

2015

Estimation du chargement lombaire au moyen de modèles biomécaniques articulaires : évaluation et application

André Plamondon
IRSST

Christian Larivière
IRSST, christian.lariviere@irsst.qc.ca

Navid Arjmand
Sharif University of Technology

Denis Gagnon
Université de Montréal

Zakaria El Ouaid
Polytechnique Montréal

See next page for additional authors

Suivez ce contenu et d'autres travaux à l'adresse suivante: <https://pharesst.irsst.qc.ca/rapports-scientifique>

Citation recommandée

Plamondon, A., Larivière, C., Arjmand, N., Gagnon, D., El Ouaid, Z., Shahvarpour, A. et Shirazi-Adl, A. (2015). *Estimation du chargement lombaire au moyen de modèles biomécaniques articulaires* (Rapport n° R-866). IRSST.

Ce document vous est proposé en libre accès et gratuitement par PhareSST. Il a été accepté pour inclusion dans Rapports de recherche scientifique par un administrateur autorisé de PhareSST. Pour plus d'informations, veuillez contacter pharesst@irsst.qc.ca.

Auteurs

André Plamondon, Christian Larivière, Navid Arjmand, Denis Gagnon, Zakaria El Ouaaid, Ali Shahvarpour, and Aboufazel Shirazi-Adl

Prévention durable en SST et environnement de travail

Études et recherches

RAPPORT R-866



Estimation du chargement lombaire au moyen de modèles biomécaniques articulaires

Évaluation et application

*André Plamondon
Christian Larivière
Navid Arjmand
Denis Gagnon
Zakaria El Ouaaid
Ali Shahvarpour
Aboufazl Shirazi-Adl*



Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : www.csst.qc.ca/AbonnementPAT

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2015
ISBN : 978-2-89631-790-5 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
Février 2015



Prévention durable en SST et environnement de travail

Études et recherches

RAPPORT R-866

Estimation du chargement lombaire au moyen de modèles biomécaniques articulaires Évaluation et application

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*André Plamondon, Christian Larivière
IRSST*

*Navid Arjmand
Sharif University of Technology,
Tehran, Iran*

*Denis Gagnon
Université de Sherbrooke*

*Zakaria El Ouaid, Ali Shahvarpour, Aboufazi Shirazi-Adl
Polytechnique Montréal*

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

ÉVALUATION PAR DES PAIRS

Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Nous adressons nos remerciements aux professionnels scientifiques de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) qui, par leur compétence, ont grandement facilité l'acquisition et le traitement des données : Sophie Bellefeuille, Cynthia Appleby, Hakim Mecheri et Christian Larue. Nous exprimons également notre gratitude envers Mohammad Ali Rajae pour les analyses du troisième volet ainsi qu'au D^r Hendrik Schmidt (du Julius Wolff Institute for Biomechanics and Musculoskeletal Regeneration, Charité Universitätsmedizin Berlin, Allemagne) pour l'utilisation de logiciels. Enfin merci à tous les participants volontaires de Polytechnique Montréal.

SOMMAIRE

Les troubles musculosquelettiques (TMS) et tout particulièrement les affections vertébrales constituent un fardeau autant pour la société que pour les personnes qui en sont affectées. Au Québec, le nombre d'affections vertébrales s'établissait en 2011 à 21 228 et elles représentaient près de 30 % de l'ensemble des lésions professionnelles indemnisées. C'est la région lombaire de la colonne vertébrale qui est la zone la plus touchée (60 % des cas d'affections) et l'effort excessif est l'agent causal le plus souvent rapporté (40 %). Selon le National Research Council (2001), il existe une relation claire entre les lésions au dos et la charge mécanique imposée lors de travail de manutention. Afin de bien documenter cette relation, le chargement lombaire doit être mieux quantifié dans les milieux de travail. Étant donné qu'il n'est pas possible de le mesurer directement, des modèles biomécaniques ont été développés à cet effet.

Le principe de base des modèles biomécaniques actuels consiste à estimer les forces sur les différentes structures actives (muscles) et passives (disques, ligaments) du tronc en équilibrant les moments (charges) externes, qui sont causés par les mouvements du corps et les charges externes, avec les moments internes, qui eux résultent de l'action musculaire et ligamentaire. Des mesures externes (intrants des modèles) doivent ainsi être prises pour produire les estimations des modèles (extrants). Ces estimations sont de différents ordres : forces musculaires, tensions ligamentaires, forces de compression et de cisaillement sur les disques/vertèbres. Au Québec, deux chercheurs ont développé des modèles biomécaniques internes de la colonne vertébrale lombaire basés sur des approches très différentes: (1) une approche physiologique qui s'appuie sur des mesures d'électromyographie (EMG) assistées par optimisation (modèle EMGAO); (2) une approche qui repose sur des mesures cinématiques, aussi assistées par optimisation (modèle CINAO). Une comparaison de ces deux modèles, réalisée dans le cadre d'une étude antérieure, a permis de mettre en lumière certaines faiblesses et d'apporter des correctifs.

Le présent projet proposait quatre volets de recherche. Les deux premiers volets, avec le modèle CINAO, et le quatrième volet, avec le modèle EMGAO, ont permis d'évaluer la sensibilité des intrants et des extrants de ces modèles en présence de différents effets ou manipulations expérimentales. Le troisième volet, de son côté, est une application du modèle CINAO et sa comparaison aux outils ergonomiques les plus populaires en matière de prédiction du chargement lombaire.

Volet 1 : L'objectif du premier volet visait à vérifier si différentes forces externes (dont les orientations, positions et amplitudes étaient différentes, mais produisant le même moment net à L5-S1) sollicitaient les mêmes groupes musculaires et produisaient le même chargement lombaire. Les résultats de ce volet (1) ont confirmé l'influence majeure de la force d'orientation et celle de la hauteur sur la réponse neuromusculaire du tronc et sur le chargement lombaire, et (2) ont permis d'améliorer les résultats du modèle CINAO en considérant les nouveaux intrants.

Volet 2 : Ce volet avait pour objectif d'étudier les réactions des muscles du tronc (réponses réflexes) à des perturbations soudaines de celui-ci. En effet, ce type de perturbation soudaine représente un risque de blessure et peut se produire lors d'activités de manutention de charges ou de patients ou tout simplement lors d'une chute par glissement, soit des mécanismes de blessures de nature accidentelle. Les réponses réflexes et ses répercussions mécaniques ont été évaluées

avec les mesures externes (EMG, cinématique, forces externes) et les estimations du modèle CINAO lors de différentes conditions de perturbation susceptibles de moduler les réponses réflexes. Les résultats de ce volet ont révélé que différentes réponses physiologiques et biomécaniques, qui ne vont pas toujours dans la direction attendue selon les hypothèses en vigueur, et qui ne sont pas toujours détectées par chaque catégorie de mesure, ont été observées. Il apparaît donc que les réponses réflexes des muscles du tronc sont dépendantes de plusieurs paramètres qui entrent en interaction et qui n'ont pas tous été identifiés jusqu'à maintenant. Cependant, la présente étude aura permis de mettre en lumière que les mesures EMG et les estimations du modèle CINAO apportent des informations différentes, voire complémentaires. De plus, il apparaît que les mesures cinématiques du tronc peuvent capturer l'essentiel de l'information requise pour quantifier les effets mécaniques des réponses réflexes. En d'autres mots, le modèle CINAO ne semble pas apporter de valeur ajoutée aux mesures cinématiques pour quantifier les réponses réflexes. Par contre, ces modèles (CINAO, stabilité lombaire) procurent des informations sur les forces internes découlant des perturbations du tronc, ce qui aide à estimer le risque de lésions lombaires

Volet 3 : Afin de pallier les limites des outils ergonomiques proposés jusqu'à maintenant pour prédire le chargement lombaire, des équations de régression (ou de prédiction) avaient précédemment été développées à partir du modèle CINAO. Elles établissaient une relation simple entre le chargement lombaire (soit à L4-L5 ou à L5-S1) et quatre variables indépendantes d'entrées soit : (1) la charge dans les mains; (2) la distance horizontale entre la charge et l'épaule; (3) l'angle du tronc en flexion avant et (4) le ratio de rotation lombaire/pelviennne. Ce volet visait à étendre l'utilisation de ces équations pour des chargements asymétriques et à les comparer aux estimations offertes par quatre autres outils ergonomiques parmi les plus populaires. Les résultats soutiennent que ces nouvelles équations constituent une avancée par rapport à l'équation du National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH) de 1991, soit l'outil de référence le plus utilisé par les ergonomes. Les résultats indiquent aussi des différences importantes entre les cinq outils, mais heureusement ils sont plus en accord au regard de la prédiction des forces de compression à L5-S1. Il n'était pas possible de savoir lequel des outils était le plus conforme, car il n'existe pas de mesure étalon dans ce domaine. Toutefois, deux outils se conformaient mieux aux données de pression intradiscale, dont celui développé dans le cadre de ce volet.

Volet 4 : Dans le cadre d'un projet précédent, des données extrêmement riches et détaillées avaient été recueillies sur des manutentionnaires experts et novices. Les analyses réalisées avec les mesures externes ont mené à des résultats différents entre les deux groupes et qui supposent des effets sur le chargement interne de la colonne vertébrale lombaire. Ce volet avait pour but de vérifier ces effets attendus à l'aide du modèle EMGAO. Les résultats ont permis de démontrer que les experts ont été plus efficaces que les novices quant à la stratégie de répartition des efforts internes pour contrer des moments externes équivalents. L'expérience acquise au fil des années semble avoir permis aux experts de développer des façons de faire plus sécuritaires et efficaces comme l'utilisation moins importante des tissus passifs de la colonne vertébrale qui pourrait expliquer leur faible taux de blessure.

