries d'efforts**

Série d'efforts	Effort ciblé (Moment uni-, bi, tri-axial)			Rétroaction visuelle			Nombre d'essais
	FE	FL	RA	FE	FL	RA	
A Uni-axial Maximal (FMV)	0-100%	0-100%	0-100%	x	x	x	Baratta Baratta Baratta
B Uni-axial Sous-maximal	0-50%	g/d: 0-50%	g/d: 0-50%	x	x	x	5 5 5
C Bi-axial Sous-maximal	0-50%	g: 0-50%	g: 0-50%	x	x	x	5
	0-50%	d: 0-50%	d: 0-50%	x	x	x	5
	0-50%		g: 0-50%	x	x	x	5
	0-50%		d: 0-50%	x	x	x	5
		g: 0-50%	g: 0-50%	x	x	x	5
		d: 0-50%	d: 0-50%	x	x	x	5
D Tri-axial Sous-maximal	0-50%	g: 0-50%	g: 0-50%	x	x	x	5
	0-50%	d: 0-50%	d: 0-50%	x	x	x	5

Le choix de 50% de la FMV pour les efforts sous-maximaux (séries B à D) découle des constatations de l'étude pilote évoquée par Larivière et al. (2009) dans laquelle il était difficile, voire impossible pour les sujets, de contrôler les moments couplés lorsque la demande était plus élevée qu'environ 60% de la FMV. Afin d'obtenir toutes les mesures requises jusqu'à 50% de la FMV, la limite réelle était de 55% de la FMV lors des collectes de données. Les valeurs enregistrées au-delà de 50% de la FMV servaient uniquement de tampon afin que le sujet maintienne son effort minimalement jusqu'à 50% et n'ont pas été employées dans les analyses par la suite.

### 3.3.3 Directives

Durant toute la collecte de données, il était demandé au sujet de suivre le parcours graduel de la cible et de le faire de façon fluide (sans soubresauts) jusqu'à l'extrémité de son parcours. Les mouvements d'oscillation, de rotation et de flexion de la tête n'étaient pas permis et furent donc rigoureusement contrôlés. La position des membres supérieurs fut également standardisée (bras croisés devant le thorax).

## 3.4 TRAITEMENT DES DONNÉES

Les moments de force maximaux exercés à l'articulation L5/S1 ont été extraits des efforts de la série A pour établir la FMV dans chaque plan anatomique (moment autour de chaque axe anatomique) et chaque direction. Les composantes d'extension ( $M_E$ ), de flexion ( $M_F$ ), de flexion latérale à droite ( $M_{FLd}$ ) et à gauche ( $M_{FLg}$ ), de rotation axiale à droite ( $M_{RAD}$ ) et à gauche ( $M_{RAG}$ ) furent ainsi obtenues. Ces valeurs ont servi de référence pour normaliser (en % FMV), lorsque requis, les moments sous-maximaux mesurés lors des autres séries d'efforts.

Pour les efforts des séries B à D, l'écart (le terme erreur est aussi employé dans le présent document) entre le moment de force produit par le sujet et le moment ciblé a été calculé à chaque instant en valeur absolue (N·m) et relative (%FMV) pour chaque direction dans chaque plan anatomique. Des statistiques descriptives (minimum, maximum, moyenne et écart-type) ont ensuite été extraites pour des fenêtres temporelles de 250 ms centrées à certains pourcentages (10, 20, 30, 40 et 50% FMV) de l'effort ciblé. Les valeurs obtenues à 10 et 50% FMV ont servi dans les analyses statistiques à contraster l'effet de l'intensité. Les pourcentages intermédiaires ont servi à représenter graphiquement la progression (linéaire ou non linéaire) de l'écart entre les moments de force en fonction de l'intensité de l'effort.

Une procédure standard de traitement des signaux EMG recueillis a été appliquée afin d'exprimer le signal dans une forme se rapprochant de celle de la force du muscle. Ainsi, un filtre passe-bande (30-450 Hz) d'ordre 8 a été appliqué au signal brut pour éliminer le bruit de haute fréquence et les artefacts associés à la contraction du muscle cardiaque. Ce signal a ensuite été rectifié et traité avec un filtre passe-bas unidirectionnel de type Butterworth d'ordre 4 ayant une

fréquence de coupure de 3 Hz pour obtenir son enveloppe linéaire. Tous les traitements ont été effectués dans le logiciel Matlab. Toutefois, ces données ne feront pas partie des analyses et des discussions de ce mémoire.

### 3.5 STATISTIQUES

Les tests statistiques ont été effectués à l'aide des logiciels Matlab et SPSS ([www-01.ibm.com/software/analytics/spss/](http://www-01.ibm.com/software/analytics/spss/)). Étant donné l'importante quantité de données enregistrées, celles-ci ont d'abord dû être organisées dans Matlab sous forme de tableaux et de vecteurs. Cette étape était nécessaire puisque les tests ANOVA subséquent ne considéraient deux facteurs à la fois, alors que les données comportaient 6 dimensions (5 niveaux de %FMV, 3 composantes du moment, 20 patrons d'effort, les sujets, 5 essais, 2 sessions). Une fois agencées, les données sélectionnées ont été analysés à l'aide de SPSS. Des analyses de variance (ANOVA) à deux facteurs avec mesures répétées ont été utilisées pour vérifier les hypothèses statistiques. La sphéricité a été vérifiée à l'aide du test de sphéricité de Mauchly. Lorsque le postulat de sphéricité n'était pas respecté, le  $p$  corrigé de Greenhouse-Geisser était utilisé. Lorsque requis, un test *post hoc* de comparaison par paires avec ajustement de Bonferroni a été utilisé pour identifier les différences significatives à l'intérieur des variables indépendantes.

Pour toutes les analyses exposées dans les sections qui suivent, la variable dépendante est %ERREUR qui exprime en pourcentage l'écart entre chaque composante du moment ciblé (cible sur l'écran) et le moment produits par le sujet lors de l'effort. Ces écarts ont été tirés de fenêtres temporelles de 250 ms centrées à certains pourcentages de FMV, selon l'analyse statistique effectuée. Par exemple, si le moment ciblé à 50 % de FMV était de 50 N·m en flexion dans le plan sagittal, et que le sujet, dans cette fenêtre temporelle a généré un moment  $M_{ext}$  moyen de 48 N·m, l'erreur (%ERREUR) sera de 2%, puisqu'une différence de 2 N·m équivaut à 2% du maximum qui est 100 N·m. Les analyses qui ont été utilisées pour vérifier les hypothèses statistiques énumérées dans la section 1.3 de l'introduction sont expliquées plus en détail ci-dessous.

### 3.5.1 L'effet de l'essai et de l'intensité sur le contrôle moteur

Six analyses de variances (ANOVA) à deux facteurs (ESSAI × INTENSITÉ) avec mesures répétées ont été utilisées pour vérifier l'effet des variables indépendantes ESSAI (1, 2, 3, 4, 5) et INTENSITÉ (10% FMV, 30% FMV, 50% FMV) sur la variable dépendante %ERREUR (différence en pourcentage entre le moment ciblé et le moment réalisé). Ces analyses serviront à accepter ou rejeter les deux premières hypothèses statistiques (nulles). Chaque analyse était spécifique à une session (1 ou 2) et à une composante du moment de force: moment en flexion latérale (Mlat), moment extension-flexion (Mext) et moment en rotation axiale (Mrot). Voici les analyses qui ont été réalisées:

<b>Analyse 1 : Session 1, Mlat</b>
<b>Analyse 2 : Session 1, Mext</b>
<b>Analyse 3 : Session 1, Mrot</b>
<b>Analyse 4 : Session 2, Mlat</b>
<b>Analyse 5 : Session 2, Mext</b>
<b>Analyse 6 : Session 2, Mrot</b>

### 3.5.2 L'effet de la session sur le contrôle moteur

Vingt ANOVA à deux facteurs (SESSION × MOMENT) avec mesures répétées ont servi à déterminer l'effet des variables indépendantes MOMENT (Mlat, Mext, Mrot) et SESSION (session 1 vs session 2) sur la variable dépendante %ERREUR. Ces analyses ont servi à accepter ou rejeter la troisième hypothèse statistique (nulle). Seules les données à 30% FMV ont été utilisées dans ces analyses. Lorsque la première hypothèse statistique était acceptée, les présentes analyses se faisaient avec la moyenne des cinq essais. Lorsque cette même première hypothèse statistique était rejetée, les essais les plus représentatifs (les derniers correctement effectués) étaient sélectionnés. Chaque analyse était effectuée pour un des vingt patrons à la fois. Voici les analyses qui ont été réalisées:

- Analyse 1** : Patron 1 (Ext), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 2** : Patron 2 (Flx), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 3** : Patron 3 (FLd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 4** : Patron 4 (FLg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 5** : Patron 5 (RAd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 6** : Patron 6 (RAg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 7** : Patron 7 (Flx + FLg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 8** : Patron 8 (Ext + FLg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 9** : Patron 9 (Flx + FLd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 10** : Patron 10 (Ext + FLd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 11** : Patron 11 (Flx + RAg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 12** : Patron 12 (Ext + RAg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 13** : Patron 13 (Flx + RAd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 14** : Patron 14 (Ext + RAd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 15** : Patron 15 (FLg + RAg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 16** : Patron 16 (FLd + RAd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 17** : Patron 17 (Flx + FLg + RAg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 18** : Patron 18 (Ext + FLg + RAg), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 19** : Patron 19 (Flx + FLd + RAd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais
- Analyse 20** : Patron 20 (Ext + FLd + RAd), 30% FMV, Moyenne des 5 essais

### **3.5.3 L'effet de la tâche sur le contrôle moteur**

Quatre ANOVA à deux facteurs (TÂCHE × MOMENT) avec mesures répétées ont permis de déterminer si les variables indépendantes TÂCHE (uni-axiale, bi-axiale, tri-axiale) et MOMENT (Mlat, Mext, Mrot) affectaient la variable dépendante %ERREUR. Ces analyses ont servi à accepter ou rejeter la quatrième hypothèse statistique (nulle). Encore une fois, seules les valeurs à 30% FMV furent considérées dans les analyses. Les données de la deuxième session ont été utilisées puisque c'est à ce moment que les sujets étaient le plus familiers avec les efforts à réaliser. Voici les analyses statistiques qui ont été effectuées :

#### **Analyse 1 : Extension (uni- vs bi- vs tri-axial) à gauche**

Patron 1. 1-D: 0-50% FMV pour Extension (EXT)

Patron 8. 2-D: 0-50% FMV pour EXT + Flexion latérale gauche (FLg)

Patron 12. 2-D: 0-50% FMV pour EXT + Rotation axiale gauche (RAg)

Patron 18. 3-D: 0-50% FMV pour EXT + FLg + RAg

#### **Analyse 2 : Extension (uni- vs bi- vs tri-axial) à droite**

Patron 1. 1-D: 0-50% FMV pour EXT

Patron 10. 2-D: 0-50% FMV pour EXT + Flexion latérale droite (FLd)

Patron 14. 2-D: 0-50% FMV pour EXT + Rotation axiale droite (RAAd)

Patron 20. 3-D: 0-50% FMV pour EXT + FLd + RAAd

**Analyse 3 : Flexion (uni- vs bi- vs tri-axial) à gauche**

Patron 2. 1-D: 0-50% FMV pour Flexion (FLX)

Patron 7. 2-D: 0-50% FMV pour FLX + FLg

Patron 11. 2-D: 0-50% FMV pour FLX + RAg

Patron 17. 3-D: 0-50% FMV pour FLX + FLg + RAg

**Analyse 4 : Flexion (uni- vs bi- vs tri-axial) à droite**

Patron 2. 1-D: 0-50% FMV pour FLX

Patron 9. 2-D: 0-50% FMV pour FLX + FLd

Patron 13. 2-D: 0-50% FMV pour FLX + RAd

Patron 19. 3-D: 0-50% FMV pour FLX + FLd + RAd

---

## QUATRIÈME CHAPITRE

### RÉSULTATS

#### 4.1 INTRODUCTION

Les résultats découlant de la méthodologie expliquée précédemment sont exposés dans les sections subséquentes. Chaque section est liée à une des quatre hypothèses statistiques et comprend la résultante des tests statistiques effectués. Des tableaux contenant les facteurs testés, les moyennes, leurs écarts-types, les  $p$  et les tests post-hoc sont placés dans chaque section pour résumer et regrouper ce qui ressort des analyses statistiques. De plus, des figures tridimensionnelles sont employées pour bien visualiser les différences entre les moyennes observées.

Tel qu'expliqué précédemment, la variable dépendante %ERREUR est le calcul de la différence entre le moment cible et le moment réalisé. Cette différence est ensuite convertie en pourcentage et équivaut à un pourcentage de la valeur maximale pour la direction d'effort. Les tableaux 6 et 7 présentent les maximums atteints par tous les sujets au cours de la série d'efforts A durant les sessions 1 et 2 respectivement, pour toutes les directions d'efforts : extension, flexion, flexion latérale droite, flexion latérale gauche, rotation axiale droite et rotation axiale gauche.

Alors que 12 sujets aient participé à l'étude, le N utilisé dans les analyses statistiques est de 10 en raisons de données aberrantes pour deux sujets. Par conséquent, la capacité à détecter des différences statistiquement significatives (ou puissance statistique qui avait été initialement prévue pour un N de 20) est très limitée. Ajouté au fait que l'échantillon observé était un échantillon de convenance, ce petit N réduit aussi la capacité à généraliser les résultats.

Tableau 6 – Valeurs maximales réalisés à la session 1

Sujet	Direction de l'effort					
	Ext	Flx	FLd	FLg	RAd	RAg
1	373,0	225,9	265,1	256,0	169,6	165,9
2	188,3	137,9	156,2	150,9	84,5	98,3
3	274,2	188,3	203,1	214,4	156,9	163,6
4	230,9	160,0	215,2	231,2	111,6	113,9
5	184,8	185,4	202,0	193,0	115,0	129,9
6	276,8	236,2	200,0	171,0	105,4	117,2
7	298,1	163,3	172,3	175,0	101,6	107,0
8	326,8	203,7	252,4	234,3	145,1	145,7
9	415,0	240,6	260,0	250,3	165,6	165,9
10	251,3	224,8	229,3	201,3	116,1	127,1
Moyenne	281,9 ± 74,6	196,6 ± 35,4	215,6 ± 36,4	207,7 ± 35,5	127,1 ± 29,7	133,5 ± 25,4

N=10; Les valeurs sont exprimées N·m;

Tableau 7 – Valeurs maximales réalisés à la session 2

Sujet	Direction de l'effort					
	Ext	Flx	FLd	FLg	RAd	RAg
1	364,4	234,5	278,0	244,3	175,4	168,6
2	277,5	155,3	173,8	167,4	91,0	95,0
3	295,4	195,4	190,7	207,0	143,1	142,6
4	311,1	215,1	244,5	227,4	119,6	137,9
5	284,0	157,3	178,6	195,6	125,5	132,1
6	251,3	216,1	218,5	204,6	122,3	126,0
7	261,8	161,9	180,2	175,8	78,9	106,1
8	369,9	226,8	246,2	249,5	153,6	145,9
9	455,3	247,8	266,2	274,3	151,7	197,8
10	301,3	229,7	214,3	214,9	123,2	125,3
Moyenne	317,2 ± 62,3	203,99 ± 34,5	219,1 ± 38,2	216,08 ± 33,4	128,43 ± 29,1	137,73 ± 29,4

N=10; Les valeurs sont exprimées N·m;

## 4.2 L'EFFET DE L'ESSAI SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR

### 4.2.1 Session 1

Le tableau 8 indique les moyennes ainsi que les écarts-types (É-T) de l'erreur (%ERREUR) entre le moment ciblé (rétroaction visuelle) et le moment réalisé, durant la première séance (session 1). Les tests ANOVA démontrent qu'il y a, en effet, une différence significative entre certains essais, pour les trois composantes du moment. De façon générale, l'erreur semble diminuer de l'essai 1 à 5, mais pour l'intensité 50% FMV cette diminution est toujours significativement plus importante pour toutes les composantes du moment de force: 8.6% à 6.8% pour Mlat (voir figure 9), 9.0% à 5.9% pour Mext (voir figure 10), 11.6% à 9.7% pour Mrot. Ceci dit, les sujets démontrent un apprentissage significatif (réduction de %ERREUR à travers les essais) pour la composante Mlat et Mext, mais pas pour Mrot, malgré le fait que le  $p$  soit significatif. Seul l'essai 1 se différencie des autres (de l'essai 5 pour Mlat, de l'essai 2 pour Mlat). Le petit nombre de sujets ( $n = 10$ ) ayant pour effet de diminuer notre puissance statistique (par rapport au nombre de 19 prévu initialement pour obtenir une puissance de 0.80), ceci peut expliquer l'incapacité du test de Bonferroni à détecter des différences statistiquement significatives.

### 4.2.1 Session 2

Comme au tableau 8, le tableau 9 indique les moyennes ainsi que les écarts-types de l'erreur %ERREUR, mais durant la deuxième séance (session 2). Contrairement à la session 1, aucune différence significative n'est observée entre les moyennes de chaque essais et ce, pour les trois composantes du moment. De plus, au lieu d'observer une diminution de l'erreur au fur et à mesure de la progression des essais, elle fluctue légèrement.

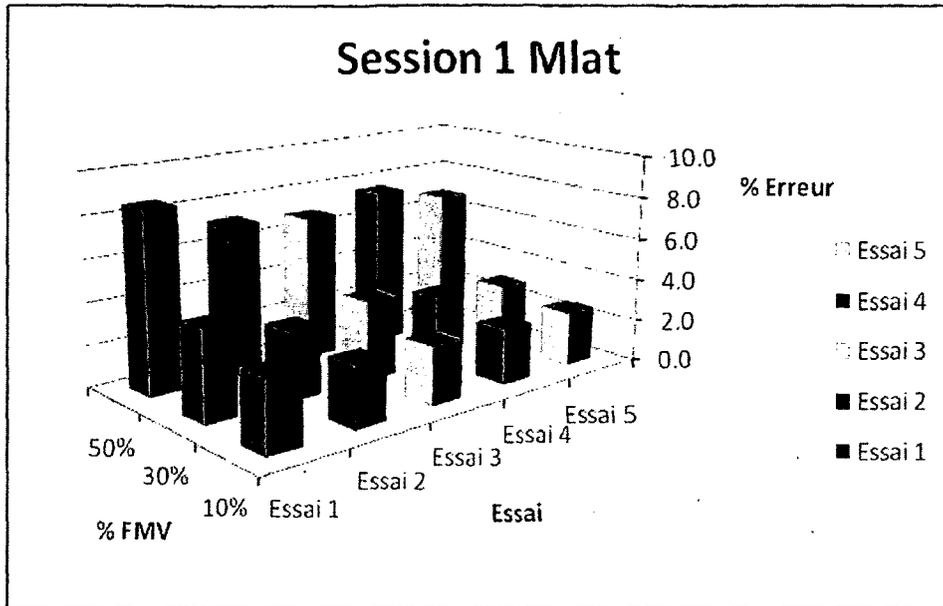


Figure 9 : Erreur pour Mlat – Session 1

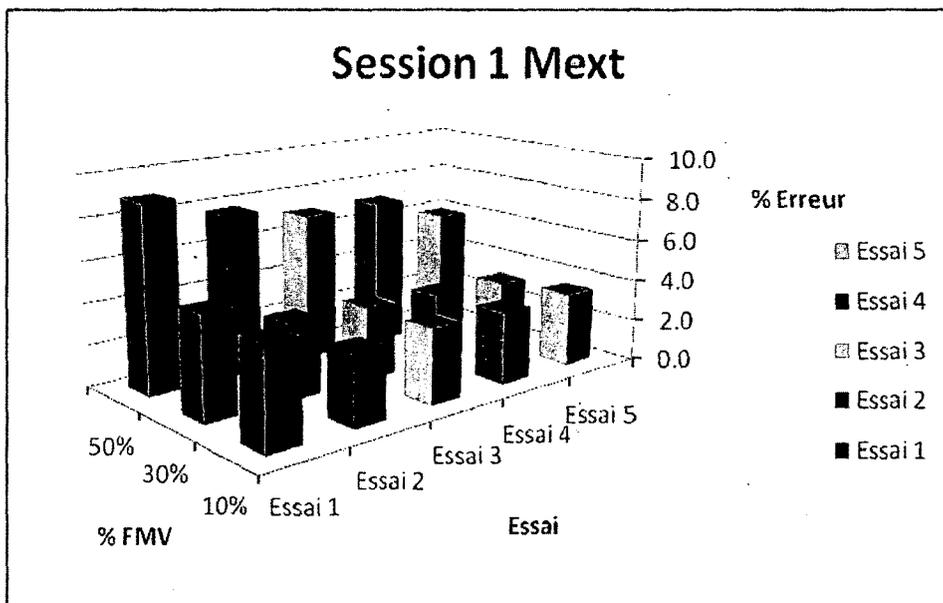


Figure 10 : Erreur pour Mext – Session 1

TABLEAU 8

Moyennes, leurs écart-types et les résultats des ANOVAs pour la session 1

Composante du moment	Essai	Moyenne de l'erreur (%) (Écart-type)			ANOVA à deux facteurs		
		FMV <sub>10%</sub>	FMV <sub>30%</sub>	FMV <sub>50%</sub>	ESSAI	INTENSITÉ	E x I
Mlat	1	3,3 (1,5)	4,3 (1,9)	8,6 (3,1)	0,041*	0,000*	0,525
	2	2,9 (1,6)	3,3 (1,6)	7,2 (2,9)			
	3	2,8 (1,8)	3,8 (2,4)	6,9 (3,3)			
	4	2,6 (1,6)	3,2 (1,4)	7,6 (2,4)			
	5	2,6 (1,6)	3,0 (0,9)	6,8 (1,4)			
<u>Post-Hoc de Bonferroni</u>							
					$E_1 > E_5$	$I_{10\%}, I_{30\%} < I_{50\%}$	
Mext	1	4,7 (2,6)	4,9 (3,0)	9,0 (4,5)	0,017*	0,002*	0,267
	2	3,4 (1,5)	3,7 (2,1)	7,8 (4,6)			
	3	3,6 (1,8)	3,5 (2,1)	7,1 (3,9)			
	4	3,5 (1,7)	3,3 (1,7)	7,2 (2,9)			
	5	3,5 (2,1)	3,2 (1,4)	5,9 (1,8)			
<u>Post-Hoc de Bonferroni</u>							
					$E_1 > E_2$	$I_{10\%}, I_{30\%} < I_{50\%}$	
Mrot	1	4,5 (0,6)	7,5 (2,3)	11,6 (3,9)	0,008*	0,000*	0,383
	2	4,3 (1,2)	6,5 (2,6)	10,6 (3,5)			
	3	4,0 (1,1)	6,5 (2,1)	10,5 (3,3)			
	4	3,7 (,8)	6,1 (1,1)	9,6 (2,3)			
	5	3,9 (0,9)	5,8 (1,6)	9,7 (2,1)			
<u>Post-Hoc de Bonferroni</u>							
						$I_{10\%} < I_{30\%} < I_{50\%}$	

N=10; Les valeurs sont exprimées en % d'erreur du moment de force; Test Post Hoc: Comparaisons par paires avec ajustement de Bonferroni; Mlat : Moments en flexion latérale; Mext: Moments en flexion/extension; Mrot: Moments en rotation axiale.

### 4.3 L'EFFET DE L'INTENSITÉ SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR

Les tableaux 8 et 9, qui présentent les extraits des analyses statistiques utilisées pour vérifier les deux premières hypothèses statistiques, indiquent que la variable indépendante INTENSITÉ influence significativement la variable dépendante %ERREUR pour les sessions 1 et 2. Les tests post-hoc de comparaison par paires de Bonferroni établissent que l'erreur à 50% FMV est significativement supérieure à l'erreur pour 10% FMV et 30% FMV pour toutes les composantes du moment (Mlat, Mext, Mrot), peu importe la session. Dans le cas de la composante Mrot, l'erreur diffère significativement entre les trois intensités comparées. Durant la première session, pour la composante Mrot, l'erreur moyenne a augmenté de 2.55 fois entre 10% FMV et 50% FMV, soit de 4,1% à 10,4% (5.3 N·m à 13.6 N·m). Durant la deuxième session, l'erreur moyenne a augmenté de 2.71 fois entre 10% FMV et 50% FMV, soit de 3,4% à 9,2% (4.5 N·m à 13.7 N·m).

Pour les autres composantes du moment, l'augmentation de l'erreur est significativement élevée (elle double la plupart du temps) entre 30% FMV et 50% FMV, mais minimale entre 10% FMV et 30% FMV, ce qui explique la présence de différence significative entre certaines intensités uniquement.

L'interaction entre les variables indépendantes ESSAI et INTENSITÉ ( $E \times I$  dans les tableaux 8 et 9) n'est pas significative.

TABLEAU 9

Moyennes, leurs écart-types et les résultats des ANOVAs pour la session 2

Composante du Moment	Essai	Moyenne de l'erreur (%) (Écart-type)			ANOVA à deux facteurs		
		FMV <sub>10%</sub>	FMV <sub>30%</sub>	FMV <sub>50%</sub>	ESSAI	INTENSITÉ	E x I
Mlat	1	2,6 (1,4)	2,8 (1,3)	5,7 (2,2)	0,940	0,001*	0,621
	2	2,5 (1,1)	2,7 (1,0)	5,8 (2,9)			
	3	2,5 (1,4)	2,6 (,7)	6,5 (3,2)			
	4	2,5 (1,6)	2,6 (1,3)	6,2 (2,4)			
	5	2,5 (1,1)	3,0 (1,2)	6,0 (2,6)			
<b>Post-Hoc de Bonferroni</b>							
$I_{10\%}, I_{30\%} < I_{50\%}$							
Mext	1	3,0 (1,6)	2,9 (1,1)	5,5 (2,7)	0,602	0,001*	0,774
	2	3,0 (1,0)	2,7 (1,0)	4,7 (2,7)			
	3	2,8 (1,1)	3,0 (1,3)	5,5 (2,3)			
	4	2,9 (1,4)	2,8 (1,2)	5,3 (2,7)			
	5	3,0 (1,2)	2,9 (1,2)	5,0 (2,0)			
<b>Post-Hoc de Bonferroni</b>							
$I_{10\%}, I_{30\%} < I_{50\%}$							
Mrot	1	4,0 (1,1)	5,5 (1,4)	9,0 (3,3)	0,782	0,000*	0,431
	2	3,5 (1,1)	5,1 (1,3)	9,0 (3,1)			
	3	3,4 (1,2)	4,9 (1,2)	9,3 (3,2)			
	4	3,3 (1,0)	4,8 (1,1)	9,5 (2,3)			
	5	3,1 (1,1)	5,3 (1,8)	9,3 (3,0)			
<b>Post-Hoc de Bonferroni</b>							
$I_{10\%} < I_{30\%} < I_{50\%}$							

N=10; Les valeurs sont exprimées en % d'erreur du moment de force; Test Post Hoc: Comparaisons par paires avec ajustement de Bonferroni; Mlat: Moments en flexion latérale; Mext: Moments en flexion/extension; Mrot: Moments en rotation axiale.

#### 4.4 L'EFFET DE LA SESSION SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR

Tel que mentionné dans la section 3.5.2 de la méthodologie, 20 analyses ANOVA à deux facteurs (SESSION × MOMENT) avec mesures répétées ont été réalisées au total, chacune de celles-ci étant spécifique à un des patrons d'effort. L'intensité sélectionnée pour comparer l'effet des variables indépendantes était de 30% FMV. Les résultats de ces tests sont organisés ci-dessous par séries (uni-, bi- et tri-axiaux ou séries B, C et D) d'efforts.

##### 4.4.1 Efforts uni-axiaux (série B)

Le tableau 10 illustre les moyennes ainsi que les écarts-types de l'erreur (% ERREUR) enregistrée (en %) par les sujets, pour les six efforts de type uni-axial. Seule l'erreur du patron 6 (rotation axiale gauche) est significativement différente d'une session à l'autre, ce qui sous-entend un apprentissage entre sessions. Seule l'erreur pour les principales composantes du moment des patrons en rotation axiale (5 et 6) semble connaître une baisse importante (presque réduite de moitié) : 8,2% à 5,0% (10,4 Nm à 6,4Nm) pour RAd et 6,8% à 3,5% (9,1 Nm à 4,8 Nm) pour RAg. Ces baisses sont très petites ou même non-existantes chez les quatre autres patrons.

Une différence significative entre les trois composantes du moment est observée pour tous les patrons uni-axiaux. L'erreur du moment principal du patron se démarque significativement de celles des moments secondaires, sauf pour les patrons en flexion latérale (3 et 4) où l'erreur sur la composante Mrot est la plus élevée. Lors de la flexion latérale à droite (FLd, patron 3), il n'y a pas de différence significative entre Mrot et Mlat. Dans FLg, les tests post-hoc n'identifient aucune différence, bien qu'une des comparaisons ait presque atteint le niveau de signification statistique entre Mrot et Mext ( $p=0.078$ ).

L'interaction entre la SESSION et le MOMENT est loin du niveau de signification sauf pour les efforts en rotation axiale (patrons 5 et 6). Ces interactions ont respectivement un  $p$  de 0.054 (patron 5, RAd) et un  $p$  de 0.046 (patron 6, RAg). Dans le présent cas, ces interactions signifient que les niveaux de la première variable indépendante (SESSION) n'affectent pas de la même manière (pente différente) les niveaux de la seconde variable indépendante (MOMENT). De fait, la réduction du moment en rotation axiale (Mrot) est nettement (significativement) plus marquée à la SESSION 2 que celle sur les autres composante.

**TABLEAU 10**

Moyennes, leurs écart-types et les résultats des ANOVAs pour les patrons uni-axiaux

Patron	Session	Composante du moment			Anova à 2 facteurs		
		Mlat	Mext	Mrot	SESSION	MOMENT	SxM
1, Ext	1	0,8 (0,6)	3,4 (2,7)	1,0 (0,5)	0,316	<b>0,007*</b> <u>Post-Hoc de Bonferroni</u> Mext > Mrot , Mlat	0,206
	2	0,6 (0,2)	2,9 (2,2)	1,0 (0,7)			
2, Flx	1	1,0 (0,7)	2,9 (2,1)	1,5 (1,5)	0,178	<b>0,016*</b> <u>Post-Hoc de Bonferroni</u> Mext > Mlat	0,626
	2	0,6 (0,2)	2,8 (2,2)	1,0 (0,5)			
3, FLd	1	3,4 (2,0)	1,5 (1,1)	4,0 (2,5)	0,639	<b>0,000*</b> <u>Post-Hoc de Bonferroni</u> Mrot , Mlat > Mext	0,851
	2	3,0 (1,6)	1,2 (0,6)	4,1 (1,9)			
4, FLg	1	2,7 (1,5)	2,2 (1,9)	2,9 (1,9)	0,988	<b>0,048*</b> <u>Post-Hoc de Bonferroni</u>	0,414
	2	3,2 (1,8)	1,5 (0,6)	3,0 (1,6)			
5, RAd	1	1,6 (0,6)	1,5 (0,7)	8,2 (5,7)	0,129	<b>0,001*</b> <u>Post-Hoc de Bonferroni</u> Mrot > Mlat , Mext	0,054
	2	2,2 (1,5)	1,6 (1,2)	5,0 (2,1)			
6, RAg	1	2,3 (3,9)	1,6 (1,0)	6,8 (3,1)	<b>0,001*</b>	<b>0,002*</b> <u>Post-Hoc de Bonferroni</u> Mrot > Mext	0,046
	2	1,6 (1,1)	1,4 (0,6)	3,5 (1,8)			

N=10; Les valeurs sont exprimées en % d'erreur du moment de force; Test Post Hoc: Comparaisons paires avec ajustement de Bonferroni; Mlat: Moments en flexion latérale; Mext: Moments en flexion/extension; Mrot: Moments en rotation axiale.