En somme, ces quatre volets de recherche ont permis de mieux connaître les forces et les faiblesses des modèles CINAO et EMGAO, ainsi que leurs valeurs pour expliquer et/ou quantifier le chargement lombaire interne.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	i
SOMMAIRE.....	iii
TABLE DES MATIÈRES	vii
LISTE DES TABLEAUX.....	xi
LISTE DES FIGURES	xv
1. INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
1.1 Les modèles biomécaniques	2
1.2 Validation des modèles biomécaniques	4
1.3 Valeur ajoutée des modèles biomécaniques	5
2. Volets DE RECHERCHE	7
2.1 Volet #1 (évaluation modèle CINAO): Effets de l'orientation, de la position et de l'amplitude des forces dans l'évaluation des forces de compression	7
2.2 Volet #2 (évaluation modèle CINAO): La biodynamique du tronc sous l'effet de perturbations soudaines.....	7
2.3 Volet #3 (application du modèle CINAO): À la recherche d'équations de prédiction du chargement lombaire.....	7
2.4 Volet #4 (application du modèle EMGAO): Application du modèle musculosquelettique de la colonne vertébrale lombaire aux données du projet expert/novice en manutention chez les hommes.....	8
3. VOLET 1 : EFFETS DE L'ORIENTATION DE LA POSITION ET DE L'AMPLITUDE DES FORCES DANS L'ÉVALUATION DES FORCES DE COMPRESSION	9
3.1 Objectifs.....	9
3.2 Méthodologie expérimentale	9
3.2.1 Traitement de données	11
3.2.2 Traitement statistique.....	12
3.3 Résultats sur la cinématique et l'EMG	12
3.4 Discussion sur la cinématique et l'EMG	17
3.5 Résultats relatifs aux forces de compression et de cisaillement à partir du modèle cinématique.....	20
3.6 Discussion sur l'application du modèle CINAO	24
4. VOLET 2 – LA BIODYNAMIQUE DU TRONC SOUS L'EFFET DE PERTURBATIONS SOUDAINES	27
4.1 Introduction.....	27
4.2 Méthodologie	28
4.2.1 Sujets.....	28
4.2.2 Tâches	29

4.2.3	Techniques de mesure.....	30
4.2.4	Traitement des données.....	30
4.2.5	Analyses statistiques.....	33
4.3	Résultats et discussion.....	34
4.3.1	Effets de la charge initiale et de la charge soudaine.....	34
4.3.2	Effets de la posture initiale.....	38
4.3.3	Effets de la préactivation des abdominaux.....	43
4.4	Discussion générale et conclusion.....	46
5.	VOLET 3 – À LA RECHERCHE D'ÉQUATIONS DE PRÉDICTION DU CHARGEMENT LOMBAIRE.....	49
5.1	Développement des équations de régression.....	49
5.1.1	Méthodologie.....	49
5.1.2	Résultats.....	52
5.1.3	Discussion.....	52
5.1.4	Conclusion.....	57
5.2	Évaluation comparative de cinq outils de prédiction du chargement lombaire lors d'activités de manutention.....	58
5.2.1	Méthodologie.....	58
5.2.2	Résultats.....	61
5.2.3	Discussion.....	62
5.2.4	Conclusion.....	67
6.	VOLET 4 — APPLICATION D'UN MODÈLE MULTINIVEAUX DE LA COLONNE VERTÉBRALE LOMBAIRE À SOLUTION EMG OPTIMISÉE (EMGAO) AUX DONNÉES DU PROJET EXPERT/NOVICE EN MANUTENTION CHEZ LES HOMMES.....	69
6.1	Introduction.....	69
6.2	Méthodologie expérimentale.....	69
6.2.1	Sujets.....	70
6.2.2	Tâches.....	70
6.2.3	Techniques de mesure.....	70
6.2.4	Traitement des données.....	71
6.2.5	Analyses statistiques.....	74
6.3	Résultats.....	75
6.3.1	Moment net résultant et angle de flexion lombaire.....	75
6.3.2	Forces de compression et de cisaillement.....	76
6.3.3	Répartition des moments internes.....	76
6.3.4	Répartition détaillée des moments musculaires.....	80
6.4	Discussion.....	88
6.4.1	Moment net résultant et angle de flexion lombaire.....	88
6.4.2	Compression et cisaillement agissant sur la colonne lombaire.....	89
6.4.3	Répartition des efforts internes.....	89
7.	CONCLUSION.....	91
	À propos de la valeur ajoutée des modèles biomécaniques.....	91

BIBLIOGRAPHIE.....93

ANNEXE A : Modèle d'éléments finis99

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3-1 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des cinq orientations (à H2 = 40 cm), des trois moments et des trois temps d'échantillonnage sur la rotation du tronc, du bassin et de la région lombaire (niveau de signification $p < 0.05$)	13
Tableau 3-2 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des deux hauteurs, des trois moments et des trois temps d'échantillonnage sur la rotation du tronc, du bassin et de la région lombaire (niveau de signification $p < 0.05$)	13
Tableau 3-3 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des cinq orientations (H2 = 40 cm) et des trois moments sur l'EMG des muscles du tronc (niveau de signification $p < 0.05$)	13
Tableau 3-4 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des deux hauteurs et des trois moments sur l'EMG des muscles du tronc (niveau de signification $p < 0.05$) ...	13
Tableau 3-5 : Composantes de force de compression et de cisaillement à L5-S1 sous l'effet d'un moment externe de 45 Nm : force externe, forces lombaires locales, forces thoraciques globales (extenseur), forces abdominales; force gravitationnelle. Résultats en fonction des conditions d'orientation et de hauteur.....	23
Tableau 4-1 : Paramètres correspondant aux six conditions expérimentales	30
Tableau 4-2 : Résultats des ANOVA (valeurs P) portant sur les effets de la charge initiale et de la charge soudaine sur les différentes catégories de variables	36
Tableau 4-3 : Résultats des ANOVA (valeurs P) portant sur les effets de la posture initiale (C1 par rapport à C5) et de la préactivation des abdominaux (C2 par rapport à C6) sur les différentes catégories de variables.....	40
Tableau 4-4 : Comparaison des résultats statistiques* entre les paramètres des réponses réflexes (latence, amplitude) tels que mesurés par l'EMG de surface ou estimés par le modèle CINAO.....	46
Tableau 5-1 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage d'une seule main dans des postures fléchies	53
Tableau 5-2 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage à deux mains dans des postures fléchies.....	54
Tableau 5-3 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage d'une seule main dans des postures debout droites	55

Tableau 5-4 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage des deux mains dans des postures debout droites	56
Tableau 5-5 : Description des tâches pour la prédiction des charges de la colonne vertébrale	59
Tableau 5-6 : Valeurs prédites de compression (C) et de cisaillement (S) à L4-L5 et L5-S1 pour les 22 tâches statiques expérimentées à l'aide des cinq outils. Les valeurs au-delà des limites recommandées (3400 N pour la compression et 1000 N pour le cisaillement) sont en caractères gras	63
Tableau 5-7 : Charges vertébrales prédites par les différents outils pour la tâche 2 tout en maintenant 0, 4.95, 9.9, 14.85 et 19.8 kg dans les mains.....	64
Tableau 6-1 : Répartition (%) des moments en flexion-extension entre les muscles agonistes actifs (MAmus) et passifs (MPmus), les muscles antagonistes (MAMusa) et la colonne vertébrale passive (MPcol) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début.....	78
Tableau 6-2 : Répartition (%) des moments en flexion-extension entre les muscles agonistes actifs (MAmus) et passifs (MPmus), les muscles antagonistes (MAMusa) et la colonne vertébrale passive (MPcol) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin.....	79
Tableau 6-3 : Contribution active (%) des muscles agonistes globaux (\sum ICPT, \sum LGPT et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début.....	80
Tableau 6-4 : Contribution passive (%) des muscles agonistes globaux (\sum ICPT, \sum LGPT et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début.....	81
Tableau 6-5 : Contribution active (%) des muscles agonistes globaux (\sum ICPT, \sum LGPT et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin.....	82
Tableau 6-6 : Contribution passive (%) des muscles agonistes globaux (\sum ICPT, \sum LGPT et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin ..	83
Tableau 6-7 : Contribution active (%) des muscles agonistes locaux (\sum LGPL, \sum MUF, \sum ICPL, \sum QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début	84
Tableau 6-8 : Contribution passive (%) des muscles agonistes locaux (\sum LGPL, \sum MUF, \sum ICPL, \sum QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début.....	85

Tableau 6-9 : Contribution active (%) des muscles agonistes locaux (Σ LGPL, Σ MUF, Σ ICPL, Σ QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin.....86

Tableau 6-10 : Contribution passive (%) des muscles agonistes locaux (Σ LGPL, Σ MUF, Σ ICPL, Σ QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin87

LISTE DES FIGURES

- Figure 3-1 : Illustration des tâches effectuées par chaque sujet dans une posture statique debout droite : pour différentes orientations de force (-25° , 25° , 50° et 90° , à une hauteur $H_2 = 40$ cm); pour deux hauteurs dans le cas de la force horizontale ($H_1 = 20$ cm et $H_2 = 40$ cm); pour trois moments externes par rapport à L5-S1 (15, 30 et 45 Nm)11
- Figure 3-2 : Moyennes et écarts-types des charges externes transmises par le câble lors des différentes tâches expérimentales14
- Figure 3-3 : Moyennes et écarts-types de l'EMG normalisée des muscles du dos des sujets dans les cinq différentes orientations et les trois moments à une hauteur H_2 de 40 cm de L5-S1, (A) *longissimus thoracis pars thoracic* (LGPT), (B) *iliocostalis lumborum pars thoracic* (ICPT) et (C) *multifidus* (MF). Niveau de signification: (*) $0.01 < p < 0.05$ et (**) $p < 0.01$ 15
- Figure 3-4 : Moyennes et écarts-types de l'EMG normalisée des muscles abdominaux des sujets dans les cinq différentes orientations et les trois moments à une hauteur H_2 de 40 cm de L5-S1, (A) *rectus abdominus* (RA), (B) *external oblique* (EO) et (C) *internal oblique* (IO). Niveau de signification: (*) $0.01 < p < 0.05$ et (**) $p < 0.01$ 16
- Figure 3-5 : Moyennes et écarts-types de l'EMG normalisée des muscles dorsaux et abdominaux des sujets dans les deux hauteurs (H_1 et H_2) et les trois moments; (LG) *longissimus thoracis pars thoracic*, (IC) *iliocostalis lumborum pars thoracic*, (MF) *multifidus*, (RA) *rectus abdominus*, (EO) *external oblique* et (IO) *internal oblique*. Niveau de signification : (*) $0.01 < p < 0.05$ et (**) $p < 0.01$ 17
- Figure 3-6 : Force musculaire normalisée et valeurs d'EMG pour le sujet #2 dans les différentes conditions d'orientation et de hauteur. Les forces des muscles globaux insérés à T12, et des muscles locaux insérés aux vertèbres L1, L1-L3 et L1-L5 sont présentées. L'EMG des muscles LG, IC et MF a été prélevée à la hauteur des vertèbres lombaires situées à L1, L3 et L521
- Figure 3-7 : Forces de compression (C) et de cisaillement (S) estimées pour les quatre sujets pour les différentes conditions d'orientation et de hauteur sous l'influence d'une charge externe de 45 Nm à L5-S121
- Figure 3-8 : Forces de compression et de cisaillement à L5-S1 pour le sujet #1 pour les différentes charges externes et les différentes conditions d'orientation et de hauteur22

- Figure 4-1 : Montage expérimental du test de réflexe. (A) Positionnement des électrodes, (B) montage complet (vues latérale et en plongée), (C) rétroaction visuelle de l'activation des muscles abdominaux et de la position du tronc dans l'appareil, (D) dispositif de mise en charge soudaine avec électro-aimant. En B, la vue en plongée permet de voir que la charge est appliquée sur le tronc par le biais d'une barre placée derrière le sujet, ce qui élimine toute élasticité dans le système. En D, un écart de 1 cm peut être fait entre les deux crochets en ajustant la longueur du câble d'acier de sorte que lorsque l'électro-aimant est activé, la charge soudaine descend seulement de 1 cm31
- Figure 4-2 : Illustration des effets de la charge initiale et de la charge soudaine (CS) sur une sélection de variables issues des mesures EMG (à gauche) et des mesures cinématiques et cinétiques (à droite). À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation. Nomenclature : Muscles *longissimus* (LG), *iliocostalis* (IC) et multifides (MU)37
- Figure 4-3 : Illustration des effets de la charge initiale et de la charge soudaine (CS) sur une sélection de variables issues des estimations des modèles biomécaniques. À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation38
- Figure 4-4 : Illustration des effets de la posture initiale sur une sélection de variables issues des mesures EMG (à gauche) et des mesures cinématiques et cinétiques (à droite). À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation. Nomenclature : Muscles *longissimus* (LG), *iliocostalis* (IC) et multifides (MU)41
- Figure 4-5 : Illustration des effets de la posture initiale sur une sélection de variables issues des estimations des modèles biomécaniques. À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation.42
- Figure 4-6 : Illustration des effets de la préactivation des abdominaux sur une sélection de variables issues des mesures EMG (à gauche) et des mesures cinématiques et cinétiques (à droite). À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation.44
- Figure 4-7 : Illustration des effets de la préactivation des abdominaux sur une sélection de variables issues des estimations des modèles biomécaniques. À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation.....45
- Figure 5-1 : La position des charges considérée dans l'étude. (a) Pour les activités de levage d'une seule main sur une distance maximale de 64 cm (longueur du bras équivaut à la distance entre l'articulation de l'épaule et le centre de masse de la main) et une largeur d'épaule de 40 cm. À $D_y = 20$ cm et $D_x = 0$, le bras étendu, on obtient la longueur maximale soit 64 cm. (b) Pour les activités de levage à deux mains. La longueur maximale antérieure (D_x) en fonction de l'épaule droite est atteinte à $D_y = 0$ cm et latérale (D_Y) de 44 cm (longueur bras gauche – largeur épaule/2).51

Figure 5-2 : Comparaison des outils dans leurs prédictions des forces de compression et de cisaillement à L5-S1 des 22 tâches statiques expérimentées65

Figure 5-3 : Comparaison de quatre outils avec les données de pression discale *in vivo* de Wilke et coll. (2001)66

1. INTRODUCTION GÉNÉRALE

Les troubles musculosquelettiques (TMS) et tout particulièrement les affections vertébrales sont un fardeau autant pour la société que pour les personnes qui en sont affectées. Au Québec, le nombre d'affections vertébrales s'établissait en 2011 à 21 228 pour une diminution de 2,7 % par rapport à l'année 2010. Elles représentaient près de 30 % de l'ensemble des lésions professionnelles indemnisées (Provencher et Barbeau, 2011). C'est la région lombaire de la colonne vertébrale qui est la zone la plus touchée (60,1 % des cas d'affections) et l'effort excessif est l'agent causal le plus souvent rapporté (40,4 %). En termes de fréquence, la profession qui générait le plus d'affections vertébrales était celle d'infirmières auxiliaires diplômées (2414 cas) suivies de celle de manutentionnaires (1975 cas). L'indemnité moyenne était de 4 140 \$ et les montants versés en indemnités de remplacement du revenu totalisaient 87,8 millions de dollars (Provencher et Barbeau, 2011). Ce problème n'a pas de frontières. Ainsi, plus ou moins 70 % de la population souffrira un jour de douleurs au dos (van der Beek et Fringsdresen, 1998) et les coûts pour la société se chiffrent en milliards de dollars (National Research Council, 2001).

L'une des principales hypothèses sur laquelle se fonde la recherche pour expliquer la cause des maux de dos est le chargement subi par la colonne lors d'efforts de travail. Selon le National Research Council (2001), il existe une relation claire entre les lésions au dos et la charge mécanique imposée lors de travail de manutention. Ainsi, la charge mécanique sera tolérée dans la mesure où la capacité des tissus sera suffisante pour résister aux surcharges ou encore pour s'adapter à des charges internes de nature continue. Dans le cas contraire, lorsque les charges internes excèdent la capacité de l'individu ou l'habileté de ce dernier à s'adapter, il y aura rupture ou fatigue des tissus qui entraîneront des douleurs et des inconforts pour finalement se traduire par une incapacité fonctionnelle (National Research Council, 2001). Cette relation entre les lésions au dos et la charge mécanique a récemment été mise à l'épreuve dans une série de revues systématiques des périodiques *Spine* et *Spine Journal*. Ainsi, Bakker et coll. (2009) ont effectué une revue de la littérature en incluant seulement des études prospectives qui évaluaient la relation entre le chargement mécanique au dos et les maux de dos chez des sujets qui, à la base, ne devaient pas souffrir de ce type d'affections. Des 4487 publications recensées au départ sur le sujet, les auteurs ne retinrent que seulement 18 études à partir de critères stricts. Ils conclurent, sur la base de ces études, que l'association entre les maux de dos et le travail physique intense (caractéristique d'un chargement mécanique élevé) n'était pas toujours évidente. Ainsi, pour certaines études, cette association était démontrée tandis que pour d'autres elle ne l'était pas. Cette discordance se retrouve dans une série d'articles de *Spine Journal* qui estime que la relation entre les maux de dos et la manutention (*occupational lifting*; Wai et coll., 2010a), les postures contraignantes (Roffey et coll., 2010) ainsi que la flexion ou la torsion du tronc (Wai et coll., 2010b) n'est pas généralement démontrée de manière significative. De prime abord, on pourrait penser que ces articles remettent en question toutes les hypothèses sur lesquelles se fondent l'ergonomie ou encore la biomécanique pour expliquer les causes des TMS. Cependant, ces revues systématiques sont basées sur des études dont l'exposition physique (ou mécanique) est évaluée de manière beaucoup trop grossière, ce qui réduit les chances de bien documenter la dose-réponse. Les deux seules études qui ont recueilli des mesures directes pour estimer les chargements en milieu de travail ont toutes deux démontré une forte association entre les facteurs biomécaniques et les risques de lésions au dos (Marras et coll., 1995; Norman et

coll., 1998). Marras et coll. (2010a et 2010b) ont récemment récidivé, avec une technologie portable plus avancée, en démontrant que lorsque les facteurs de risque sont documentés de manière plus quantitative, il est alors plus facile de trouver des relations entre les maux de dos et ces facteurs de risque. D'ailleurs, ces auteurs suggèrent qu'avec des moyens appropriés pour quantifier l'exposition physique, il est possible d'identifier les facteurs physiques dynamiques responsables d'une réduction de la fonctionnalité du rachis et d'une augmentation des maux de dos. En conclusion, la charge mécanique est considérée comme une des principales causes des troubles musculosquelettiques (TMS) (Burdorf, 1995). Cependant, il est aussi reconnu qu'un chargement des tissus est requis pour assurer leur intégrité. L'absence d'un chargement comme sa présence excessive sont considérées comme des facteurs de risque (Burdorf et coll., 1997). Afin de bien documenter cette relation entre l'exposition et les effets, ces charges, en occurrence le chargement lombaire, doivent être mieux quantifiées dans les milieux de travail. Étant donné qu'il n'est pas possible de mesurer directement le chargement lombaire, des modèles biomécaniques ont été développés à cet effet.

1.1 Les modèles biomécaniques

Le principe de base des modèles biomécaniques actuels consiste à estimer les forces sur les différentes structures actives (muscles) et passives (disques, ligaments) du tronc en équilibrant les moments externes, qui sont causés par les mouvements du corps et les charges externes, avec les moments internes, qui eux résultent de l'action musculaire et ligamentaire. La problématique tient du nombre élevé de structures qui traverse chaque segment fonctionnel de la colonne qui rend une solution difficile en raison du peu d'équations disponibles capables de tenir compte d'un très grand nombre d'inconnues (c.-à-d., *kinetic redundancy*). La solution consiste alors à optimiser le problème ou encore à réduire/intégrer d'autres équations de manière à lever l'indétermination et tenter d'équilibrer les moments résultants. Pour se faire, quatre approches sont proposées dans la littérature:

(a) Méthode de réduction d'inconnues : le degré de redondance est réduit jusqu'à ce que le nombre de forces inconnues devienne égal à celui des équations disponibles. Ceci est fait par l'introduction des équations auxiliaires basées sur les intuitions physiologiques ou biomécaniques (par exemple, assembler des muscles afin de créer des muscles équivalents ou supposer des relations entre les forces musculaires) (Chaffin, 1969; McGill et Norman, 1985). Les forces musculaires et les efforts passifs de cisaillement et de compression sont calculés en résolvant l'ensemble des équations d'équilibre statique ou dynamique écrites à une section spécifique le long de la colonne (par exemple, milieu du disque L4-L5). Cette méthode ne peut par contre individualiser la force de chaque muscle. Elle n'offre généralement qu'une estimation des forces internes et ne considère que l'action des muscles antagonistes.

(b) Méthode d'optimisation : elle est basée sur l'hypothèse qu'il existe une fonction objective qui peut être minimisée ou maximisée par le système nerveux central pour satisfaire aux équations d'équilibre. La méthode consiste à mettre à profit des algorithmes mathématiques de programmation linéaires ou non linéaires pour trouver les activités musculaires qui optimisent une certaine fonction (objectif) de coût. Cette fonction est choisie sur la base des critères biomécaniques et physiologiques (Andersson et coll., 1980; Schultz, 1990). Diverses fonctions de coût ont été employées comme celle de la somme des forces ou des contraintes musculaires

élevées à diverses puissances et/ou celle des forces de compression/cisaillement à la hauteur d'un disque. L'intensité de contraction d'un muscle est également contrainte pour qu'elle demeure positive et à l'intérieure d'un intervalle physiologique. Le principal désavantage de l'optimisation est son manque de sensibilité aux stratégies individuelles d'activation musculaire. Cette méthode ne peut également prévoir la coactivation expérimentalement observée dans des muscles stabilisateurs.