#### 4.4.2 Efforts bi-axiaux (série C)

Les tableaux 11A et 11B illustrent les moyennes ainsi que les écarts-types de l'erreur enregistrée (% ERREUR) par les sujets pour les 10 efforts de type bi-axial. Quatre des dix patrons bi-axiaux (patrons 8, 9, 11 et 12) ont une erreur qui diffère significativement entre les sessions. L'erreur moyenne sur les trois composantes du moment à 30% FMV de ces quatre patrons est réduite à la deuxième session, ce qui n'est pas le cas pour les autres patrons. Par exemple, l'erreur de la composante Mrot du patron 7 affiche une augmentation à la seconde session. Cela dit, sauf pour le patron bi-axial en flexion plus flexion latérale à gauche (patron 7, Flx + FLg), la composante Mrot affiche toujours la meilleure amélioration (voir figure 11), avec 1,6% d'amélioration (0,9% pour Mext et 0,7% pour Mlat).

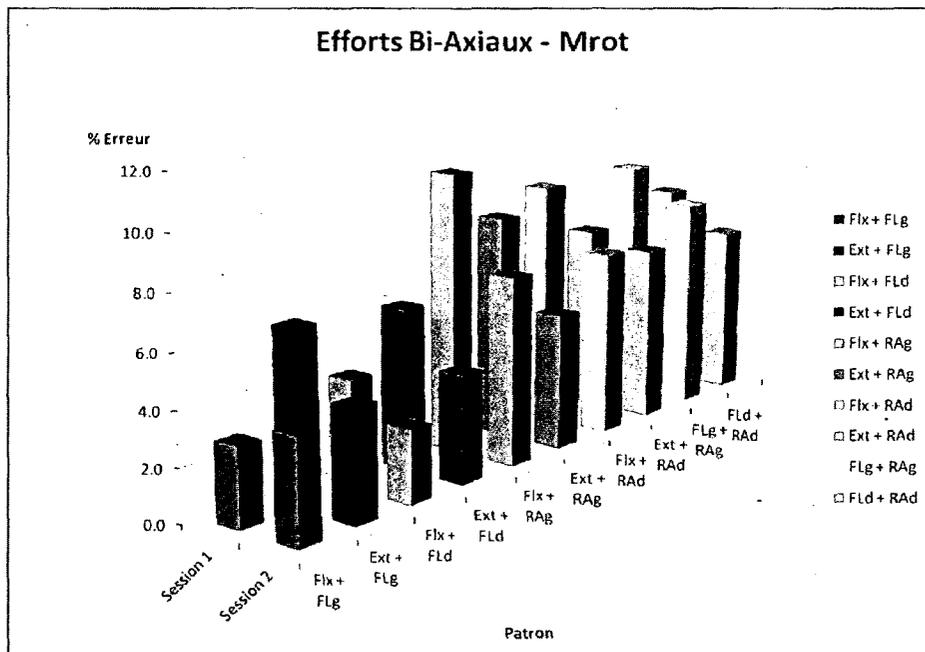


Figure 11 : Comparaison inter-session – Patrons bi-axiaux - Mrot

Une différence significative entre les trois composantes du moment est observée uniquement pour les patrons bi-axiaux ayant une rotation axiale, c'est-à-dire les patrons 11 à 16. Dans ces patrons, l'erreur sur la composante en rotation axiale (Mrot) surpasse toujours celles des composantes en flexion-extension (Mext) et en flexion latérale (Mlat). La composante présentant la deuxième plus grande erreur est l'autre moment principal du patron en question, c'est-à-dire la flexion-extension (Mext) pour les patrons 11, 12, 13 et 14 et la flexion latérale (Mlat) pour les patrons 15 et 16. Aucune interaction SESSION × MOMENT n'est significative à l'exception de l'effort en extension et rotation axiale à gauche (patron 12, Ext + Rag), où le  $p$  est de 0.048.

TABLEAU 11A

Moyennes, leurs écart-types et les résultats des ANOVAs pour les patrons bi-axiaux

Patron	Session	Moment			Anova à 2 facteurs		
		Mlat	Mext	Mrot	SESSION	MOMENT	SxM
7, Flx + FLg	1	3,2 (2,1)	3,2 (1,9)	2,9 (1,9)	0,393	0,830	0,586
	2	3,2 (1,4)	3,1 (1,2)	3,9 (3,1)			
8, Ext + FLg	1	3,7 (1,2)	4,8 (3,5)	6,4 (4,1)	0,005*	0,225	0,400
	2	2,8 (1,4)	3,3 (1,3)	4,2 (3,7)			
9, Flx + FLd	1	3,9 (2,2)	3,6 (2,4)	4,0 (2,3)	0,016*	0,804	0,946
	2	2,9 (1,2)	2,5 (1,0)	2,7 (2,0)			
10, Ext + FLd	1	3,7 (1,4)	3,7 (1,4)	6,0 (3,7)	0,334	0,059	0,135
	2	3,9 (1,8)	3,3 (1,9)	4,1 (2,6)			
11, Flx + RAg	1	2,9 (3,0)	4,4 (3,6)	10,5 (3,7)	0,024*	0,000*	0,106
	2	1,4 (,8)	3,0 (1,9)	7,1 (3,1)			
12, Ext + RAg	1	2,5 (1,5)	4,5 (2,9)	8,4 (3,3)	0,004*	0,000*	0,048*
	2	1,6 (1,3)	2,6 (,8)	5,1 (2,2)			

N=10; Les valeurs sont exprimées en % d'erreur du moment de force; Test Post Hoc: Comparaisons par paires avec ajustement de Bonferroni; Mlat: Moments en flexion latérale; Mext: Moments en flexion/extension; Mrot: Moments en rotation axiale.

**TABLEAU 11B**

**Moyennes, leurs écart-types et les résultats des ANOVAs pour les patrons bi-axiaux**

Patron	Session	Moment			Anova à 2 facteurs		
		Mlat	Mext	Mrot	SESSION	MOMENT	SxM
13, Flx + RAd	1	1,9 (1,4)	4,1 (3,8)	9,2 (4,8)	0,121	0,000*	0,163
	2	1,7 (1,0)	3,2 (1,9)	7,0 (2,0)			
14, Ext + RAd	1	2,8 (1,7)	4,9 (2,8)	7,0 (3,4)	0,097	0,000*	0,560
	2	2,0 (1,4)	3,3 (1,6)	6,6 (1,9)			
15, FLg + RAg	1	4,1 (2,3)	3,0 (2,3)	9,2 (2,9)	0,479	0,000*	0,485
	2	4,3 (1,9)	2,5 (1,3)	8,0 (3,0)			
16, FLd + RAd	1	4,8 (2,8)	2,3 (1,6)	7,8 (3,5)	0,156	0,000*	0,131
	2	3,2 (1,6)	2,5 (1,5)	6,4 (1,8)			

**N=10; Les valeurs sont exprimées en % d'erreur du moment de force; Test Post Hoc: Comparaisons par paires avec ajustement de Bonferroni; Mlat: Moments en flexion latérale; Mext: Moments en flexion/extension; Mrot: Moments en rotation axiale.**

#### 4.4.3 Efforts tri-axiaux (série D)

Le tableau 12 illustre les moyennes ainsi que les écarts-types de l'erreur enregistrée (% ERREUR) par les sujets, pour les 4 efforts de type tri-axial. Seule l'erreur de l'effort en flexion plus flexion latérale à gauche plus rotation axiale à gauche (patron 17, Flx + Flg + Rag) diffère significativement entre les sessions, avec une baisse de 1.68 fois pour Mlat, de 1.79 fois pour Mext et de 1.19 fois pour Mrot. L'erreur pour l'effort en flexion plus flexion latérale à droite plus rotation axiale à droite (patron 19, Flx + Fld + Rad) montre la même tendance entre les sessions, mais la différence n'est pas significative ( $p=0.051$ ). On peut observer une diminution à la session 2 de l'erreur moyenne des trois composantes du moment (Mlat, Mext et Mrot) pour tous les efforts tri-axiaux. Il est à noter que les trois composantes du moment sont considérées « principales » dans les efforts tri-axiaux.

Seuls les efforts impliquant la flexion comme première direction principale (patrons 17 et 19) montrent des différences significatives pour le facteur MOMENT. L'erreur sur la composante en rotation axiale (Mrot) est la plus élevée dans les deux cas et aucune différence n'est observée entre l'erreur en flexion latérale (Mlat) et celle en flexion-extension (Mext). Aucune interaction entre la SESSION et le MOMENT n'est observée.

TABLEAU 12

Moyennes, leurs écart-types et les résultats des ANOVAs pour les patrons tri-axiaux

Patron	Session	Moment			Anova à 2 facteurs		
		Mlat	Mext	Mrot	SESSION	MOMENT	SxM
17, Flx + FLg + RAg	1	6,4 (3,5)	6,8 (4,3)	11,5 (5,1)	0,012*	0,001*	0,713
	2	3,8 (1,5)	3,8 (2,2)	9,7 (3,4)			
18, Ext + FLg + RAg	1	5,1 (5,7)	5,3 (4,0)	6,4 (2,7)	0,264	0,236	0,456
	2	4,1 (3,1)	4,0 (3,0)	6,4 (3,7)			
19, Flx + FLd + RAd	1	5,7 (2,3)	4,9 (3,0)	9,6 (5,3)	0,051	0,009*	0,319
	2	4,0 (1,8)	4,1 (1,6)	6,7 (3,1)			
20, Ext + FLd + RAd	1	7,4 (3,0)	5,4 (2,1)	6,2 (3,4)	0,175	0,295	0,276
	2	5,2 (3,4)	4,7 (2,5)	6,3 (2,2)			

N=10; Les valeurs sont exprimées en % d'erreur du moment de force; Test Post Hoc: Comparaisons par paires avec ajustement de Bonferroni; Mlat: Moments en flexion latérale; Mext: Moments en flexion/extension; Mrot: Moments en rotation axiale.

#### 4.5 L'EFFET DE LA TÂCHE SUR LE POURCENTAGE D'ERREUR

Le tableau 13 illustre les moyennes ainsi que les écarts-types de l'erreur enregistrée (% ERREUR) par les sujets, pour des efforts uni-, bi- et tri-axiaux regroupés comme les niveaux du facteur TÂCHE selon la direction de l'effort dans les plans sagittal (flexion ou extension), frontal (flexion latérale gauche ou droite) et transversal (rotation axiale gauche ou droite). Le facteur TÂCHE est significatif pour les quatre regroupements étudiés, principalement parce que l'erreur sur les trois composantes du moment pour les efforts uni-axiaux est significativement inférieure à celles des efforts bi-axiaux et tri-axiaux. Sauf pour les efforts regroupés sous « flexion +

droite », l'erreur enregistrée pour les trois composantes du moment est statistiquement similaire entre les efforts bi-axiaux. La comparaison statistique entre les niveaux du facteur TÂCHE (uni- vs bi- vs tri-axial) tient compte de la moyenne des trois composantes du moment et non de leurs valeurs individuelles. Ainsi, pour les efforts de type « flexion ou extension + gauche », l'erreur du patron tri-axial est significativement plus élevée que celles des patrons du même regroupement bi- (pour au moins une des deux possibilités) ou uni-axial.

Pour le facteur MOMENT, la composante du moment en rotation axiale (Mrot) est celle qui comprend le plus d'erreur. L'erreur sur la composante en rotation axiale (Mrot) est significativement plus élevée que celle sur la composante en flexion latérale (Mlat) à l'exception de la comparaison d'efforts dans le regroupement « extension + gauche » où le facteur MOMENT est significatif mais le post hoc ne détecte aucune différence (probablement par manque de puissance statistique). Pour tous les patrons bi- et tri-axiaux, l'erreur moyenne sur la composante en rotation axiale (Mrot) est toujours la plus élevée des trois composantes du moment. Malgré ce fait, l'erreur des patrons bi-axiaux ayant une flexion latérale semble répartie de manière plus uniforme sur les trois composantes du moment. L'interaction entre la TÂCHE et le MOMENT est significative dans tous les cas. Ceci indique que la pente de la progression de l'erreur d'un effort uni- vers le bi- puis le tri-axial (facteur TÂCHE) est différente selon le niveau du facteur MOMENT. De fait, cette progression est plus forte pour la rotation axiale (Mrot) que pour les autres composantes du moment de force.

TABLEAU 13

Moyennes, leurs écart-types et les résultats des ANOVAs pour l'évaluation des tâches

Type d'effort	Tâche	Moment			Anova		
		Mlat	Mext	Mrot	Tâche	Moment	TxM
Extension + gauche	Uni: Ext	0,6 (,2)	2,9 (2,2)	1,0 (,7)	<b>0,003*</b>	<b>0,014*</b>	<b>0,021*</b>
	Bi-1: Ext + FL g	2,8 (1,4)	3,3 (1,3)	4,2 (3,7)			
	Bi-2: Ext + RA g	1,6 (1,3)	2,6 (,8)	5,1 (2,2)			
	Tri: Ext, FL g, RA g	4,1 (3,1)	4,0 (3,0)	6,4 (3,7)			
	<b>Post-Hoc de Bonferroni</b>						
			Uni<Bi-1,Bi-2,Tri Bi-2<Tri				
Extension + droite	Uni:Ext	0,6 (,2)	2,9 (2,2)	1,0 (,7)	<b>0,000*</b>	<b>0,005*</b>	<b>0,005*</b>
	Bi-1: Ext + FL d	3,9 (1,8)	3,3 (1,9)	4,1 (2,6)			
	Bi-2: Ext + RA d	2,0 (1,4)	3,3 (1,6)	6,6 (1,9)			
	Tri: Ext, FL d, RA d	5,2 (3,4)	4,7 (2,5)	6,3 (2,2)			
	<b>Post-Hoc de Bonferroni</b>						
			Uni<Bi-1,Bi-2,Tri      Mlat<Mrot				
Flexion + gauche	Uni: Flx	0,6 (,2)	2,8 (2,2)	1,0 (,5)	<b>0,000*</b>	<b>0,000*</b>	<b>0,001*</b>
	Bi-1: Flx + FL g	3,2 (1,4)	3,1 (1,2)	3,9 (3,1)			
	Bi-2: Flx + RA g	1,4 (,8)	3,0 (1,9)	7,1 (3,1)			
	Tri: Flx, FL g, RA g	3,8 (1,5)	3,8 (2,2)	9,7 (3,4)			
	<b>Post-Hoc de Bonferroni</b>						
			Uni<Bi-1,Bi-2<Tri      Mlat,Mext<Mrot				
Flexion + droite	Uni: Flx	0,6 (,2)	2,8 (2,2)	1,0 (,5)	<b>0,000*</b>	<b>0,000*</b>	<b>0,000*</b>
	Bi-1: Flx + FL d	2,9 (1,2)	2,5 (1,0)	2,7 (2,0)			
	Bi-2: Flx + RA d	1,7 (1,0)	3,2 (1,9)	7,0 (2,0)			
	Tri: Flx, FL d, RA d	4,0 (1,8)	4,1 (1,6)	6,7 (3,1)			
	<b>Post-Hoc de Bonferroni</b>						
			Uni<Bi-1<Bi-2,Tri      Mlat<Mext<Mrot				

N=10; Les valeurs sont exprimées en % d'erreur de moment de force; Test Post Hoc: Comparaisons par paires avec ajustement de Bonferroni; Mlat: Moments en flexion latérale; Mext: Moments en flexion/extension; Mrot: Moments en rotation axiale.