(c) Méthode basée sur les mesures d'EMG : cette méthode consiste à utiliser l'électromyographie pour estimer la composante active de la force musculaire. Contrairement à la méthode d'optimisation, elle a le principal avantage de prendre en compte les stratégies individuelles d'activation musculaire dans l'estimation du chargement interne. Il s'agit d'établir une relation dynamique force-activité EMG pour chacun des muscles du tronc pour résoudre l'indétermination et tenter d'équilibrer les moments résultants. Elle est donc basée sur des relations entre les activités électriques et les forces musculaires (McGill et Norman, 1986; Lavender et coll., 1992). Des électrodes de surface sont généralement utilisées pour enregistrer l'activité musculaire pendant une tâche et ces données sont ensuite normalisées avec celles enregistrées durant des contractions maximales volontaires (CMV). Ces mesures normalisées (tenant compte des effets de longueur et de vitesse sur la force musculaire) sont ajustées par un facteur de gain afin de satisfaire les équations d'équilibre obtenues à partir du diagramme des corps libres au-dessus d'une coupe faite à la hauteur d'un disque spécifié. Pour améliorer cette dernière procédure, une approche hybride basée sur les mesures d'EMG combinée avec l'optimisation a été également utilisée (Gagnon et coll., 2001). Ce modèle sera nommé le **modèle EMG assisté par optimisation (EMGAO)** dans le reste du document. L'objectif de cette approche est d'équilibrer les moments externes et les moments musculaires en effectuant le moins d'ajustements possibles aux forces déduites de l'activité musculaire. Il s'agit en fait d'individualiser les gains accordés à chacun des muscles plutôt que de calculer un gain global pour l'ensemble des muscles. Le principal désavantage des modèles EMG et EMGAO se situe dans les relations supposées entre la force musculaire et l'activité EMG en conditions statiques et dynamiques. De plus, la contribution des muscles profonds est difficilement quantifiable au moyen de mesures d'EMG de surface. L'estimation des facteurs de gain qui équilibrent les équations de moment dans différents plans représente également une autre source d'erreurs.

Tous les modèles biomécaniques antérieurs présentent un défaut principal additionnel dû au fait que l'équilibre statique ou dynamique des moments externes est étudié seulement à une section transversale prise à un seul point le long de la colonne (souvent aux niveaux lombaires les plus bas) et non pas sur la longueur entière de la colonne. Dans ce cas-ci, les forces musculaires calculées, basées sur l'équilibre à une coupe transversale simple, peuvent ne pas satisfaire les mêmes équations écrites à un autre point le long de la colonne (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006b). Ces forces ne causent pas non plus nécessairement la même cinématique initiale une fois qu'elles sont appliquées sur le système. Pour surmonter les imperfections antérieures, des modèles linéaires d'éléments finis avec des algorithmes d'optimisation ont été développés et employés afin d'évaluer les forces musculaires, les efforts internes et la marge de stabilité (Gardner-Morse et Stokes, 1998). Un modèle géométriquement simplifié de la colonne avec des degrés de liberté de rotation et des propriétés non linéaires de rigidité passive combiné avec la méthode basée sur les mesures d'EMG ont été employés par Cholewicki et McGill (1996). Ce dernier permet d'évaluer les forces musculaires et la marge de stabilité dans diverses tâches.

(d) Méthode cinématique: elle consiste à mener une analyse non linéaire d'éléments finis basée sur la cinématique qui tient compte à la fois des parties ligamentaires passives et musculaires actives de la colonne vertébrale thoracolombaire (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005; Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a; El Rich et coll., 2004; Shirazi-Adl et coll., 2002). Dans cette approche, un ensemble de conditions cinématiques est appliqué dans le modèle non linéaire d'éléments finis sous des charges de gravité avec ou sans charge externe. Cette analyse cherche à évaluer les forces/moments nécessaires qui sont plus tard employés dans un module séparé pour évaluer les forces musculaires inconnues. Par la suite, ces dernières sont appliquées dans le modèle comme des charges externes additionnelles et l'itération est répétée jusqu'à obtenir une convergence. Cette procédure interactive d'éléments finis tient compte correctement de la synergie passive-active de la colonne et emploie des données cinématiques pour résoudre la redondance du système. Au cas où le nombre de muscles attachés aux vertèbres dépasserait le nombre de déplacements contraints au même niveau, une optimisation locale sera également nécessaire. Nous nommerons ce **modèle CINAO** dans le reste du document, soit le modèle cinématique assisté par optimisation. Tout comme pour la méthode d'optimisation, le principal désavantage de ce modèle est son manque de sensibilité aux stratégies individuelles d'activation musculaire.

1.2 Validation des modèles biomécaniques

La difficulté majeure avec tout modèle biomécanique concerne sa validation. Comme le précisent Panjabi (1979) et plusieurs autres auteurs par la suite, la validation parfaite d'un modèle biomécanique mathématique n'est pas possible. Pour le type de modèle articulaire discuté ici, les comparaisons directes sont impossibles puisqu'il faudrait alors mesurer *in vivo* (1) le chargement sur une vertèbre ou un disque intervertébral et (2) les forces musculaires en insérant des transducteurs de force dans les tendons musculaires. Certaines comparaisons peuvent cependant servir à valider partiellement ce type de modèle biomécanique, notamment au regard: (1) de la justesse des intrants et des hypothèses du modèle; (2) de la capacité d'obtenir l'équilibre mécanique des moments nets et des forces pas seulement à l'articulation modélisée, mais à d'autres aussi; (3) des comparaisons entre l'amplitude des forces articulaires (compression et cisaillement) et musculaires (valeur et gain) obtenues et celles retrouvées dans la littérature sur des tâches similaires (par exemple, en utilisant des mesures de pressions intradiscales lombaires); (4) de la justesse des stratégies musculaires obtenues pour des tâches spécifiques; et (5) des comparaisons directes simulées avec un ou plusieurs autres modèles.

Au Québec, deux groupes ont développé des modèles biomécaniques internes de la colonne vertébrale lombaire : (1) le groupe de Sherbrooke dirigé par Denis Gagnon qui a élaboré un modèle à partir d'une approche hybride basée sur des mesures d'EMG combinée avec l'optimisation (modèle EMGAO); (2) le groupe Polytechnique Montréal sous la direction de Aboufazel Shirazi-Adl qui a conçu un modèle à partir d'une approche cinématique (modèle cinématique CINAO). Une étude comparant les réponses des modèles EMGAO et CINAO (Plamondon et coll., 2009, Arjmand et coll., 2009; Arjmand et coll., 2010a et 2010b) a permis non seulement de vérifier si leurs estimations concordaient, mais aussi d'identifier les faiblesses de chacun des modèles pour orienter les développements à venir. Les deux modèles ont été comparés à partir des mêmes données et en dépit de résultats relativement équivalents sur la prédiction des forces de compression, les forces de cisaillement prédites par les deux modèles étaient très différentes. La différence entre les deux modèles aurait été probablement moins

élevée si le modèle EMGAO avait considéré tous les segments vertébraux lombaires jusqu'à T12/L1 au lieu d'un seul. En équilibrant l'action musculaire à tous les segments lombaires, le modèle CINAO satisfait aux conditions d'équilibre autant à L5-S1 qu'à l'articulation T12/L1. Depuis peu, le modèle EMGAO a fait l'objet d'une mise à jour consistant à équilibrer l'action musculaire à tous les segments lombaires (Gagnon et coll., 2011).

1.3 Valeur ajoutée des modèles biomécaniques

Quelle est la valeur ajoutée des estimations des modèles biomécaniques par rapport aux mesures externes (EMG de surface, cinématique, forces externes)? Bien entendu, les estimations de ces modèles (chargement interne) sont différents des mesures servant d'intrant, ce qui nécessite l'utilisation de ces modèles. Cependant, sur le plan strictement statistique, sachant que ces mesures externes servent d'intrant à ces modèles, il est possible que les estimations des modèles n'ajoutent pas d'information additionnelle sur le phénomène étudié, en termes de variance expliquée du phénomène en question. Cette question sera abordée dans ce projet en comparant la sensibilité des deux modèles à différents effets, ceci à travers trois des quatre volets proposés ci-dessous (volets #1, 2 et 4). Il est en fait question ici de la sensibilité au changement des mesures externes par rapport aux estimations des modèles.

La retombée directe des modèles biomécaniques est la quantification du chargement lombaire, toutefois leur utilisation est difficile. Des recherches ont permis de constater qu'il existe une façon plus directe d'évaluer le chargement lombaire lors d'activité de travail soit l'utilisation d'équations de prédiction (régression). Ainsi à partir de simples données d'entrées, il est possible généralement d'avoir une estimation grossière des forces de compressions sur les structures lombaires. Ces outils d'analyse ont leur force et leur faiblesse dépendant des hypothèses et des méthodes de simplification qui sont introduites dans le modèle de base. Le volet #3 étend l'utilisation ces équations et compare ce nouvel outil à quatre autres populaires dans la littérature.

2. VOLETS DE RECHERCHE

Quatre volets de recherche sont proposés ici pour l'évaluation et l'application des modèles biomécaniques EMGAO et CINAO. L'objectif général de chacun de ces volets est expliqué ici. Les objectifs et hypothèses de recherche spécifiques sont détaillés dans les prochaines sections, c'est-à-dire à l'intérieur de chacun des volets.

2.1 Volet #1 (évaluation modèle CINAO): Effets de l'orientation, de la position et de l'amplitude des forces dans l'évaluation des forces de compression

Il semblerait que la force de compression sur la colonne serait dépendante non seulement des valeurs des moments nets externes, mais aussi des positions et orientations des charges externes, mais ceci reste à être revérifié. Si cela s'avérait, il faudrait ajouter ces nouveaux intrants pour améliorer la validité des modèles existants. Ce premier volet vise donc à vérifier si différentes forces externes (dont les orientations, positions et amplitudes sont différentes, mais qui produisent le même moment net à L5-S1) sollicitent les mêmes groupes musculaires et résultent au même chargement lombaire. Les effets sur le modèle CINAO seront aussi étudiés.

2.2 Volet #2 (évaluation modèle CINAO): La biodynamique du tronc sous l'effet de perturbations soudaines

Ce volet s'intéresse aux réactions des muscles du tronc (réponses réflexes) à des perturbations soudaines de celui-ci. En effet, ce type de perturbations soudaines représente un risque de blessure et peut se produire lors d'activité de manutention de charges ou de patients, ou tout simplement lors d'une chute par glissement, soit des mécanismes de blessures de nature accidentelle. Les réponses réflexes et ses répercussions mécaniques sont évaluées avec les mesures externes (EMG, cinématique, forces externes) et les estimations du modèle CINAO lors de différentes conditions de perturbation susceptibles de moduler les réponses réflexes.

2.3 Volet #3 (application du modèle CINAO): À la recherche d'équations de prédiction du chargement lombaire

Afin de pallier les limites des outils ergonomiques proposés jusqu'à maintenant pour prédire le chargement lombaire, Arjmand et coll., (2010b) ont développé des équations de régression (ou de prédiction), à partir du modèle CINAO du groupe de Shirazi-Adl (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a). Elles établissent une relation simple entre le chargement lombaire (soit à L4-L5 ou à L5-S1) et quatre variables indépendantes d'entrées soit : (1) la charge dans les mains; (2) la distance horizontale entre la charge et l'épaule; (3) l'angle du tronc en flexion avant et (4) le ratio de rotation lombaire/pelvienne. Ce volet vise à étendre l'utilisation de ces équations pour des chargements asymétriques et à les comparer aux estimations offertes par les quatre autres outils ergonomiques les plus populaires.

2.4 Volet #4 (application du modèle EMGAO): Application du modèle musculosquelettique de la colonne vertébrale lombaire aux données du projet expert/novice en manutention chez les hommes

Dans le cadre d'un projet précédent intitulé *Comparaison expert/novice sur les risques de blessures en manutention*, des données extrêmement riches et détaillées ont été recueillies sur des manutentionnaires experts et novices lors de simulations en laboratoire (Plamondon et coll., 2010). Les analyses réalisées avec les mesures externes ont mené à des résultats différents entre les deux groupes et qui supposent des effets sur le chargement interne de la colonne vertébrale lombaire. Ce volet permet de vérifier ces effets attendus à l'aide du modèle EMGAO récemment mis à jour (EMGAO) en ce qui a trait à l'équilibration de l'action musculaire à tous les segments

3. VOLET 1 : EFFETS DE L'ORIENTATION DE LA POSITION ET DE L'AMPLITUDE DES FORCES DANS L'ÉVALUATION DES FORCES DE COMPRESSION

3.1 Objectifs

Le but de ce volet était d'évaluer l'influence d'une action consistant à varier la grandeur, la position et l'orientation des charges externes sur les charges internes de la colonne vertébrale à l'articulation L5-S1 lorsque le moment net externe demeure constant. Si cela s'avérait, il faudrait ajouter ces nouveaux intrants pour améliorer la validité des modèles existants.

Dans cette étape, on cherche à vérifier expérimentalement à l'aide de mesures d'électromyographie (EMG), si les activités musculaires des muscles du tronc changent uniquement avec la grandeur des moments externes ou s'ils dépendent aussi de la tâche considérée (forces externes, bras de levier par rapport à L5-S1 et orientation de forces externes).

Hypothèse de recherche : L'orientation des forces modifiera les patrons d'activation des muscles du tronc ainsi que la posture lombaire et, de ce fait, on peut s'attendre à un changement du chargement lombaire tel qu'estimé avec le modèle CINAO de Shirazi-Adl (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a).

3.2 Méthodologie expérimentale

Douze sujets de sexe masculin en bonne santé, n'ayant pas rapporté de douleurs au dos au cours de la dernière année, ont été recrutés après avoir signé un formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique de Polytechnique Montréal. Les participants avaient en moyenne : un poids de 73 ± 4 kg, une taille de 178 ± 3 cm et un indice de masse corporelle de 23 ± 2 kg/m².

La première étape consista à mesurer les caractéristiques physiques du sujet (poids, taille) et à calibrer les signaux EMG aux fins de normalisation au moyen d'un dynamomètre spécialement conçu pour mesurer les efforts statiques des muscles du tronc. Avant les tests sur dynamomètre, les sujets étaient préparés pour recueillir les signaux EMG. Tout d'abord, une électrode de référence a été fixée sur C7 et douze électrodes actives de surface (Modèle DelSys Inc.; filtre à bande passante 20-450 Hz) ont été placées bilatéralement sur chaque sujet aux endroits suivants: le droit de l'abdomen, l'oblique externe, l'oblique interne, le *multifidus* à la hauteur de L5, iliocostal à la hauteur de L3, le *longissimus* à la hauteur de L1. La fréquence d'échantillonnage était de 1024 Hz et un filtre d'ordre 8 à bandes passantes entre 30 et 450 Hz a été utilisé pour enlever le bruit de haute fréquence ainsi que les artéfacts causés par le signal électrocardiographique. Par la suite, chaque sujet a été placé dans le dynamomètre pour calibrer les signaux EMG des muscles du tronc au moyen de contractions musculaires volontaires (CMV). Positionné dans une posture semi-assise, le sujet devait effectuer trois efforts maximum en extension, deux en flexion latérale (de chaque côté), et deux en torsion (de chaque côté). Chaque effort durait 10 secondes et une période de repos de deux minutes était accordée au sujet entre chaque effort. Le signal du dynamomètre était enregistré à une fréquence de 128 Hz. La valeur quadratique maximale (le *root mean square* RMS) du MVC a été calculée sur des fenêtres

de temps de 500 ms (chevauchement de 50 ms). Par la suite, les valeurs de RMS ont été calculées sur une fenêtre de 6 s sans chevauchement. Aux fins de normalisation, les données EMG de chaque muscle de tous les essais (et pour chaque sujet) ont été divisées par la valeur maximale obtenue lors des tests sur dynamomètre. Les données EMG du côté droit et du côté gauche de chaque muscle pour toutes les conditions sur dynamomètre ainsi que lors des tests expérimentaux ont été moyennées en raison de la faible différence entre elles ($p > 0.15$).

La seconde étape consista à instrumenter les sujets. La cinématique du corps a été évaluée au moyen de 12 grappes de marqueurs (clusters) posés sur : la tête (1), le dos à la hauteur de C7 (1), T12 (1) et S1 (1), les deux bras (2), les deux avant-bras (2), les deux cuisses (2) et les deux pieds (2). Chaque grappe est composée de quatre diodes LED électroluminescentes (à l'exception de sept pour les pieds) dont les signaux sont captés par cinq colonnes Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario). Une fois les grappes rigides posées, un pointeur constitué de 24 LED permet de localiser les repères anatomiques par rapport à leur grappe de marqueurs respective de manière à pouvoir estimer les centres articulaires segmentaires et ultérieurement la position des segments. La fréquence d'échantillonnage du système Optotrak est de 30 Hz et l'erreur de reconstruction 3D du système est estimée à moins 1 mm.

Dans la troisième étape de ce volet, la phase expérimentale consistait pour le sujet à tenir une poignée qui a servi à transmettre le moment externe au dos. Les sujets étaient invités à effectuer, dans une position debout droite, six types distincts de tâches statiques dont le moment à L5-S1 était toujours identique entre les tâches, mais l'amplitude et la direction des forces externes étaient différentes (**figure 3-1**):

- 1) tâche de maintien d'un moment produit par une force horizontale à une hauteur de 20 cm au-dessus de L5-S1;
- 2) idem (1) sauf à une hauteur de 40 cm au-dessus de L5-S1;
- 3) tâche de maintien d'un moment produit par une force verticale à une hauteur de 40 cm;
- 4) tâche de maintien d'un moment produit par une force diagonale vers le haut de 50° à une hauteur de 40 cm;
- 5) Idem (4) sauf qu'il s'agit d'une force diagonale de 25° ;
- 6) Idem (4) sauf qu'il s'agit d'une force diagonale de -25° .

Les six types de tâches ont été répétés à deux reprises pour trois grandeurs de moment : 15, 30 et 45 Nm. Le nombre total d'essais pour chaque sujet s'élevait donc à 36 (six tâches x deux répétitions x trois moments). La force transmise aux mains via le câble (figure 3-1) était ajustée pour chaque orientation et pour chaque sujet de manière à exercer à L5-S1 le moment souhaité. La localisation du centre articulaire à L5-S1 a été estimée à 9 cm antérieurs et à 1 cm proximal du repère anatomique de l'apophyse épineuse à L5 (Snyder et coll., 1971).

Pour éviter les effets de fatigue, un repos de 1 min était accordé aux sujets entre les essais de 10 s. Les effets d'anthropométrie, qui affectent les moments gravitationnels, ont été minimisés en sélectionnant des sujets homogènes en termes de poids et de taille. Les sujets étaient informés au tout début de la séance de regarder droit devant et de conserver la posture statique de manière constante. Pour les aider, une barre de référence fixe à la hauteur des épaules et une autre à la hauteur des mains servaient de guide. Seules les données enregistrées lors de la seconde répétition ont été analysées.