---

## CINQUIÈME CHAPITRE

### DISCUSSION ET CONCLUSION

#### 5.1 DISCUSSION

Les principaux résultats de cette étude montrent que le contrôle des efforts isométriques du tronc, assisté par une rétroaction des moments de force exercés et ciblés au niveau de l'articulation L5/S1, est affecté par différents facteurs : l'intensité, la nature et la complexité de la tâche. Même lors d'efforts considérés sous-maximaux, allant jusqu'à 50% de la FMV, le pourcentage d'erreur entre le moment ciblé (rétroaction visuelle) et le moment exercé par le sujet augmente significativement plus l'intensité requise s'élève.

La nature et la complexité de la tâche, définie par le nombre et le type d'axes ou de plans anatomiques associés à l'effort, a eu un impact sur la qualité du contrôle des efforts du tronc. Les tâches réalisées dans plus d'un plan (bi-axial et tri-axial) ont eu pour effet de diminuer le contrôle de l'effort, puisqu'elles contenaient plus d'erreur sur les trois composantes du moment à L5/S1 (Mlat, Mext, Mrot) que celles réalisées dans un seul plan. Les patrons comprenant une composante d'effort en rotation axiale, qu'ils soient uni, bi ou tri-axial, semblaient être les plus difficiles à exécuter, menant à un pourcentage d'erreur plus élevé. Les résultats sont plus nuancés en ce qui concerne l'apprentissage intra-session et inter-session. Un apprentissage intra-session est observé à la première mais non à la seconde session. Les différences significatives indiquent que le premier essai est sans aucun doute le moins bien réussi, malgré la familiarisation, l'échauffement et la série d'efforts maximaux qui le précédait. La situation est plus complexe pour l'apprentissage inter-session, les efforts uni-axiaux montrant principalement un plafonnement de l'apprentissage au cours de la première session, ce qui n'était pas le cas pour les efforts bi- et tri-axiaux.

### 5.1.1 Limites de la recherche

Les sujets recrutés pour cette étude étaient des jeunes hommes âgés de 20 à 34 ans ayant un IMC inférieur à 28 kg/m<sup>2</sup>. Les données enregistrées pour ce groupe de sujets ne sont pas généralisables à d'autres types d'individus ayant entre autres un gabarit différent, un âge plus élevé ou souffrant de problèmes lombaires. Le nombre initial de sujets prévus pour cette étude était de 20, tel qu'expliqué dans la section 3.1 de la méthodologie. Des raisons logistiques ont entraîné une réduction de ce nombre à 12. Ce nombre est ensuite passé à 10 après que des données aberrantes aient été détectées pour 2 sujets lors des analyses préliminaires. Par conséquent, ce faible nombre de sujets a réduit la puissance prévue des tests statistiques et donc la capacité à détecter des effets statistiquement significatifs. Dans une moindre mesure, ce petit nombre de sujet ne favorise pas la généralisation des résultats, mais il faut être conscient qu'un échantillon de convenance ne permet pas de toute manière une telle généralisation.

Pour la question de l'apprentissage intra- et inter- sessions, deux limites sont à retenir. Premièrement, le nombre de séances expérimentales, fixé à 2, peut avoir limité la possibilité pour les sujets de s'ajuster ou de s'adapter ou de s'améliorer dans la production des efforts demandés. Un nombre plus grand de séances (3 à 5) aurait probablement permis de voir plafonner l'apprentissage. Cependant, le choix de deux séances est principalement justifié par la difficulté à conserver l'adhérence des sujets tout au long des expérimentations lorsque celles-ci sont (trop) nombreuses. Il faut rappeler que chaque séance prenait environ 3 heures et que le sujet était confiné dans le dynamomètre durant la majeure partie du temps. Deuxièmement, l'ordre d'exécution des efforts tel qu'exposé dans la section 3.3.2 n'était pas optimal pour favoriser l'apprentissage. En effet, la répétition d'une même paire de patrons 5 fois plutôt que répéter 5 fois la série de paires de patrons aurait regroupé les essais et probablement permis une meilleure amélioration d'un essai à l'autre.

Bien que de nombreuses précautions aient été prises pour assurer le confort des sujets lors des expérimentations, la configuration du dynamomètre tri-axial pour cette étude les plaçait dans une posture statique et contraignante durant environ 3 heures. Cette immobilisation prolongée peut avoir eu un effet sur le confort des sujets et la qualité des efforts isométriques qu'ils ont réalisé dans le dynamomètre, tant au niveau de la force appliquée qu'au niveau de la coordination des

contractions des muscles du tronc pour contrôler la direction (les composantes du moment) de l'effort.

### 5.1.2 Apprentissage intra- et inter- sessions

Les résultats obtenus concernant l'apprentissage intra-session permettent de rejeter la première hypothèse nulle pour la première session de mesures (facteur ESSAI toujours significatif) mais de l'accepter pour la seconde session (facteur ESSAI non significatif). Les premiers essais de chaque patron à la session 1 ont vraisemblablement été les moins bien réussis de tous les 10 essais cumulatifs des deux expérimentations. Au cours de la première session de mesures, les sujets ont poursuivi leur familiarisation avec l'appareillage et les efforts demandés. La réalisation d'une période de familiarisation, d'une période d'échauffement et de la série A (efforts maximaux) ne semble pas avoir permis aux sujets de faire plafonner suffisamment leur apprentissage pour réaliser avec un degré d'erreur minimal le premier essai d'un patron sous-maximal quelconque. Pour les moments en flexion latérale (Mlat) et en flexion-extension (Mext), seule l'erreur au cours de l'essai 1 était significativement supérieure à l'erreur d'essais suivants (5 et 2 respectivement), ce qui appuie l'explication ci-dessus. Malgré un  $p$  significatif pour le facteur ESSAI, et fort probablement par manque de puissance statistique, aucune différence n'a été détectée par le test post-hoc avec ajustement de Bonferroni entre les essais pour le moment en rotation axiale (Mrot). À la session 2, l'apprentissage est statistiquement inexistant, les sujets étant familiers avec la procédure et sachant à quoi s'attendre une fois positionnés dans le dynamomètre. De plus, la plupart des sujets étaient physiquement actifs (certains étaient membres d'équipes sportives de l'université), ce qui pourrait les avoir aidé non seulement à réussir leurs premiers essais, mais aussi à démontrer de très bonnes capacités d'apprentissage et d'adaptation. Comme mentionné dans les limites de l'étude: (1) une troisième session aurait pu aider à déterminer si l'apprentissage avait bel et bien plafonné ou s'il était possible pour les sujets de s'améliorer davantage et (2) la méthode choisie de répétition des essais n'était pas optimale pour faire plafonner l'apprentissage rapidement.

Les résultats sont plus complexes en ce qui concerne l'apprentissage inter-sessions (facteur SESSION). Pour les efforts uni-axiaux, la troisième hypothèse est majoritairement acceptée car parmi les 6 patrons uni-axiaux, seule la rotation axiale à gauche (RAg, patron 6) est significativement meilleure lors de la seconde session. Ceci semble indiquer que pour ces efforts

moins complexes, l'apprentissage des sujets plafonne lors de la première session. Le fait que les erreurs moyennes sont très petites à la première session vient appuyer cette interprétation. Pour les efforts bi-axiaux, les résultats sont plus partagés car 4 patrons sont significativement sensibles au facteur SESSION et 6 ne le sont pas. Pour les patrons où l'apprentissage inter-sessions est significatif, l'erreur moyenne diminue sur toutes les composantes du moment alors que pour les autres patrons, ce n'est généralement pas le cas. L'interprétation qui peut être faite pour les efforts bi-axiaux est qu'en moyenne les sujets n'ont pas été capables de s'améliorer significativement sur deux sessions pour 6 patrons sur 10. Ceci semble indiquer la nécessité de plus de temps de pratique (sessions additionnelles et/ou plus d'essais intra-session) pour les efforts bi-axiaux. Pour les efforts tri-axiaux, les résultats indiquent une seule amélioration significative à la seconde session et 3 qui ne le sont pas. En moyenne, les sujets semblent avoir plus de facilité à s'améliorer pour les patrons impliquant la flexion plutôt que l'extension. Pour les efforts tri-axiaux, la même interprétation que pour les efforts bi-axiaux peut être évoquée, soit le besoin de plus de temps de pratique pour s'améliorer. Dans le cas des efforts bi- et tri-axiaux, comme l'erreur a pu être réduite significativement pour certains patrons et n'a pas pu l'être pour d'autres, il est légitime de penser que l'apprentissage tel que mesuré par la réduction de l'erreur sur les composantes du moment à L5/S1 n'était pas complété pour les patrons dont l'erreur n'a pas changé.

Au meilleur de la connaissance de l'auteur, aucune étude ne s'est penchée sur l'apprentissage du contrôle d'efforts sous-maximaux du tronc, à part celle de Magnusson et al. (2008) dans laquelle les sujets étaient lombalgiques. Dans cette étude, l'utilisation du biofeedback, un type de rétroaction visuelle, couplé à des exercices de réadaptation, a permis aux sujets lombalgiques d'obtenir une plus grande amélioration du contrôle des efforts, en plus d'améliorer leur condition (réduction de la douleur, amélioration de la santé générale, amélioration de l'amplitude de mouvement). Les effets des exercices de réadaptation couplés à l'utilisation du biofeedback ont permis aux sujets de conserver leurs acquis, même 6 mois après l'intervention.

L'évaluation de l'apprentissage moteur dans un contexte sportif ou de réadaptation est très répandue. La pratique ou la répétition d'une ou plusieurs tâches dans le but d'améliorer sa performance à effectuer une tâche connexe est un concept bien connu (Turnham et al., 2012). Lorsqu'un effort quelconque est réalisé, le résultat de cet effort est analysé et comparé par le

système sensori-moteur au résultat visé (Wolpert et al., 2011). L'information contenue dans la comparaison entre ces deux résultantes (prédite vs réalisée) indique non seulement au système sensori-moteur la non-atteinte de l'objectif de l'effort, mais aussi de quelle façon la cible a été manquée (Wolpert et al., 2011).

### **5.1.3 L'effet de l'intensité de l'effort sur son contrôle**

La seconde hypothèse portant sur le facteur INTENSITÉ doit être rejetée puisque l'intensité de l'effort, exprimée en pourcentage de la force maximale volontaire, influence significativement le contrôle de celui-ci. Les résultats montrent que plus l'intensité de l'effort s'accroît, plus l'erreur (%ERREUR) est grande, peu importe la composante du moment (Mlat, Mext et Mrot). Le phénomène est observé pour les 2 sessions, l'erreur à 50% FMV étant significativement plus élevée que celles à 10% et à 30% FMV. Dans le cas du contrôle de la composante en rotation axiale (Mrot), la difficulté est telle que la différence est significative entre 10%, 30% et 50% de FMV à travers tous les types d'efforts. En accord avec Ng et al. (2001) et Mousavi et al. (2009), il semble clair que le contrôle des rotations axiales est complexe en termes d'activité musculaire puisqu'aucun muscle du tronc n'a de ligne d'action spécifiquement orientée pour produire un effort dans le plan transversal. Il devient donc nécessaire de coordonner plusieurs muscles synergistes pour réaliser ce type d'effort (Ng et al., 2001).

Les résultats obtenus dans cette étude rejoignent ceux de Mousavi et al. (2009); Sheikhzadeh et al. (2008); Reeves et al. (2008). Dans l'étude de Mousavi et al. (2009), où les efforts étaient de type uni et bi-axial, les pourcentages de la FMV comparés étaient de 30%, 60% et 100%. Ces derniers ont déterminé que l'erreur constante (différence entre le moment ciblé et réalisé) et la l'erreur en variabilité (mesure de la dispersion des moments réalisés) augmentaient plus l'intensité s'élevait et qu'elles étaient significativement différentes entre 30%, 60% et 100% de la FMV. L'étude de Sheikhzadeh et al. (2008) présente des résultats similaires, où l'erreur constante (« capability index ») était significativement différente entre 30%, 60% et 100% de FMV. Dans l'étude de Reeves et al. (2008), la variabilité de la force exercée, qui était observée à différents pourcentages de la FMV : 10%, 20%, 40%, 60% et 80%, s'accroissait plus l'intensité augmentait. Les efforts étaient de type uni-axial et réalisés uniquement dans le plan sagittal (flexion et extension).

Selon Mousavi et al. (2009), une baisse de la performance neuromusculaire pourrait expliquer la réduction du contrôle des efforts du tronc lorsque l'intensité s'élève. Plusieurs facteurs, comme la précision des commandes motrices, le nombre et la grosseur des muscles entourant l'articulation, leur nombre d'unités motrices et la présence de bruit dans le système moteur affectent la variabilité des moments de force articulaires lors d'efforts volontaires (Hamilton et al., 2004). La réduction des conséquences du bruit dans le contrôle moteur est une stratégie importante pour améliorer le contrôle moteur (Harris et Wolpert, 1998).

La plus grande variabilité (ou erreur) des moments de forces exercés à des intensités plus élevées pourrait être une cause importante de lombalgie (Mousavi et al., 2009), puisque le contrôle moteur du tronc est déjà exigeant et complexe, tel que décrit dans l'étude de Hodges et Moseley (2003). À cela s'ajoute l'asymétrie directionnelle de l'effort (effort qui ne sont pas effectués dans un des trois plans anatomiques) qui pourrait accentuer la baisse de contrôle de tels efforts (explications additionnelles dans la prochaine section).

#### 5.1.4 L'effet de la tâche sur le contrôle des efforts du tronc

Après l'analyse des résultats obtenus dans cette étude, la quatrième hypothèse statistique doit être rejetée. Il y a un effet significatif du facteur TÂCHE dans tous les regroupements comparés sur l'erreur (%ERREUR), les efforts de type uni-axial (série B) étant mieux contrôlés que ceux de types bi-axial (série C) et tri-axial (série D). Il en résulte que les efforts effectués dans plus d'un plan à la fois sont plus difficiles à réaliser avec précision. Cependant, les erreurs sur les composantes des efforts tri-axiaux ne sont pas toujours significativement plus élevées que celles des efforts bi-axiaux. Les efforts de la seconde session effectués à 30% FMV ont servi pour ces analyses statistiques et, comme expliqué précédemment dans la section sur l'apprentissage inter-sessions, les efforts bi- et tri-axiaux n'ont pas plafonné en termes d'apprentissage avec 2 sessions expérimentales. Il est plausible de penser que les écarts pourraient se creuser entre les efforts bi- et tri-axiaux si plus de sessions expérimentales (donc plus de pratique) étaient effectuées. La composante en rotation axiale (Mrot) semble être la première source de difficulté puisque le contrôle de son erreur est généralement moins bon que celui des deux autres composantes (Mlat et Mext).

Un nombre intéressant d'études ont été réalisées récemment sur les efforts couplés du tronc (Kumar et al., 2001; 2006, Perez et Nussbaum, 2002; Arjmand et al., 2008; Sheikhzadeh et al., 2008; Mousavi et al., 2009; Talebian et al., 2010). Peu d'études se sont cependant penchées sur le contrôle de l'effort du tronc (Sheikhzadeh et al., 2008; Mousavi et al., 2009). Au meilleur de la connaissance de l'auteur, aucune étude à ce jour n'a étudié les efforts tri-axiaux du tronc en rapport avec leur contrôle. La présente étude aborde donc un champ peu exploré dans le domaine de la biomécanique occupationnelle. Les résultats de cette étude concordent avec ceux de Sheikhzadeh et al. (2008) et Mousavi et al. (2009) dans lesquelles l'erreur (la difficulté de contrôler l'effort) était plus élevée lors d'efforts bi-axiaux et d'efforts comprenant une composante en rotation axiale, comparativement à des efforts uni-axiaux de flexion et d'extension.

Un grand nombre de muscles sont recrutés lors d'efforts asymétriques, puisqu'un grand nombre d'entre eux participent à l'activité antagoniste (Granata et Wilson, 2001) et, pourrions-nous ajouter, à l'activité synergiste requise. Plus le nombre de muscles recrutés s'élève, plus il y a co-activation musculaire (Lavender et al., 1992). Un plus grand niveau de co-activité musculaire lombaire, ce qui est généralement observé dans les efforts bi-axiaux, pourrait causer une augmentation de la surcharge lombaire (Arjmand et al., 2006; Sheikhzadeh et al., 2008). De plus, une augmentation de la co-activation pourrait nuire au contrôle neuromusculaire lombaire en causant une plus grande variabilité dans la production de force musculaire (Hamilton et al., 2004; Mousavi et al., 2009).

Il va de soi que les efforts tri-axiaux représentent un facteur potentiel de risque de lombalgie. Premièrement, les résultats de la présente étude illustrent le niveau de difficulté élevé requis pour réaliser avec précision les patrons tri-axiaux. L'erreur (%ERREUR) des efforts tri-axiaux était du même niveau ou plus élevée que celle des efforts bi-axiaux. Le contrôle des efforts du tronc est donc réduit lors d'efforts plus complexes impliquant des patrons tri-axiaux et ceux comprenant plus spécifiquement de la rotation axiale. Deuxièmement, il est possible de spéculer que la co-activation musculaire est plus élevée lorsque l'effort comprend une composante en rotation axiale, en flexion latérale et en extension/flexion. Les résultats des analyses EMG de l'étude, qui feront l'objet d'analyses ultérieures, aideront à identifier les stratégies musculaires déployées et les ajustements mis en place pour réaliser chacun des 20 patrons effectués.

## 5.2 CONCLUSION

Dans la situation isométrique étudiée dans la présente étude visant le contrôle des efforts du tronc en position debout, l'erreur calculée entre le moment demandé par la rétroaction visuelle et le moment réalisé par le sujet est influencée par différents facteurs. Bien que l'apprentissage de ce contrôle puisse se réaliser à l'intérieur d'une session pour la majorité des efforts les plus simples (uni-axiaux), il ressort que deux sessions ne soient pas suffisantes pour stabiliser l'apprentissage pour les efforts plus complexes (bi- et tri-axiaux). En concordance avec des études récentes, une hausse de l'intensité de l'effort, même sous-maximale (jusqu'à 50% de FMV), amène une diminution significative de la capacité à contrôler ces efforts. Le niveau d'asymétrie quant à la direction résultante de l'effort affecte à différents niveaux la précision des moments de force réalisés par rapport à ceux demandés. Plus le nombre d'axes (ou de plans) anatomiques en jeu s'élève, plus la tâche devient difficile à coordonner.

Il est clair que d'autres études sont nécessaires pour approfondir l'analyse des efforts du tronc, plus spécialement les efforts les plus complexes (bi- et tri-axiaux) dans un contexte isométrique au départ, puis isotonique par la suite. L'impact des efforts qui ne sont pas effectués dans un seul plan anatomique (bi- et tri-axiaux), efforts qui sont présents dans la vie de tous les jours, est encore peu connu et documenté. L'incapacité à effectuer avec un contrôle adéquat ce genre d'effort pourrait-elle être reliée à un risque potentiel accru de lombalgie? Qu'est-ce qui pourrait être considéré comme un contrôle adéquat pour ce genre d'effort? Quel est le temps requis (combinaison du nombre de répétitions et de sessions de pratique) pour apprendre à effectuer de tels efforts? Qui plus est, les efforts de la vie courante impliquent des changements de direction qui pourraient être étudiés en simulant des patrons de poursuite de cible (parcours facile versus difficile) en termes de moment de force.

Les efforts maximaux requis dans ce genre de protocole sont difficiles à réaliser pour des sujets asymptomatiques. Un protocole limitant ce type d'efforts permettrait de comparer des personnes saines et lombalgiques sur la base de leur capacité de contrôle des efforts du tronc. Dans l'éventualité où les pistes de recherche évoquées ici se confirmeraient et une fois le protocole et l'instrumentation adéquatement simplifiés, l'évaluation et le suivi de la condition neuromusculaire et de la rééducation des personnes lombalgiques pourrait être envisagé.

## RÉFÉRENCES

Arjmand, N. & Shirazi-Adl, A. (2006). Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal of Biomechanics*, 39, 510-521.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Bazrgari, B. (2006). Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, 21, 668-675.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2008). Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. *Clinical Biomechanics*, 23(8), 969-978.

Baratta, R.V., Zhou, B., Solomonow, M., & D'Ambrosia, R.D. (1998). Force feedback control of motor unit recruitment in isometric muscle. *Journal of Biomechanics*, 31(5), 469-478.

Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams and Wilkins.

Brown, S.H., & McGill, S.M. (2008) Co-activation alters the linear versus non-linear impression of the EMG-torque relationship of trunk muscles. *Journal of Biomechanics*, 41(3), 491-497.

Cats-Baril, W.L., & Frymoyer, J.W. (1991) Identifying patients at risk of becoming disabled because of low-back pain. The Vermont rehabilitation engineering center predictive model. *Spine*, 16, 605-607.

CCHST Canada: <http://www.cchst.ca/oshanswers/diseases/rmirsi.html> (consulté le 26 juillet 2010)

Centers for Disease Control and Prevention. Prevalence of disabilities and associated health conditions among adults—États-Unis, 1999. *JAMA*, 2001; 285(12):1571-1572.

Cholewicki, J., McGill, S.M. (1996) Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 11, 1-15.

Cholewicki, J., Panjabi, M.M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22(19), 2207-2212.

Cholewicki, J., Silfies, S.P., Shah, R.A., et al. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 30, 2614-2620.

Cholewicki, J., Simons, A.P.D., Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, 33, 1377-1385.

**CSST: Un mal sournois, TMS : troubles musculo-squelettiques (2000)**

Lien: [http://www.csst.qc.ca/publications/500/Documents/dc\\_500\\_234.pdf](http://www.csst.qc.ca/publications/500/Documents/dc_500_234.pdf) (consulté le 23 mai 2012)

**CSST : Statistiques sur les affections vertébrales (2005-2008)**

Lien : [http://www.csst.qc.ca/publications/300/DC\\_300\\_274.htm](http://www.csst.qc.ca/publications/300/DC_300_274.htm) (consulté le 26 juillet 2010)

Dankaerts, W., O'Sullivan, P.B., Burnett, A.F., Straker, L.M., & Danneels, L.A. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 333-342.

Davis, K.G., Marras, W.S. (2000) The effects of motion on trunk biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 15, 703–717.

DeFoa, J.L., Forrest, W.J. & Biedermann, H.J. (1989). Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *Journal of Anatomy*, 163, 243-247.

De Luca, C.J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.

Ehrlich, G.E. (2003). Low back pain. *Bulletin of the World Health Organization*, 81, 671-676.

Fathallah, F.A., Marras, W.S., & Parnianpour, M., (1998). The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. *Spine*, 23 (9), 1035-1042.

Elders, L.A., Heinrich, J., Burdorf, A. (2003). Risk factors for sickness absence because of low back pain among scaffolders: a 3-year follow-up study. *Spine*, 28, 1340–1346.

Ferguson, S.A. & Marras, W.S., (1997). A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical Biomechanics*, 12, 211–226.

Gardner-Morse, M.G., Stokes, I.A.F., & Laible, J.P., (1995). Role of muscles in lumbar stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 802–808.

Garg, A. & Badger, D (1986). Maximum acceptable weights and maximum voluntary isometric strengths for asymmetric lifting. *Ergonomics*, 29, 879-92.

Garg A., & Banaag J (1988). Maximum acceptable weights, heart rates and RPEs for one hour's repetitive asymmetric lifting. *Ergonomics*. 31, 77-96.

Granata, K.P., Lee, P.E., & Franklin, T.C. (2005). Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, 20(10), 1029-1037.

Granata, K.P., & Marras, W.S. (1995) The influence of trunk muscle coactivity upon dynamic spinal loads. *Spine*, 20, 913-919.

Granata, K.P. & Marras, W.S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25(11), 1398-404.

Granata K.P., & Wilson S.E. (2001). Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics*, 16, 650-659.

- Hamilton, A.F., Jones, K.E., Wolpert, D.M. (2004). The scaling of motor noise with muscle size and motor unit number. *Experimental Brain Research*, 157, 417-430.
- Harris, C.M., Wolpert, D.M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394, 780-784.
- Hartvigsen, J., Bakketeig, L.S., Leboeuf-Y,de C., et al. (2001). The association between physical workload and low back pain clouded by the 'healthy worker' effect: population-based cross-sectional and 5-year prospective questionnaire study. *Spine*, 26:1788-1792.
- Hicks, G.S., Duddleston, D.N., Russell, L.D., et al., (2002). Low back pain. *The American Journal of the Medical Sciences*, 324 (4), 207-211.
- Hodges, P.W., Moseley, G.L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 361-370.
- Hodges, P.W., Richardson, C.A. (1996) Inefficient muscular stabilisation of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21, 2640-2650.
- Hoogendoorn W.E., Bongers P.M., de Vet H.C., et al. (2000). Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study. *Spine*, 25,3087-92.
- Katz, J.N. (2006). Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. *Journal of Bone and Joint Surgery America*, 88( 2), 21-24.
- Keating, J.L., & Matyas, T.A. (1996). The Influence of Subject and Test Design on Dynamometric Measurements of Extremity Muscles. *Physical Therapy*, 76, 866-889.
- Kelsey, J.L., Githens, P.B., White, A.A. III, et al. (1984). An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc. *Journal of Orthopaedic Research*, 2, 61-66.
- Kopec, J.A., Sayre, E.C., & Esdaile, J.M. (2004). Predictors of back pain in a general population cohort. *Spine* , 29(1), 70-77.
- Kumar, S. (1996a). EMG Interpretation. In S.Kumar et A. Mital. *Electromyography in ergonomics* (p.1-50). Londres: Taylor & Francis Ltd.
- Kumar, S., Narayan, Y., & Zedka, M. (1996b). An electromyographic study of unresisted trunk rotation with normal velocity among healthy subjects. *Spine*, 21(13), 1500-1512.
- Kumar, S., Narayan, Y., & Garand, D. (2003). An electromyographic study of isokinetic axial rotation in young adults. *Spine Journal*, 3(1), 46-54.

- Kumar, S. & Narayan, Y. (2001). Torque and EMG in isometric graded flexion-rotation and extension-rotation. *Ergonomics*, 44(8), 795-813.
- Kumar, S. & Narayan, Y. (2006). Torque and EMG in rotation extension of the torso from pre-rotated and flexed postures. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 920-931.
- Lariviere, C., Gagnon, D., & Genest, K. (2009) Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. *Journal of Biomechanics*, 42, 1498-1505.
- Lariviere, C., Gagnon, D., Gravel, D., et al. (2001). A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clinical Biomechanics*, 16, 80-83.
- Lavender, S.A., Trafimow, J., Andersson, G.B. et al. (1994). Trunk muscle activation: the effects of torso flexion, moment direction, and moment magnitude. *Spine*, 19, 771-778.
- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., Andersson, G.B., Hafezi, A., & Shin, C.C. (1992a). Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(5), 691-700.
- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., Hafezi, A., Andersson, G.B., Chaffin, D.B., & Hughes, R.E. (1992b). Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. *Human Factors*, 34(2), 239-247.
- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., & Andersson, G.B. (1993). Trunk muscle activation and cocontraction while resisting applied moments in a twisted posture. *Ergonomics*, 36(10), 1145-1157.
- Lavender, S.A., Chen, I.H., Trafimow, J., & Andersson, G.B. (1995). The effects of lateral trunk bending on muscle recruitments when resisting nonsagittally symmetric bending moments. *Spine*, 20(2), 184-190.
- Maganaris, .CN., & Baltzopoulos, V. (1999). Predictability of in vivo changes in pennation angle of human tibialis anterior muscle from rest to maximum isometric dorsiflexion. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(3), 294-297.
- Magnusson, M.L., Chow, D.H., Diamandopoulos. Z., Pope, M.H. (2008). Motor Control Learning in Chronic Low Back Pain. *Spine*, 33 (16), E532-E538.
- Manek, N.J. & MacGregor, A.J. (2005). Epidemiology of back disorders: prevalence, risk factors, and prognosis. *Current Opinion in Rheumatology*, 17,134-140.
- Manning, D.P., Mitchell, R.G., Blanchfield, L.P. (1984). Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. *Spine*, 9, 734-739.
- Manning, D.P., Shannon, H.S. (1981). Slipping accidents causing low-back pain in a gearbox factory. *Spine*, 6, 70-72.

- Marras, W.S., Allread, W.G., Burr, D.L., et al. (2000). Prospective validation of a low-back disorder risk model and assessment of ergonomic interventions associated with manual materials handling tasks. *Ergonomics*, 43, 1866-1886.
- Marras W.S., Davis K.G., & Granata K.P. (1998) Trunk muscle activities during asymmetric twisting motions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8 , 247-256.
- Marras, W.S. & Granata, K.P. (1995a). A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. *Spine*, 20, 1440-1451.
- Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Fathallah, F.A., Ferguson, S.A., Allread, W.G., Rajulu, S.L.(1995b). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38,377-410.
- Marras, W.S. & Granata, K.P. (1997). Spine loading during trunk lateral bending motions. *Journal of Biomechanics*, 30(7), 697-703.
- Marras, W.S. & Mirka, G.A. (1989). A trunk strength during asymmetric trunk motion. *Human Factors*, 31, 667–677.
- McGill, S.M. & Hoodless, K. (1990). Measured and modelled static and dynamic axial trunk torsion during twisting in males and females. *Journal of Biomedical Engineering*, 12(5), 403-409.
- McGill, S.M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(1), 91-103.
- McGill, S. M. (1992). A myoelectrically based dynamic three dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *Journal of Biomechanics*, 25, 395-414.
- McGill, S.M. (1996). A revised anatomical model of the abdominal musculature for torso flexion efforts. *Journal of Biomechanics*, 29, 973–977.
- McPhillips-Tangum, C.A., Cherkin, D.C., Rhodes, L.A. & Markham, C. (1998). Reasons for repeated medical visits among patients with chronic back pain. *Journal of General Internal Medicine*, 13, 289-295.
- Merletti, R., Knaflitz, M., & De Luca, C.J.(1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 69(5), 1810-1820.
- Merletti, R., Lo Conte, L., Avignone, E., & Guglielminotti, P. (1999) Modeling of surface myoelectric signals–Part I: model implementation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(7),810-820.

Mousavi, S.J., Olyaei, G.R., Talebian, S., et al. (2009). The Effect of Angle and Level of Exertion on Trunk Neuromuscular Performance During Multidirectional Isometric Activities. *Spine*, 34, 170-177.