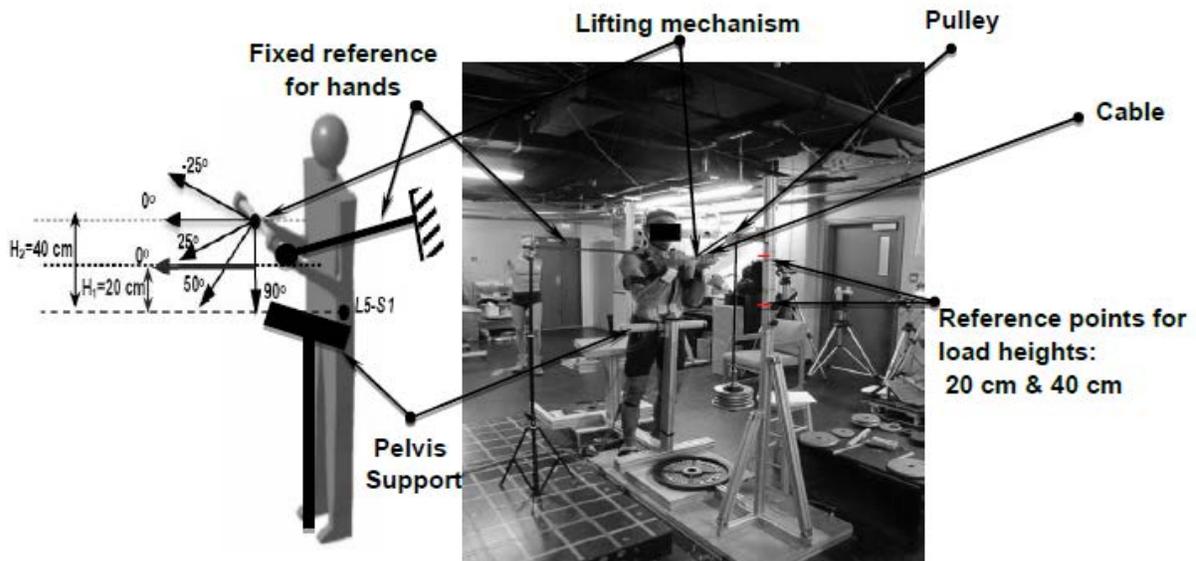


Figure 3-1 : Illustration des tâches effectuées par chaque sujet dans une posture statique debout droite : pour différentes orientations de force (-25°, 25°, 50° et 90°, à une hauteur $H_2 = 40$ cm); pour deux hauteurs dans le cas de la force horizontale ($H_1 = 20$ cm et $H_2 = 40$ cm); pour trois moments externes par rapport à L5-S1 (15, 30 et 45 Nm)

3.2.1 Traitement de données

Les moments externes réels à L5-S1 (à la différence des moments prescrits) ont été estimés à partir d'un modèle à chaînon simple du haut du corps (tête, bras, avant-bras et tronc : T1-S1). Les caractéristiques anthropométriques du sujet étaient déterminées à partir des données de De Leva (1996) et les poids segmentaires du tronc à partir des données de Pearsall (1994). La position des segments du haut du corps et des forces externes était directement prélevée des données cinématiques disponibles lors de la séance expérimentale.

Ensuite, le modèle CINAO de Shirazi-Adl a été utilisé (ce modèle est expliqué à l'annexe A). Les données de sortie du modèle sont les forces de compression et de cisaillement à la hauteur de l'articulation L5-S1 ainsi que les forces des muscles locaux et globaux. Les muscles globaux incorporés dans le modèle sont: *iliocostalis lumborum pars thoracic (ICPT)*, *longissimus*

thoracic pars thoracic (LGPT), rectus abdominus (RA), external oblique (EO) et internal oblique (IO). Dans la partie lombaire, les muscles locaux qui ont été introduits dans le modèle, sont : *multifidus (MF), quadratus lumborum (QL), iliopsoas (IP), iliocostalis lumborum pars lumborum (ICPL) et longissimus thoracis pars lumborum (LGPL)*. Ces derniers peuvent être validés au moyen des signaux EMG des muscles du tronc captés par les électrodes de surface lors des essais expérimentaux.

3.2.2 Traitement statistique

Deux types d'analyses statistiques ont été effectués. Dans la première série, on désirait vérifier si l'orientation des forces modifiait les patrons d'activation EMG des muscles du tronc ainsi que la posture lombaire. Des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées ont été réalisées sur les données d'EMG normalisées de chaque muscle (trois muscles extenseurs et trois muscles fléchisseurs) et sur les forces transmises aux mains pour évaluer l'effet de l'orientation des charges (cinq niveaux) et de la grandeur des moments (trois niveaux). Des analyses supplémentaires ont été effectuées pour mesurer l'effet de hauteur ou d'élévation (H_1 et H_2) pour les trois moments. Enfin, les effets de l'orientation des forces et de la grandeur des moments ont été estimés sur trois variables dépendantes soit la rotation du tronc, du bassin et de région lombaire sur trois temps (instant) d'échantillonnage différents, 2, 5 et 8 s des tests statiques. Pour ce qui concerne les résultats du modèle CINAO, quatre sujets ont été évalués pour lesquels les forces de compression et de cisaillement ont été obtenues. Cependant, aucune analyse statistique n'a été effectuée en raison du faible nombre de sujets testés.

3.3 Résultats sur la cinématique et l'EMG

Les analyses cinématiques démontrent que le bassin, le tronc et la région lombaire n'ont pas bougé lorsque le moment, la hauteur et l'orientation des forces étaient modifiés entre les essais. Aucune différence significative sur le déplacement angulaire des segments n'a donc été trouvée (tableau 3-1 et 3-2). Les forces externes transmises à la poignée variaient significativement en fonction de la grandeur du moment, de l'orientation des forces et de la hauteur du bras de levier par rapport à L5-S1 (figure 3-2). La force externe augmentait significativement (comme prévu) avec une augmentation du moment. Cette force était la plus élevée lorsqu'elle était dirigée vers le haut à un angle de -25° (figure 3-2A) et la moins élevée à un angle de $+25^\circ$. Évidemment, lorsqu'une force horizontale était appliquée, celle-ci dépendait du bras de levier par rapport à L5-S1; elle était donc plus élevée à une hauteur de 20 cm qu'à 40 cm (figure 3-2B).

Aucune différence significative n'a été trouvée entre les données EMG du côté droit et celles du côté gauche et, par conséquent, elles ont donc été moyennées. L'orientation des forces, la grandeur du moment et leur interaction ont significativement affecté les valeurs d'EMG de presque tous les muscles du dos (tableau 3-3 et figure 3-3). L'effet de l'augmentation du moment sur l'EMG des muscles abdominaux était toutefois moins évident (tableau 3-3, figure 3-4). En ce qui concerne la hauteur de la force horizontale, l'effet du moment sur l'EMG était significatif pour tous les muscles extenseurs (tableau 3-4, figure 3-4). Aussi, la force horizontale à H_1 étant plus élevée qu'à H_2 (pour un même moment à cause du bras de levier de 20 cm par rapport à L5-S1), l'effet sur l'EMG était significativement plus élevé sur tous les muscles extenseurs et fléchisseurs (figure 3-5).

Tableau 3-1 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des cinq orientations (à H2 = 40 cm), des trois moments et des trois temps d'échantillonnage sur la rotation du tronc, du bassin et de la région lombaire (niveau de signification $p < 0.05$)

	Rotation tronc	Rotation bassin	Rotation lombaire
Orientation	0.926	0.873	0.285
Moment	0.274	0.618	0.329
Temps	0.228	0.423	0.367
Orientation×Moment	0.402	0.827	0.911
Orientation×Temps	0.450	0.291	0.121
Moment×Temps	0.865	0.718	0.849
Orientation×Moment×Temps	0.042	0.242	0.867

Tableau 3-2 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des deux hauteurs, des trois moments et des trois temps d'échantillonnage sur la rotation du tronc, du bassin et de la région lombaire (niveau de signification $p < 0.05$)

	Rotation tronc	Rotation bassin	Rotation lombaire
Hauteur	0.791	0.399	0.327
Moment	0.920	0.594	0.490
Temps	0.957	0.145	0.779
Hauteur×Moment	0.879	0.495	0.304
Hauteur×Temps	0.341	0.390	0.102
Moment×Temps	0.573	0.758	0.872
Hauteur×Moment×Temps	0.345	0.299	0.414

Tableau 3-3 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des cinq orientations (H2 = 40 cm) et des trois moments sur l'EMG des muscles du tronc (niveau de signification $p < 0.05$)

	Muscles du dos			Muscles abdominaux		
	LGPT	ICPT	MF	IO	EO	RA
Orientation	0.000	0.000	0.037	0.003	0.036	0.033
Moment	0.000	0.000	0.000	0.148	0.010	0.168
Orientation × Moment	0.009	0.023	0.395	0.537	0.214	0.152

Tableau 3-4 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées pour évaluer l'effet des deux hauteurs et des trois moments sur l'EMG des muscles du tronc (niveau de signification $p < 0.05$)

	Muscles du dos			Muscles abdominaux		
	LGPT	ICPT	MF	IO	EO	RA
Hauteur	0.058	0.001	0.057	0.097	0.024	0.076
Moment	0.000	0.000	0.000	0.377	0.019	0.105
Hauteur × Moment	0.007	0.000	0.000	0.150	0.237	0.287

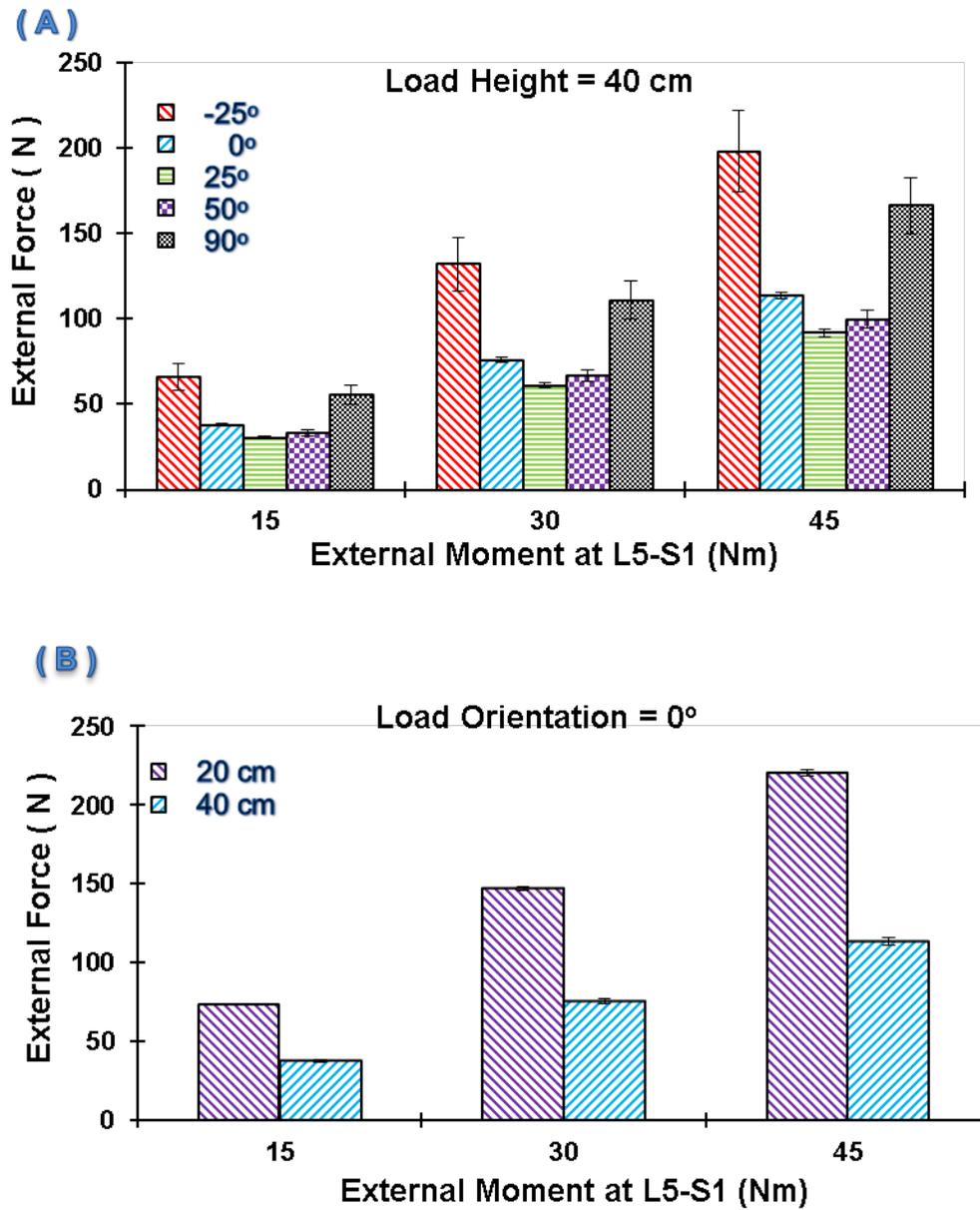


Figure 3-2 : Moyennes et écarts-types des charges externes transmises par le câble lors des différentes tâches expérimentales