Ng, J.K., Parnianpour, M., Kippers, V., & Richardson, C.A. (2003a). Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clinical Neurophysiology*, 114(12),

Ng, J.K., Parnianpour, M., Richardson, C.A., & Kippers, V. (2001). Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(3), 463-471.

Ng, J.K., Parnianpour, M., Richardson, C.A., & Kippers, V. (2003b). Effect of fatigue on torque output and electromyographic measures of trunk muscles during isometric axial rotation. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(3), 374-381.

Ng, J.K., Richardson, C.A., Parnianpour, M., & Kippers, V. (2002a). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(1), 112-121.

Ng, J.K., Richardson, C.A., Parnianpour, M., & Kippers, V. (2002b). Fatigue-related changes in torque output and electromyographic parameters of trunk muscles during isometric axial rotation exertion: an investigation in patients with back pain and in healthy subjects. *Spine*, 27(6), 637-646.

NINDS: [http://www.ninds.nih.gov/disorders/backpain/detail\\_backpain.htm](http://www.ninds.nih.gov/disorders/backpain/detail_backpain.htm) (consulté le 26 juillet 2010)

Noone, G., Mazumdar, J., Ghista, D. N. & Tansley, G. D. (1993) Asymmetrical loads and lateral bending of the human spine. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 31, 131 -136.

Panjabi, M.M. (1992) The stabilizing system of the spine: I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 383-389.

Parnianpour, M., Nordin, M., Kahanovitz, N., Frankel, V. (1988). The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. *Spine*, 13, 982-992.

Perez, M., Nussbaum, M.A. (2002). Lower torso muscle activation patterns for high magnitude static exertions: gender differences and the effects of twisting. *Spine*, 27:1326-1335.

Pope, M.H., Andersson, G.B., Broman, H., Svensson, M., & Zetterberg, C. (1986). Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(3), 288-297.

- Pope M.H., Svensson M., Anderson G.B.J., Broman H., & Zetterberg C (1987). The role of prerotation of the trunk in axial twisting efforts. *Spine*, 12, 1041-1045.
- Reeves N.P., Cholewicki J., Milner T., et al (2008). Trunk antagonistic co-activation is associated with impaired neuromuscular performance. *Experimental Brain Research*, 188, 457-63.
- Roy, S.H., De Luca, C.J., Casavant, D.A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14, 992-1001.
- Rubin, D.I. (2007). Epidemiology and risk factors for spine pain. *Neurologic Clinics*, 25(2), 353-371.
- Schaffer, H. (1982). Back injuries associated with lifting. *Bulletin 2144*. Washington, DC: Department of Labor, Bureau of Labor Statistics; 1-20.
- Sheikhzadeh, A., Parnianpour, M., & Nordin, M. (2008). Capability and recruitment patterns of trunk during isometric uniaxial and biaxial upright exertion. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 527-535.
- Schultz SE, & Kopec JA. (2003) Impact of chronic conditions. *Health Reports*, 14 (4), 41-53. [Statistics Canada, Catalogue 82-003].
- Solomonow, M., Baratta, R., Shoji, H., & D'Ambrosia, R.D. (1986) The myoelectric signal of electrically stimulated muscle during recruitment: an inherent feedback parameter for a closed-loop control scheme. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 33(8), 735-45.
- Song Y.W., & Chung M.K (2004). Quantitative assessment of trunk muscle coactivation in sub-maximal isometric exertion tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34, 13-20.
- Song Y.W., & Chung M.K (2007). Coactivation levels induced by trunk muscles under isometric complex moment loading conditions. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37, 461-469.
- Sparto, P.J. & Parnianpour, M. (1999). An electromyography-assisted model to estimate trunk muscle forces during fatiguing repetitive trunk exertions. *Journal of Spinal Disorders*, 12 (6), 509-518.
- Sparto, P.J., Parnianpour, M., Marras, W., et al. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25, 3-12.
- Spitzer, W.O. (1987). Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders: A monograph for clinicians. Report for the Quebec Task Force on Spinal Disorders. *Spine*, 12 (7), 1-59.

Staudenmann, D., Kingma, I., Daffertshofer, A., Stegeman, D.F., & van Dieën, J.H. (2006) Improving EMG-based muscle force estimation by using a high-density EMG grid and principal component analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53 (4), 712-719.

Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D.K., & van Dieën, J.H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 375–387.

Stokes, I.A., & Gardner-Morse, M. (1995). Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. *Journal of Biomechanics*, 28, 173-186.

Talebian, S., Mousavi, S.J., Olyaei, G.R., Sanjari, M.A., Parnianpour, M. (2010). The effect of exertion level on activation patterns and variability of trunk muscles during multidirectional isometric activities in upright posture. *Spine*, 35 (11), E443-E451.

Thelen, D.G., Schultz, A.B., & Ashton-Miller, J.A. (1995). Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(3), 390-398.

Turnham, E. J. A., Braun, D.A., Wolpert D. M. (2012). Facilitation of learning induced by both random and gradual visuomotor task variation. *Journal of Neurophysiology*. 107, 1111--1122.

Winter DA (1996). EMG Interpretation. In S.Kumar et A. Mital. *Electromyography in ergonomics* (p.109-126). Londres: Taylor & Francis Ltd.

Wipf, J.E., & Deyo, R.A. (1995). Low back pain. *Medical Clinics of North America*, 79, 231-46.

Wolpert, D. M., Diedrichsen, J., Flanagan, J.R. (2011). Principles of sensorimotor learning. *Neuroscience*. 12, 739-751.

## ANNEXE A - Procédures pour prise des mesures anthropométriques

Sujet : \_\_\_\_\_ Date : \_\_\_\_\_

MESURE	Technique particulière	I	II	X
Masse (kg)	Sans les souliers		/	/
<b>TOISE</b>	<b>(mesures de hauteur)</b>			
Taille (m)	Appuyé contre un mur, inspiration			
Hauteur trochanter	/			
Hauteur ASIS	/			
Hauteur L5/S1	/			
Hauteur T12/L1	/			
Hauteur apophyse C7	/			
<b>RUBAN A MESURER</b>	<b>(mesures de circonférence)</b>			
Cheville	Autour malléoles			
Mollet	Circ. maximale			
Genou	Hauteur épicondyles			
Cuisse	Juste sous la fesse droite			
Hanches	Hauteur trochanters			
L5/S1				
Waist	Entre côtes et crêtes iliaques			
T12/L1				
Poitrine	Hauteur mamelons			
Épaule	Circ. maximale			
Biceps				
Avant-bras				
Poignet				
<b>SLIDING CALLIPER</b>	<b>(mesures de largeur)</b>			
Largeur genou	Inter-épicondyles (fémur)			
Largeur hanches	Hauteur trochanters			
Largeur ASIS	/			
DAP ASIS-PSIS	/			
Largeur thorax à L5/S1				
DAP L5/S1				
Largeur thorax à T12/L1				
DAP T12/L1				
Largeur thorax	Hauteur mamelons (grand dorsal)			
DAP thorax	Hauteur mamelons			
Largeur acromions	Largeur épaules aux acromions			
Largeur coude	Inter-épicondyles (humérus)			

Poursuivre la procédure en se rendant au **point 1) de l'Annexe B**

## ANNEXE B - Procédures pour l'ajustement du sujet dans le dynamomètre

---

**\*\*\* Note :** - Utiliser les **photos (3)** du cadre du dynamomètre pour avoir une représentation graphique de tous les ajustements nécessaires.

- 1- Marquage de **T4** et de **L5-S1** latéralement (50% entre EIAS et EIPS à 1,5 cm au-dessus de ASIS).  
Au niveau de T4, marquer également le **derrière des épaules** nécessaire pour l'ajustement en hauteur de la plate-forme de force (PFD).
  - 2- Déterminer le nombre de **planches** nécessaires au sujet pour qu'il soit en position semi-assise confortable, le siège doit être monté presque au maximum. La marque au niveau de **L5-S1** devrait être au **niveau du coussin lombo-sacré** et un ajustement du siège en hauteur peut être nécessaire.
  - 3- Le sujet s'appuie sur le coussin de la PFD au niveau du dos afin d'**ajuster**, en premier lieu, la **distance antéropostérieure** des **coussins des épaules**. L'ajustement doit se faire avec le sujet dans sa **position naturelle**.
  - 4- Avec le coussin lombo-sacré et le siège à la **position zéro** en antéropostérieur, **déterminer** la mesure de **Lx**. Ensuite, **avancer** de la **même distance**, le **coussin lombo-sacré** et le **siège** afin que **L5-S1** soit **verticalement aligné** avec le **centre des épaules**.  
(ex : mesure ant-post. Épaules = 24 cm et Lx = 20 cm, avancer de 4 cm le coussin lombo-sacré et le siège. Lx = 24 cm après l'ajustement)
  - 5- Puisque nous avons avancé le sujet, ajouter des **blocs d'appuis** derrière les **talons** pour **compenser la distance**. Ajouter approximativement la même épaisseur de blocs que la distance dont le sujet est avancé.
  - 6- Procéder maintenant à la **pose des électrodes** selon la procédure (**Annexe D**).
  - 7- Poursuivre l'ajustement en fixant la **stabilisation** au niveau des **genoux** en appuyant ceux-ci contre les coussins.
  - 8- **Fixer** fortement le **bassin** avec les coussins stabilisateurs (le sujet ne devrait pas être en mesure de bouger le bassin). S'assurer d'avoir les mêmes mesures de chaque côté pour que le sujet soit **centré latéralement** (mêmes mesures des deux côtés).
  - 9- **Vérifier** si la **marque** au niveau de **L5-S1** est toujours visible tout juste au-dessus du **coussin lombo-sacré**. Si ce n'est pas le cas, modifier la hauteur du siège et/ou diminuer l'angle aux genoux en réajustant la stabilisation à ce niveau et fixer le bassin.
-

---

10- Ajuster la **hauteur** du **coussin de la PFD** afin que le milieu de celui-ci coïncide avec la marque des épaules au niveau de **T4**.

11- Ajuster **latéralement** les **coussins des épaules**, sans être trop serré, et vérifier si le sujet est bien **centré latéralement** (mêmes mesures des deux côtés + marque sur la planche de bois au niveau de la PFD).

12- **Fixer** le tronc à l'aide de la **barre avant**, sans être trop serré.

13- Aligner les deux **pointeurs** respectivement sur le **centre** de la **plate-forme** du dynamomètre (en hauteur) et sur la **planche** du coussin lombo-sacré. Prendre la mesure sur la règle et ajouter 2 cm à cette **mesure** pour donner **Lz**. (Le 2 cm supplémentaire correspond à la hauteur entre le pointeur (niveau de la planche + rayon du pointeur) et L5-S1).

14- Prise en **note** de toutes les **mesures** (**Annexe C**).

15- **Inscrire** les données des **bras de levier** dans l'interface **Labview**.

16- **Poursuivre** la procédure en se rendant au point **2. Préparation à l'acquisition** de la **feuille de route**.

---

## ANNEXE C - Données individuelles requises pour chaque séance

---

Sujet : \_\_\_\_\_ Date : \_\_\_\_\_

---

Nombres de planches :

Nombres de blocs aux talons :

Épaules (ant-post) :

Épaules (lat) :

Coussin lombo-sacré (ant-post) :

Siège (hauteur) :

Siège (ant-post) :

Genoux (ant-post) :

Bassin (lat) :

Bassin (ant-post) :

Plate-forme du dynamomètre (hauteur) :

Barre avant (ant-post) :

Lx :

Lz :

## ANNEXE D - Position de chaque électrode de surface

- \*\*\* Note : - **Raser** les régions de la peau où les électrodes seront présentes, si nécessaire.  
 - Faire les **marques** pour la position des électrodes avec le **sujet debout**.  
 - **Nettoyer** avec de l'**alcool** les régions de la peau où une électrode sera posée.

Canaux (G - D)	Muscles	Position
1 - 2	Multifide (De Foa, 1989)	À la hauteur de l'apophyse épineuse de L5, le long de la ligne joignant la pointe caudale de l'épine iliaque postéro-supérieure et l'espace entre les apophyses épineuses de L1 et L2.
3 - 4	Iliocostal (De Foa, 1989)	À la hauteur de l'apophyse épineuse de L3, à 6,5 cm de la colonne vertébrale, orienté le long de la ligne joignant l'épine iliaque postéro-supérieure et le bord latéral de l'iliocostal au niveau de la 12 <sup>e</sup> côte (palper le muscle).
5 - 6	Longissimus (inférieur) (De Foa, 1989)	À la hauteur de l'apophyse épineuse de L1, sur le ventre du muscle, approximativement à 3 cm de la colonne vertébrale
7 - 8	Longissimus (supérieur) (De Foa, 1989)	À la hauteur de l'apophyse épineuse de T10, sur le ventre du muscle, approximativement à 6 cm de la colonne vertébrale
9 - 10	Grand droit de l'abdomen (McGill, 1991)	À la hauteur du nombril, 3 cm de chaque côté de la ligne médiane de l'abdomen
11 - 12	Obliques externes (McGill, 1991)	À la hauteur du nombril, vis-à-vis la ligne verticale passant par le mamelon. Angle de 45° vers l'extérieur ( \ / )
13 - 14	Obliques internes (Thelen et al., 1996)	À 2 cm sous l'épine iliaque antéro-supérieure et 5 cm vers la ligne médiane de l'abdomen. Angle de 180° (orienté horizontalement)
Ø	Électrode de référence	Apophyse épineuse de C7

**Poursuivre la procédure en se rendant au point 7) de l'Annexe B**



## ANNEXE F - Feuille de route - collecte de données

Étude exploratoire du contrôle d'efforts isométriques graduels simples et complexes du tronc.

Sujet : \_\_\_\_\_ séance : \_\_\_\_\_ date/heure : \_\_\_\_\_

---

### 1. Procédures

- 1) Ouvrir l'**amplificateur 1 heure** avant l'acquisition.
- 2) Ouvrir MATLAB.
- 3) Charger les données .exp et à partir du répertoire X:\
- 4) Imprimer les fichiers .txt pour les séries B à D
- 5) Ouvrir le programme Labview **FATIGUE3d.LLB** dans le répertoire D:\biomecocc
- 6) **Démarrer le programme** d'abord et charger ensuite le fichier de configuration **Config retro.CFG** pour charger les différents paramètres nécessaire au programme.
- 7) **Changer le code** (3 chiffres) dans le programme pour bien identifier le sujet ainsi que la séance (les 3 premiers chiffres des fichiers de donnés, (ex : 011) et **modifier le chemin** pour que la collecte de données qui va suivre enregistre les fichiers dans le bon dossier

<b>*** Étapes à compléter seulement lors de la séance #1 ***</b>
--

- |  |                          |
|--|--------------------------|
| 1) Remplir les formulaires : <b>Q-AAP</b> et <b>formulaire de consentement</b> | <input type="checkbox"/> |
| 2) Prises des <b>mesures anthropométriques</b> (Annexe A)                      | <input type="checkbox"/> |
| 3) Procédures pour <b>ajustement du dynamomètre</b> (Annexe B)                 | <input type="checkbox"/> |

<b>*** Étapes à compléter à toutes les séances ***</b>
--

- 1) **Poser les électrodes** sur le sujet selon la procédure de pose des électrodes (Annexe D)
- 2) **Ajuster** le cadre du **dynamomètre** (mesures notées dans l'Annexe C si séance #2 et plus)

3) **Installer le sujet** dans le dynamomètre

4) Inscrire la valeur des **bras de levier** du sujet dans l'interface Labview

---

## **2. Préparation à l'acquisition**

\*\*\* **Ouvrir l'EMG** et brancher l'électrode de référence ainsi que le connecteur de l'EMG au boîtier.