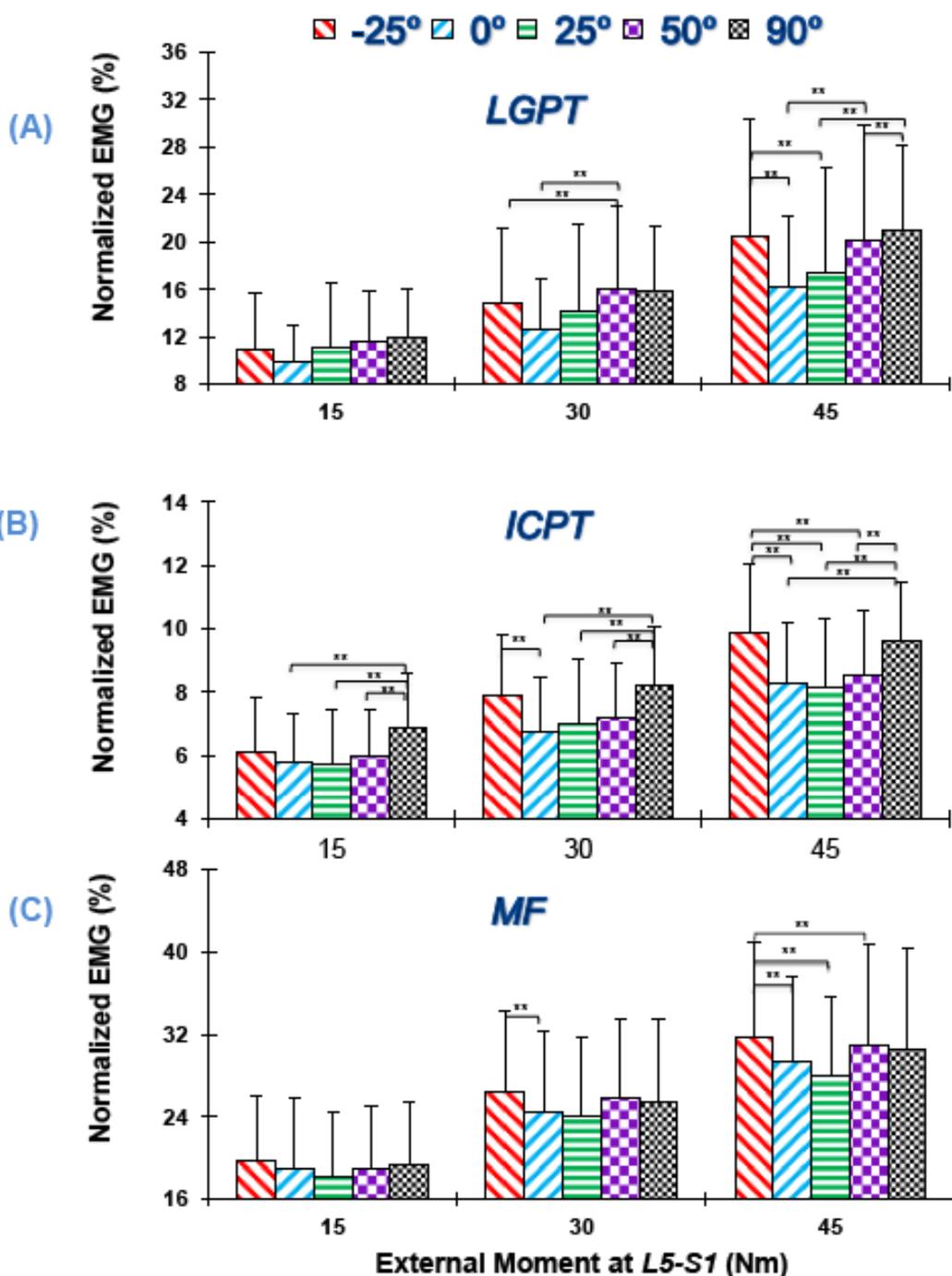


Figure 3-3 : Moyennes et écarts-types de l'EMG normalisée des muscles du dos des sujets dans les cinq différentes orientations et les trois moments à une hauteur H₂ de 40 cm de L5-S1, (A) *longissimus thoracis pars thoracic* (LGPT), (B) *iliocostalis lumborum pars thoracic* (ICPT) et (C) *multifidus* (MF). Niveau de signification: (*) 0.01 < p < 0.05 et (**) p < 0.01

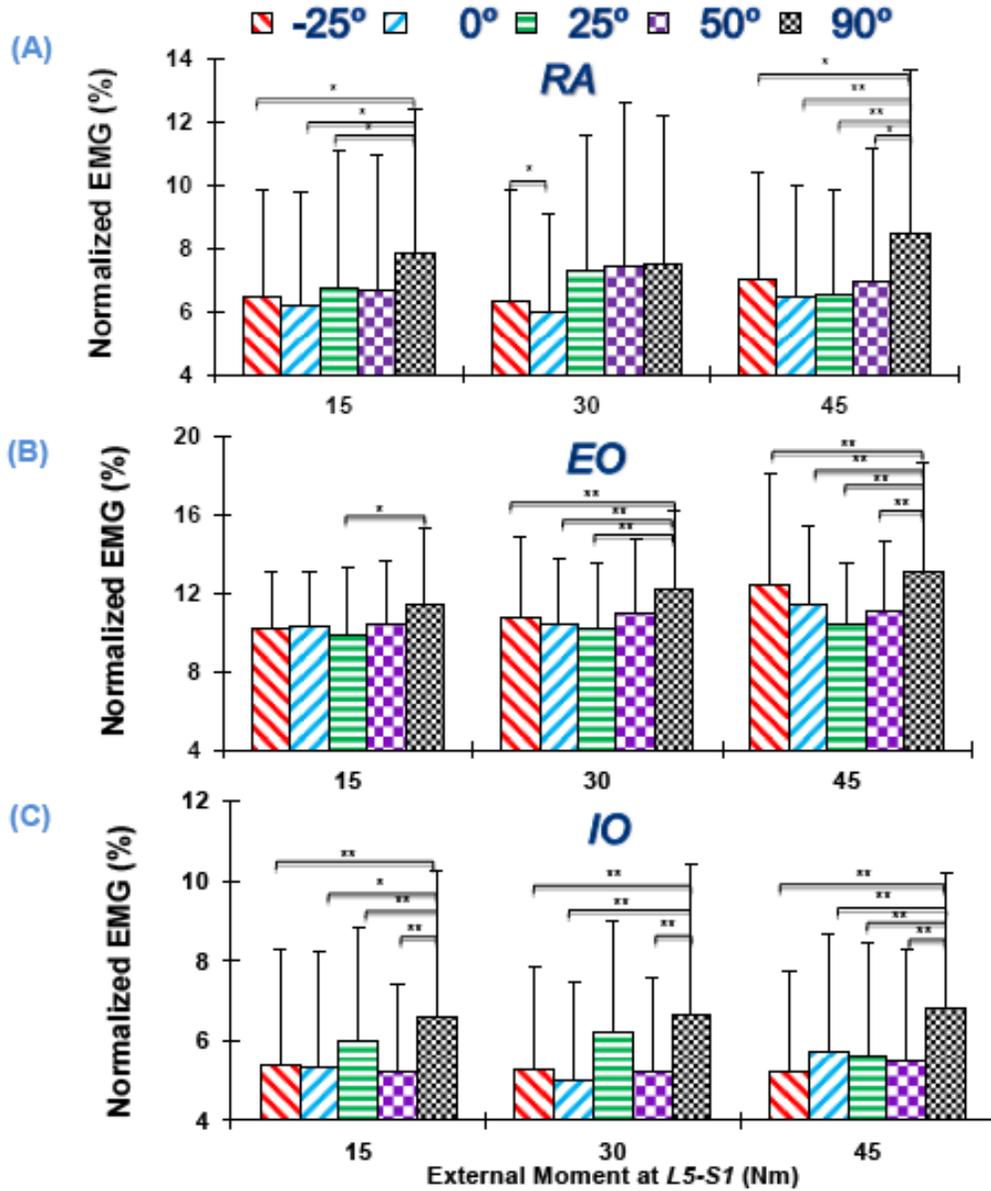


Figure 3-4 : Moyennes et écarts-types de l'EMG normalisée des muscles abdominaux des sujets dans les cinq différentes orientations et les trois moments à une hauteur H₂ de 40 cm de L5-S1, (A) *rectus abdominus* (RA), (B) *external oblique* (EO) et (C) *internal oblique* (IO). Niveau de signification: (*) 0.01 < p < 0.05 et (**) p < 0.01