### **Vérification Signaux**

(10s / valider les valeurs enregistrées par l'EMG)

### **Échauffement**

(2 contractions pour les 3 directions : Extension (E) / Flexion (F) / Flexion Latérale droite (FLd) / Flexion Latérale gauche (FLg) / Rotation Axiale droite (RA<sub>d</sub>) / Rotation Axiale gauche (RA<sub>g</sub>)  
2X de suite chaque paire de direction)

Paramètres Labview : [Continu / ≠ sauvegarder / valeurs max : 100 Nm (E + F); 75 Nm (FL); 50 (RA)]

---

## **3. Acquisition**

\*\*\* Tirage au sort de l'ordre des types d'efforts : **Carré Latin**

### **MVC : E - F**

(8s chaque effort avec 120s de repos entre les essais ; 1 absolu et 4 Baratta)

Paramètres Labview : [essai 1 / continu / auto / Rétroaction : E-F / 1<sup>er</sup> essai : Automax + Absolu / Baratta

**Max** : 400 Nm (E) 300 Nm (F) 250 Nm (FL) 150 Nm (RA)]

----- **Calibrer** l'amplificateur afin que les lumières s'éteignent : sujet en position d'effort neutre.

----- Faire **Ligne de base** dans l'interface Labview pour enregistrer les valeurs de la position neutre.

Essai #	Maximum (Nm)	
	E	F
1		
≠ absolu 2		
3		
4		
5		

### MVC : FLd – FLg

(8s chaque effort avec 120s de repos entre les essais ; 1 absolu et 4 Baratta)

Paramètres Labview : [essai 1 / continu / auto / Rétroaction : FL / 1<sup>er</sup> essai : Automax + Absolu / Baratta

**Max** : 400 Nm (E) 300 Nm (F) 250 Nm (FL) 150 Nm (RA)]

----- **Calibrer** l'amplificateur afin que les lumières s'éteignent : sujet en position d'effort neutre.

----- Faire **Ligne de base** dans l'interface Labview pour enregistrer les valeurs de la position neutre.

Essai #	Maximum (Nm)	
	FLd	FLg
1		
≠ absolu 2		
3		
4		
5		

## MVC : RAd – RAg

(8s chaque effort avec 120s de repos entre les essais ; 1 absolu et 4 Baratta)

Paramètres Labview : [essai 1 / continu / auto / Rétroaction : RA / 1<sup>er</sup> essai : Automax + Absolu / Baratta

Max : 400 Nm (E) 300 Nm (F) 250 Nm (FL) 150 Nm (RA)]

----- **Calibrer** l'amplificateur afin que les lumières s'éteignent : sujet en position d'effort neutre.

----- Faire **Ligne de base** dans l'interface Labview pour enregistrer les valeurs de la position neutre.

Essai #	Maximum (Nm)	
	RAd	RAg
1		
≠ absolu 2		
3		
4		
5		

----- REPOS 10 MINUTES -----

### Tableau récapitulatif des maximums :

<u>Direction :</u>	<u>Moment de force maximal :</u>
<u>LATd</u>	
<u>FLx</u>	
<u>ROTg</u>	
<u>LATg</u>	
<u>EXt</u>	
<u>ROTd</u>	

\*\*\* **Enlever Baratta**

\*\*\* **Changer les axes** dans Labview pour les valeurs suivantes :

Xmin : -25    Xmax : 60

Ymin : -25    Ymax : 60

### **SÉRIE B à D : Conditions sous-maximales**

(8s chaque effort avec 60s de repos entre les essais ; 5 essais pour chacun, 10 conditions)  
(50 essais au total)

Paramètres Labview : [essai 1 / continu / auto / ≠ Automax / ≠ Absolu

**Max** : entrer les max des 3 plans de mouvement obtenus lors des acquisitions MVC

----- **Calibrer** l'amplificateur afin que les lumières s'éteignent : sujet en position d'effort neutre.

----- Faire **Ligne de base** dans l'interface Labview pour enregistrer les valeurs de la position neutre.

----- **Suivre** la feuille imprimée de la **série B** et indiquer au sujet l'effort à réaliser.

Série d'efforts	Effort ciblé (Moment uni-, bi, tri-axial)			Rétroaction visuelle			Nombre d'essais
	FE	FL	RA	FE	FL	RA	
B	0-50%			x	x	x	5
Uni-axial		0-50%		x	x	x	5
Sous-maximal			0-50%	x	x	x	5

Série d'efforts	Effort ciblé (Moment uni-, bi, tri-axial)			Rétroaction visuelle			Nombre d'essais
	FE	FL	RA	FE	FL	RA	
C	0-50%	g: 0-50%		x	x	x	5
Bi-axial	0-50%	d: 0-50%		x	x	x	5
Sous-maximal	0-50%		g: 0-50%	x	x	x	5
	0-50%		d: 0-50%	x	x	x	5
		g: 0-50%	g: 0-50%	x	x	x	5
		d: 0-50%	d: 0-50%	x	x	x	5

Série d'efforts	Effort ciblé (Moment uni-, bi, tri-axial)			Rétroaction visuelle			Nombre d'essais
	FE	FL	RA	FE	FL	RA	
D	0-50%	g: 0-50%	g: 0-50%	x	x	x	5
Tri-axial Sous-maximal	0-50%	d: 0-50%	d: 0-50%	x	x	x	5

### Vérification Fatigue (FE)

(8s chaque effort avec 120s de repos entre les essais; 1 essai dans chaque direction)

Paramètres Labview : [essai 1 / sauvegarder / continu / auto / Rétroaction : FL / Automax + Absolu /

≠ Baratta]      Max : 250 Nm (FL)

----- **Calibrer** l'amplificateur afin que les lumières s'éteignent : sujet en position d'effort neutre.

----- Faire **Ligne de base** dans l'interface Labview pour enregistrer les valeurs de la position neutre.

FLd : \_\_\_\_\_

FLg : \_\_\_\_\_

## ANNEXE G - Feuille de route: mesures anthropométriques et marquage

Étude exploratoire du contrôle d'efforts isométriques graduels simples et complexes du tronc.

Sujet : \_\_\_\_\_ séance : \_\_\_\_\_ date/heure : \_\_\_\_\_

---

### 1.

- Nettoyer avec alcool (et raser au besoin) les endroits où les électrodes seront placées.

- Peser le sujet :

Masse (kg) : \_\_\_\_\_

- Grandeur du sujet :

Taille(m) : \_\_\_\_\_

---

### 2. Premier marquage :

C7

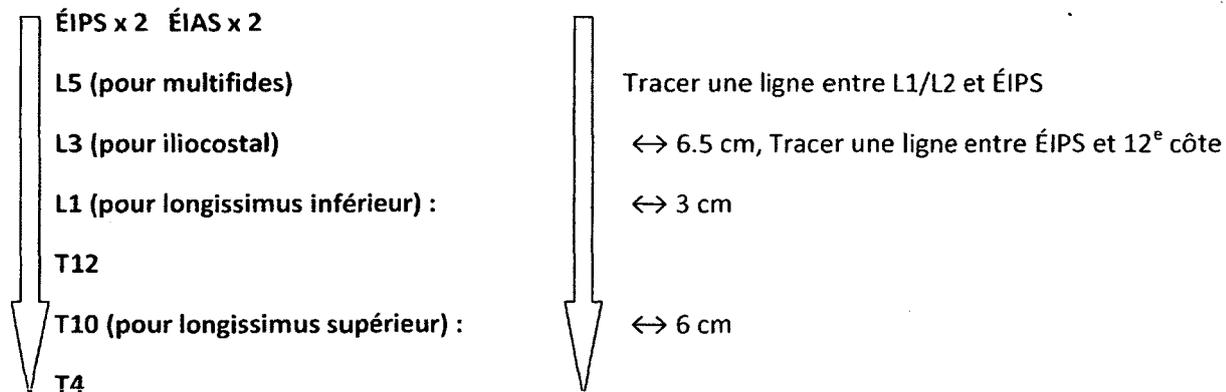
L4/L5 (en appuyant les index sur la crête iliaque et rejoindre les deux pouces)

Distance entre C7 et L4/L5 : \_\_\_\_\_

**\*\*\*Entrer la valeur dans le fichier Excel. Imprimer au besoin.\*\*\***

---

### 3. Deuxième marquage (de bas en haut) :



#### 4. Mesures anthropométriques

##### *4.1 Hauteurs (appuyé contre un mur, utiliser une équerre)*

	Mesure 1 :	Mesure 2 :	Moyenne :
Hauteur apophyse C7			
Hauteur T12/L1			
Hauteur L5/S1			
Hauteur ÉIAS			
Hauteur trochanter **			

##### *4.2 Circonférences en position debout (ruban à mesurer)*

	Mesure 1 :	Mesure 2 :	Moyenne :
T12/L1			
Waist (côte//crêtes			
L5/S1			
Hanches (trochanter)			
Cuisse (sous la fesse)			
Genou (épicondyles)			

##### *4.3 Circonférences en position assise (ruban à mesurer)*

	Mesure 1 :	Mesure 2 :	Moyenne :
Poitrine (mamelons)			
Épaule (maximale)			
Biceps			
Avant-bras			
Poignet			
Mollet (maximale)			
Cheville (malléoles)			

#### 4.4 Largeurs latérales (anthropomètre)

	Mesure 1 :	Mesure 2 :	Moyenne :
Acromions			
Coude (épicondyles)			
Thorax (mamelons)			
Thorax (T12/L1)			
Thorax (L5/S1)			
ÉIAS			
Hanches (trochanters)			
Genou (épicondyles)			

#### 4.5 Largeurs antéropostérieures (anthropomètre)

	Mesure 1 :	Mesure 2 :	Moyenne :
Thorax (mamelons)			
T12/L1			
L5/S1			
ÉIAS - ÉIPS			

---

#### 5. Troisième marquage (abdominaux)

Grand droit de l'abdomen :                      ↔ 3cm du nombril

Obliques externes :                              45° vers extérieur (ligne verticale mamelon, hauteur nombril)

Obliques internes :                              5 cm de ÉIAS vers l'intérieur, (2 cm sous → à voir)

**\*\* Nombre de planches :**

0 : >104cm ; 1 : >101cm ; 2 : >98cm ; 3 : >95cm ; 4 : >92cm ; 5 : >89cm

6 : > 86cm ; 7 : >83cm ; 8 : >80cm

## ANNEXE H – Recrutement des sujets

---

<b><u>Titre de l'étude:</u></b>	Étude exploratoire du contrôle d'efforts isométriques graduels simples et complexes du tronc.
<b><u>Endroit:</u></b>	Laboratoire de biomécanique occupationnelle, Faculté d'éducation physique et sportive, Université de Sherbrooke.
<b><u>Chercheur principal:</u></b>	Denis Gagnon, Ph.D.
<b><u>Objet:</u></b>	Projet de maîtrise de l'étudiant Alexandre Vachon-Gee, étudiant à la maîtrise en kinanthropologie.
<b><u>Comment nous joindre:</u></b>	<a href="mailto:Alexandre.Vachon-Gee@usherbrooke.ca">Alexandre.Vachon-Gee@usherbrooke.ca</a> ; <a href="mailto:Francois.Thenault@usherbrooke.ca">Francois.Thenault@usherbrooke.ca</a> ;

---

Bonjour,

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche qui porte sur le contrôle musculaire lors d'efforts effectués par le tronc. Le contrôle moteur de la région lombaire est exigeant et complexe puisque la musculature du tronc fait bouger et stabilise la colonne vertébrale dans toutes sortes de situations. Les efforts asymétriques et combinés semblent nuire au contrôle des muscles du tronc, ce qui pourrait augmenter le risque de lombalgie. Nous cherchons à comprendre et expliquer comment le système musculo-squelettique agit pour soutenir et protéger la colonne vertébrale lors d'efforts et de mouvements variés.

Nous cherchons des participants, âgés entre 18 et 55 ans, en bonne santé et sans expérience de lombalgie (douleur durant plus d'une semaine) durant les 12 derniers mois. La participation à cette étude comprend deux sessions de mesure (espacées d'au moins 72 h) réalisées au Laboratoire de biomécanique occupationnelle (local A8-255) de la Faculté d'éducation physique et sportive de l'Université de Sherbrooke, au 2500 boulevard de l'Université, à Sherbrooke. Les sessions de mesure comprennent principalement des efforts physiques effectués dans un dynamomètre. Au cours de ces efforts, des mesures de force et d'activité musculaire (électrodes de surface placées sur la peau pour certains muscles du dos et de l'abdomen) sont enregistrées.

Les efforts réalisés sont de nature isométrique (c'est-à-dire sans mouvement) et sont effectués de manière graduelle (sans geste brusque) dans une position neutre (debout avec genoux légèrement fléchis). Certains efforts sont plus complexes en termes de contrôle musculaire et demandent une plus grande coordination motrice. Une indemnité compensatoire de 75\$ par session de mesure est allouée au participant, pour un total de 150\$.

Si vous souhaitez participer à cette étude, veuillez communiquer avec Alexandre ou François dans les plus brefs délais. De même, si vous connaissez des personnes qui pourraient être intéressées à participer, n'hésitez pas à leur transmettre l'information.

## ANNEXE I - Annonce

### **Annonce sur un babillard, dans un journal ou à la télévision communautaire**

Sujets volontaires recherchés pour une étude portant sur l'évaluation des muscles abdominaux et dorsaux lors d'efforts du tronc.

Nous sommes à la recherche d'hommes âgés entre 18 et 55 ans, en bonne santé et ne souffrant pas de maux de dos (douleur durant plus d'une semaine au cours des 12 derniers mois). La participation à cette étude comprend deux sessions de mesure (espacées d'au moins 72 h) d'une durée de 3 à 4 heures réalisées au Laboratoire de biomécanique occupationnelle de la Faculté d'éducation physique et sportive de l'Université de Sherbrooke, au 2500 boulevard de l'Université, à Sherbrooke. Les sessions de mesure comprennent principalement des efforts physiques effectués dans un dynamomètre. Au cours de ces efforts, des mesures de force et d'activité musculaire (électrodes de surface placées sur la peau pour certains muscles du dos et de l'abdomen) sont enregistrées. Une indemnité compensatoire de 75\$ est offerte pour chaque session de mesure. Pour nous joindre:

[Alexandre.Vachon-Gee@usherbrooke.ca](mailto:Alexandre.Vachon-Gee@usherbrooke.ca); ou  
[Francois.Thenault@usherbrooke.ca](mailto:Francois.Thenault@usherbrooke.ca);

## **ANNEXE J - Formulaire de consentement**

### **FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT A LA RECHERCHE**

**Titre du projet:** Étude exploratoire du contrôle d'efforts isométriques graduels simples et complexes du tronc.

**Organisme subventionnaire:** Conseil de recherche en sciences naturelles et en génie (CRSNG) du Canada

**Chercheur principal:** Denis Gagnon, Université de Sherbrooke

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent. Si vous acceptez de participer au projet de recherche, vous devrez signer le consentement à la fin du présent document et nous vous en remettrons une copie pour vos dossiers.

Ce formulaire d'information et de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Il peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions nécessaires au chercheur responsable du projet ou aux autres personnes affectées au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

### **EN CAS D'URGENCE**

Vous pouvez rejoindre Alexandre Vachon-Gee (étudiant de maîtrise responsable du projet) en tout temps au numéro de téléphone suivant, Si votre état de santé nécessite des soins d'urgence, il est préférable de vous rendre le plus rapidement possible à l'urgence de l'hôpital le plus proche.

## NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE

### Introduction

Le contrôle moteur de la région lombaire est exigeant et complexe puisque la musculature du tronc fait bouger et stabilise la colonne vertébrale dans toutes sortes de situations, tout en étant exposée à plusieurs forces internes et externes. Les efforts asymétriques et combinés semblent nuire au contrôle des muscles du tronc, ce qui pourrait augmenter le risque de lombalgie. La présente étude vise à déterminer quelles sont les combinaisons d'efforts réalisables par des sujets sains et comment ces efforts diffèrent quant aux stratégies musculaires déployées. De plus, elle vise à étudier le phénomène d'apprentissage sur le plan du contrôle des efforts du tronc dans une même session et entre les sessions de mesure.

### DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Deux sessions d'expérimentation d'une durée de 3 heures environ, mais espacées d'au moins 24 heures seront réalisées au Laboratoire de biomécanique occupationnelle de la Faculté d'éducation physique de l'Université de Sherbrooke, au 2500 boulevard de l'Université, à Sherbrooke.

Durant l'expérimentation, vous devrez porter une paire de short ou un pantalon confortable. Le haut du corps sera nu. La première séance sera légèrement plus longue car elle comprend toutes les étapes suivantes. La seconde session ne comprend pas l'étape 1.

*ÉTAPE 1: Questionnaires, mesures anthropométriques et préparation de la peau (~45 min) – première séance seulement*

- o Lecture et signature du formulaire de consentement
- o Collecte d'information générale: Âge, latéralité, Q-AAP
- o Prise de mesures anthropométriques: masse, circonférences, longueurs et plis cutanés
- o Préparation de la peau (rasage de petites surfaces, si requis) pour permettre la pose des électrodes

*ÉTAPE 2: Marquage (20-30 minutes)*

- o Localisation des articulations lombaires et marquage
- o Marquage des sites où les électrodes seront positionnées sur les muscles abdominaux et du dos

*ÉTAPE 3: Ajustement du dynamomètre au sujet (10 minutes)*

- o Hauteur du bassin
- o Position antéropostérieure du bassin
- o Angle de flexion des genoux (~30° maximum)
- o Largeur des épaules
- o Vérification du confort du sujet une fois les ajustements terminés

*ÉTAPE 4: Pose et calibrage des électrodes (20-30 minutes)*

- o Les électrodes sont positionnées sur les abdominaux (3 paires) et sur le dos (4 paires)
- o Vérification de la qualité des signaux avec l'interface de Matlab
- o Positionnement du sujet dans le dynamomètre
- o Vérification du confort du sujet
- o Deuxième vérification de la qualité des signaux

*ÉTAPE 5: Collecte de données (70 minutes)*

- o Période de familiarisation/échauffement
  - Efforts de faible intensité dans chaque direction (6)
- o Série A: Efforts maximaux
  - Effort maximal avec encouragement verbal dans chaque direction (6)
  - Repos de 2 minutes entre les essais
  - Repos de 10 minutes à la fin de la série
- o Séries B à D: Efforts sous-maximaux
  - Efforts graduels sous-maximaux uni-, bi- ou triaxial
  - 5 essais par condition
  - Repos de 1 minute entre les essais
  - Repos de 10 minutes entre chaque bloc de 4 conditions (20 essais)
  - Effort maximal en flexion-extension

## **RISQUES POUVANT DÉCOULER DE LA PARTICIPATION DU SUJET AU PROJET DE RECHERCHE**

Les tests auront lieu à l'intérieur des heures régulières de travail (8h00 à 17h00) au laboratoire de biomécanique de la faculté d'éducation physique de l'Université de Sherbrooke. Les efforts réalisés seront de nature isométrique (c'est-à-dire sans mouvement) et seront effectués dans une position neutre (debout avec genoux légèrement fléchis. Certains efforts seront plus complexes que d'autres et demanderont une plus grande coordination.

Il est possible que ces tâches produisent des courbatures musculaires, 24 à 48 heures suivant les évaluations, au niveau du dos et de l'abdomen. Si c'est le cas, la douleur ressentie devrait être légère à modérée, ce qui pourrait rendre vos muscles sensibles lors de l'exécution de certaines actions impliquant votre dos et votre abdomen.

Le positionnement de certaines électrodes peut nécessiter le rasage des poils sur de petites surfaces de la peau (surfaces de 1.5 pouce par 1.5 pouce). Ces électrodes ne comportent pas d'aiguilles et aucune douleur ne peut être ressentie. Des allergies cutanées peuvent apparaître même si les collerettes utilisées pour coller les électrodes sont hypo-allergènes. Toutes ces opérations sont faites selon les plus strictes règles d'hygiène (rasoirs jetables).

## **AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE LA PARTICIPATION DU SUJET AU PROJET DE RECHERCHE**

Il n'y a aucun bénéfice direct à votre participation à l'étude. Vous aurez contribué à l'avancement de la science et à la réalisation d'un mémoire de maîtrise quant à la compréhension des stratégies de contrôle des efforts du tronc.

### **Participation volontaire et retrait de l'étude**

Votre participation à cette étude est tout à fait volontaire. Vous avez le droit de refuser d'y participer ou de vous en retirer en tout temps, pour quelque raison que ce soit, et cela même une fois l'étude commencée, en contactant Alexandre Vachon-Gee au

Votre décision de cesser votre participation à l'étude ne vous causera aucun préjudice et personne ne sera informé de votre retrait à part les personnes directement impliquées dans ce projet. Toutefois, les données recueillies seront conservées à moins que vous nous demandiez de les détruire.

## **CONFIDENTIALITÉ**

Durant votre participation à ce projet, le chercheur responsable du projet ainsi que son personnel recueilleront et consigneront dans un dossier de recherche les renseignements vous concernant. Seuls les renseignements nécessaires pour répondre aux objectifs scientifiques de l'étude seront recueillis.

Tous ces renseignements recueillis au cours du projet demeureront strictement confidentiels dans les limites prévues par la loi. Afin de préserver votre identité et la confidentialité de ces renseignements, vous ne serez identifié que par un numéro de code. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par le chercheur responsable du projet de manière sécuritaire.

Le chercheur responsable du projet utilisera les données à des fins de recherche dans le but de répondre aux objectifs scientifiques du projet décrits dans le formulaire d'information et de consentement.

Les données pourront être publiées dans des revues scientifiques ou partagées avec d'autres personnes lors de discussions scientifiques. Aucune publication ou communication scientifique ne renfermera quoi que ce soit qui puisse permettre de vous identifier.

À des fins de surveillance et de contrôle, votre dossier de recherche pourra être consulté par une personne mandatée par le Comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du CHUS ou par l'établissement, par une personne mandatée par des organismes publics autorisés. Toutes ces personnes et ces organismes adhèrent à une politique de confidentialité.

À des fins de protection, notamment afin de pouvoir communiquer avec vous rapidement vos noms et prénoms, vos coordonnées et la date de début et de fin de votre participation au projet, seront conservés pendant un an après la fin du projet dans un répertoire sécurisé maintenu par le chercheur.

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier les renseignements recueillis et les faire rectifier au besoin et ce, aussi longtemps que le chercheur responsable du projet ou l'établissement détiennent ces informations. Cependant, afin de préserver l'intégrité scientifique de l'étude, vous pourriez n'avoir accès à certaines de ces informations qu'une fois l'étude terminée.

## **COMPENSATION**

Une indemnité compensatoire de 75\$ vous sera allouée pour chaque session de mesure où vous serez impliqué, mais ne vous sera remis qu'après les deux sessions de mesure (total de 150\$). Ce montant vous servira, à votre discrétion, pour couvrir les frais de déplacements, de stationnement et de repas encourus par votre participation ainsi que pour le temps et les efforts fournis dans la session de mesure.

## **DROITS DU SUJET ET INDEMNISATION EN CAS DE PRÉJUDICE**

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit dû à votre participation au projet de recherche, vous recevrez tous les soins médicaux nécessaires, sans frais de votre part.

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou l'établissement où se déroule ce projet de recherche de leurs responsabilités civile et professionnelle.

## **PERSONNES-RESSOURCES**

### **1- Pour des informations supplémentaires :**

Si vous avez des questions supplémentaires, quelles qu'elles soient, concernant cette étude vous pouvez rejoindre Alexandre Vachon-Gee Denis Gagnon poste

### **2- Pour le Comité d'éthique**

Pour toute question concernant vos droits en tant que sujet participant à ce projet de recherche ou si vous avez des plaintes ou des commentaires à formuler vous pouvez communiquer avec la Commissaire aux plaintes du CHUS au numéro suivant :

## SURVEILLANCE DES ASPECTS ÉTHIQUES

Le Comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du CHUS a approuvé ce projet de recherche et en assure le suivi. De plus, nous nous engageons à lui soumettre pour approbation toute révision et toute modification apportée au protocole de recherche ou au formulaire d'information et de consentement.

Si vous désirez rejoindre l'un des membres de ce comité vous pouvez communiquer avec le Service de soutien à l'éthique de la recherche du CHUS au numéro

### CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu le présent formulaire d'information et de consentement, particulièrement quant à la nature de ma participation au projet de recherche et l'étendue des risques qui en découlent. Je reconnais qu'on m'a expliqué le projet, qu'on a répondu à toutes mes questions et qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision.

Je consens librement et volontairement à participer à ce projet. Une copie signée et datée du présent formulaire d'information et de consentement sera déposée dans mon dossier de recherche. En conséquence, cette information sera disponible à toute personne ou compagnie à laquelle je donnerai accès à mon dossier recherche.

---

*Nom du participant*

(lettres moulées)

---

*Signature du participant*

---

*Date*

---

*Nom du témoin*

(lettres moulées)

---

*Signature du témoin*

---

*Date*

## ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je certifie qu'on a expliqué au sujet de recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement, que j'ai répondu aux questions que le sujet de recherche avait à cet égard et que j'ai clairement indiqué qu'il demeure libre de mettre un terme à sa participation, et ce, sans préjudice.

Je m'engage à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre copie signée au sujet de recherche.

_____	_____	_____
<i>Nom de la personne qui obtient le consentement (lettres moulées)</i>	<i>Signature de la personne qui obtient le consentement</i>	<i>Date</i>

_____	_____	_____
<i>Nom du chercheur (lettres moulées)</i>	<i>Signature du chercheur</i>	<i>Date</i>

## ANNEXE K - Q-AAP

# Q-AAP et VOUS

Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique - Q-AAP  
(version révisée en 2002)

(Un questionnaire pour les gens de 15 à 69 ans)

L'exercice physique pratiqué d'une façon régulière constitue une occupation de loisir saine et agréable. D'ailleurs, de plus en plus de gens pratiquent une activité physique de façon régulière. Règle générale, augmenter la pratique sportive n'entraîne pas de risques de santé majeurs. Dans certains cas, il est cependant conseillé de passer un examen médical avant d'entreprendre un programme régulier d'activités physiques. Le Q-AAP (questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique) vise à mieux cerner les personnes pour qui un examen médical est recommandé.

Si vous prévoyez modifier vos habitudes de vie pour devenir un peu plus actif(ve), commencez par répondre aux 7 questions qui suivent. Si vous êtes âgé(e) de 15 à 69 ans, le Q-AAP vous indiquera si vous devez ou non consulter un médecin avant d'entreprendre votre nouveau programme d'activités. Si vous avez plus de 69 ans et ne participez pas d'une façon régulière à des activités physiques exigeantes, vous devriez consulter votre médecin avant d'entreprendre ces activités.

Lisez attentivement et répondez honnêtement à chacune des questions suivantes. Le bon sens sera votre meilleur guide pour répondre correctement à ces questions. Cochez OUI ou NON.

OUI	NON	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1. Votre médecin vous a-t-il déjà dit que vous souffriez d'un problème cardiaque et que vous ne deviez participer qu'aux activités physiques prescrites et approuvées par un médecin?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. Ressentez-vous une douleur à la poitrine lorsque vous faites de l'activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. Au cours du dernier mois, avez-vous ressenti des douleurs à la poitrine lors de périodes autres que celles où vous participiez à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. Éprouvez-vous des problèmes d'équilibre reliés à un étourdissement ou vous arrive-t-il de perdre connaissance?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. Avez-vous des problèmes osseux ou articulaires (par exemple, au dos, au genou ou à la hanche) qui pourraient s'aggraver par une modification de votre niveau de participation à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6. Des médicaments vous sont-ils actuellement prescrits pour contrôler votre tension artérielle ou un problème cardiaque (par exemple, des diurétiques)?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7. Connaissez-vous <u>une autre raison</u> pour laquelle vous ne devriez pas faire de l'activité physique?

Si vous  
avez  
répondu

### OUI à une ou plusieurs questions

Consultez votre médecin AVANT d'augmenter votre niveau de participation à une activité physique et AVANT de faire évaluer votre condition physique. Dites à votre médecin que vous avez complété le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique et expliquez-lui précisément à quelles questions vous avez répondu «OUI».

- Il se peut que vous n'avez aucune contre-indication à l'activité physique dans la mesure où vous y allez lentement et progressivement. Par ailleurs, il est possible que vous ne puissiez faire que certains types d'efforts adaptés à votre état de santé. Indiquez à votre médecin le type d'activité physique que vous comptez faire et suivez ses recommandations.
- Informez-vous quant aux programmes d'activités spécialisés les mieux adaptés à vos besoins, offerts dans votre localité.

### NON à toutes ces questions

Si, en toute honnêteté, vous avez répondu «NON» à toutes les questions du Q-AAP, vous êtes dans une certaine mesure, assuré(e) que:

- vous pouvez augmenter votre pratique régulière d'activités physiques en commençant lentement et en augmentant progressivement l'intensité des activités pratiquées. C'est le moyen le plus simple et le plus sécuritaire d'y arriver.
- vous pouvez faire évaluer votre condition physique. C'est le meilleur moyen de connaître votre niveau de condition physique de base afin de mieux planifier votre participation à un programme d'activités physiques.

### REMETTRE À PLUS TARD L'AUGMENTATION DE VOTRE PARTICIPATION ACTIVE:

- si vous souffrez présentement de fièvre, d'une grippe ou d'une autre affection passagère, attendez d'être remis(e); ou
- si vous êtes enceinte ou croyez l'être, consultez votre médecin avant de modifier votre niveau de pratique sportive régulière.

**Veillez noter** que si votre état de santé se trouve modifié de sorte que vous deviez répondre «OUI» à l'une ou l'autre des questions précédentes, consultez un professionnel de la santé ou de la condition physique, afin de déterminer s'il vous faut modifier votre programme d'activités.

**Formule de consentement du Q-AAP:** La Société canadienne de physiologie de l'exercice, Santé Canada et ses représentants n'assument aucune responsabilité vis-à-vis des accidents qui pourraient survenir lors de l'activité physique. Si, après avoir complété le questionnaire ci-dessus, un doute persiste quant à votre aptitude à faire une activité physique, consultez votre médecin avant de vous y engager.

**Toute modification est interdite. Nous vous encourageons à copier le Q-AAP dans sa totalité.**

Dans la mesure où le Q-AAP est administré avant que la personne ne s'engage dans un programme d'activités ou qu'elle fasse évaluer sa condition physique, la section suivante constitue un document ayant une valeur légale et administrative.

«Le sous-signé(e) affirme avoir lu, compris et complété le questionnaire et avoir reçu une réponse satisfaisante à chacune de mes questions.»

NOM \_\_\_\_\_

SIGNATURE \_\_\_\_\_

DATE \_\_\_\_\_

SIGNATURE D'UN PARENT  
ou TUTEUR (pour les mineurs) \_\_\_\_\_

TÉMOIN \_\_\_\_\_

**N.B. — Cette autorisation de faire de l'activité physique est valide pour une période maximale de 12 mois à compter du moment où le questionnaire est rempli. Elle n'est plus valide si votre état de santé change de telle sorte que vous répondez «OUI» à l'une des sept questions.**



© Société canadienne de physiologie de l'exercice www.csep.ca/forms