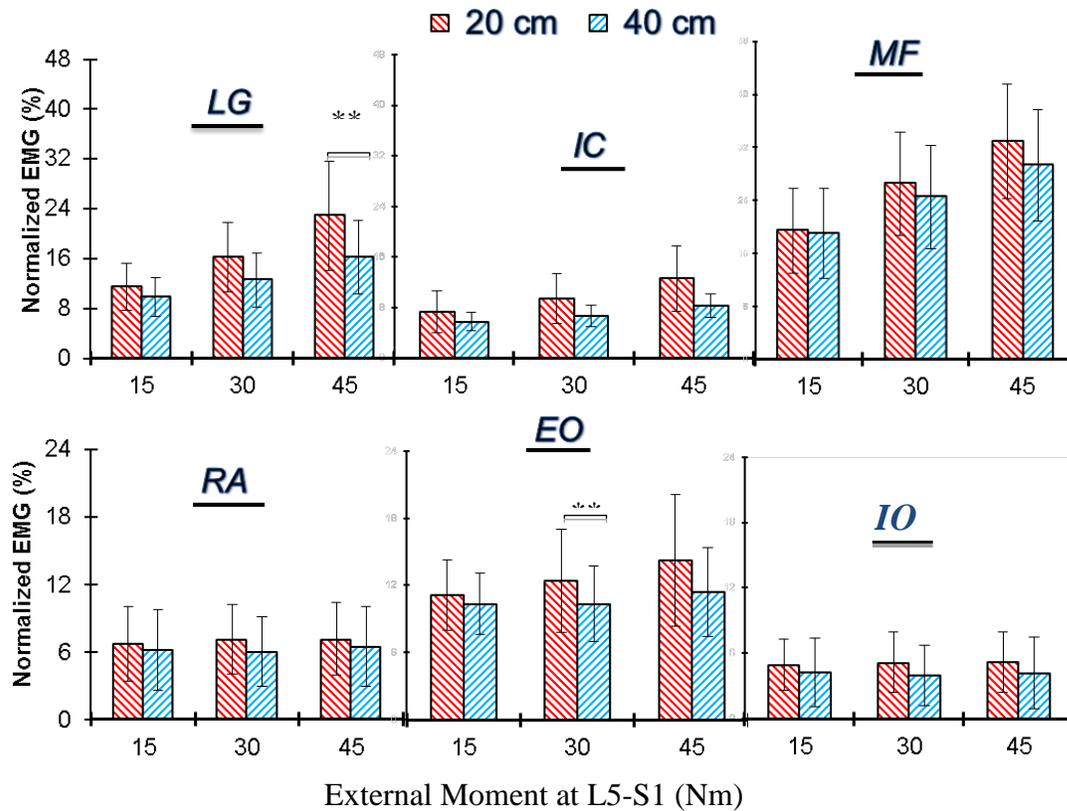


Figure 3-5 : Moyennes et écarts-types de l'EMG normalisée des muscles dorsaux et abdominaux des sujets dans les deux hauteurs (H_1 et H_2) et les trois moments; (LG) *longissimus thoracis pars thoracic*, (IC) *iliocostalis lumborum pars thoracic*, (MF) *multifidus*, (RA) *rectus abdominus*, (EO) *external oblique* et (IO) *internal oblique*. Niveau de signification : (*) $0.01 < p < 0.05$ et () $p < 0.01$**

3.4 Discussion sur la cinématique et l'EMG

Dans la première partie de ce volet, l'effet de la grandeur de la force externe sur l'EMG des muscles du tronc a été investigué en modifiant son orientation (cinq niveaux) et sa hauteur (deux niveaux) tout en conservant le même moment de force à L5-S1 (trois niveaux). Les résultats ont confirmé l'hypothèse selon laquelle l'orientation et la grandeur des forces exercées sur le tronc influencent significativement l'activité EMG des muscles en dépit d'une posture similaire et d'un moment identique à L5-S1. Cela indique qu'il faudra tenir compte à l'avenir non seulement du moment de force à L5-S1, mais également de l'orientation et de la grandeur de la force externe si des équations de régression sont construites pour prédire les forces internes de la colonne.

Pour pratiquement la même posture (tableau 3-2) et le même moment à L5-S1, une augmentation dans l'élévation de la force horizontale, ou de son équivalent une diminution dans la grandeur de la force, a réduit de manière significative l'activité EMG de tous les muscles extenseurs et fléchisseurs considérés dans cette étude (figure 3-5 et tableau 3-4). Il faut également souligner

une plus grande coactivité musculaire des antagonistes (significatif cependant seulement au regard des obliques externes) dans le cas d'une force horizontale plus grande à H_1 qu'à H_2 . Ces résultats corroborent ceux de Kingma et coll. (2007) qui ont aussi remarqué une coactivité musculaire plus élevée à de plus grandes charges pour des sujets en position debout sous l'influence d'une force horizontale appliquée directement sur le dos à T3, T6 et T9. Dans cette étude, le moment était maintenu constant à L3/L4 et la région lombaire avait tendance à s'aplatir sous l'effet de charges plus élevées. En négligeant l'activité musculaire des muscles profonds du dos qui n'ont pas été mesurés, l'effet d'une grande force externe appliquée proche de L5-S1 augmente l'activité des muscles superficiels agonistes et antagonistes et, par conséquent, augmentera le chargement lombaire. Toutefois, dans leur étude, Granata et Orishimo (2001) ont noté des observations contraires aux nôtres, c'est-à-dire une augmentation de l'activité musculaire avec l'accroissement de la hauteur. Il faut noter que la force aux mains de la présente étude a été appliquée par un câble à deux hauteurs (dans le cas des forces horizontales), tandis que dans l'étude de Granata et Orishimo (2001) la force externe était verticale et ne changeait pas avec la hauteur pour appliquer un même moment à L5-S1. Ce résultat s'explique probablement parce l'élévation de la charge diminue la stabilité de la colonne vertébrale et, pour éviter une situation instable, les muscles doivent compenser en augmentant leur activité.

Sous l'influence d'un même moment à L5-S1, la force externe horizontale double de grandeur en passant d'une hauteur de 40 cm à celle de 20 cm (figure 3-2B). La colonne lombaire subit alors des moments de flexion moins élevés aux vertèbres thoraciques, mais deux fois plus de forces de cisaillement à tous les niveaux. Dans ces conditions, les muscles profonds lombaires (obliques) peuvent jouer un rôle plus important en comparaison avec les muscles globaux à la hauteur de la cage thoracique. Kingma et coll. (2007) ont rapporté une activité EMG plus élevée aux muscles extenseurs locaux (plus spécifiquement MF et LG) bien qu'ils n'aient utilisé que des électrodes de surface pour enregistrer leur activité EMG. En accord avec ces résultats, nos données indiquent une activité musculaire plus élevée aux MF en comparaison avec les LG et IC, ce qui confirme l'idée que les muscles extenseurs lombaires locaux sont plus activés que les extenseurs globaux lorsque des forces horizontales sont appliquées à proximité de L5-S1. Cependant, les muscles globaux, spécialement sous l'effet de grands moments, ont démontré, dans cette étude et celle de Kingma et coll. (2007), plus d'activité musculaire soumise à des forces horizontales proches de L5-S1 en dépit d'un moment minimum à la hauteur de la cage thoracique. La contribution plus importante des abdominaux peut expliquer en partie ce résultat. L'augmentation de l'activité de tous les muscles peut être motivée par une réaction neuromusculaire à l'augmentation de la grandeur des chargements externes (Kingma et coll., 2007). Néanmoins, l'effet d'excitation croisée (*crosstalk*) entre les muscles extenseurs superficiels et profonds n'est pas à écarter dans l'interprétation de ces données.

Appliquée sur la même position et avec un moment équivalent à L5-S1, la grandeur de la force externe était la plus grande à -25° d'angle, et la moins grande à $+25^\circ$ (figure 3-2). Cela s'explique par le bras de levier qui était beaucoup plus petit dans le cas de la force à -25° d'angle par rapport aux autres orientations (figure 3-1). Nécessairement, le bras de levier et le moment correspondant auraient été différents si le choix de la vertèbre avait été autre que L5-S1.

De plus grandes forces associées à de plus grands moments augmentent de manière significative l'importance de l'activité EMG des extenseurs du dos avec de faibles variations à la hauteur des

abdominaux (tableau 3-3 et figures 3-3 et 3-4) Le degré de coactivité est demeuré pratiquement inchangé entre les différents niveaux des moments. En conservant le moment constant, les plus grandes forces appliquées à -25° et à $+90^\circ$ ont résulté en une activité musculaire plus élevée des muscles du tronc (figure 3-3). Quoique plus évident dans la condition de 45 Nm et pour les muscles extenseurs, il y avait des similarités dans les valeurs relatives entre l'EMG du tronc (figure 3-3) et les forces appliquées (figure 3-2A) à mesure que la force d'orientation change. Il apparaît donc que l'EMG des muscles extenseurs du dos s'ajuste à l'importance des forces appliquées selon différentes orientations et atteint leur maximum à celles de -25° et de $+90^\circ$. Les muscles abdominaux étaient cependant activés à leur maximum à $+90^\circ$ d'orientation (figure 3-4). Ainsi, sous l'effet d'une charge provenant de différentes orientations et en négligeant la contribution des muscles profonds, une activité musculaire plus élevée des muscles superficiels engendrera des forces internes sur les vertèbres plus élevées.

Sans égard à la hauteur et à l'orientation des forces, un plus grand moment de flexion à L5-S1 augmenta l'activité EMG, mais dans le cas seulement des muscles extenseurs globaux et non aux abdominaux. Les extenseurs agonistes contrebalancent (équilibrent) le moment externe comme il faut s'y attendre pour toute variation de ce moment. La faible activité des muscles fléchisseurs (abdominaux) apparaît être suffisante pour assurer une certaine stabilité de la colonne vertébrale malgré l'accroissement du moment externe (15 Nm, 30 Nm, 45 Nm). Les muscles globaux du tronc sont en effet spécialisés en tout premier lieu pour soutenir le moment externe à L5-S1 lorsque celui-ci augmente.

La comparaison entre l'activité EMG des muscles globaux *longissimus* (LG) et celle de *iliocostalis* (IC) démontre une plus grande activité chez le premier sous toutes les conditions expérimentales. L'activité du *multifidus* (MF) a été la plus élevée parmi les muscles extenseurs quoique ce dernier ait pu être contaminé par l'activité du *longissimus* (Stokes et coll., 2003). Dans le cas des fléchisseurs, l'oblique externe (EO) s'est révélée être le muscle le plus actif conformément avec d'autres études sur son rôle pour améliorer la stabilité vertébrale (Gardner-Morse et Stokes, 1998, El Ouaid et coll., 2009). Kingma et coll. (2007) rapportèrent cependant une plus grande activité pour l'oblique interne dans toutes les conditions de hauteur et de moment.

Les conditions expérimentales ont non seulement influencé la grandeur des forces externes, mais également les forces de compression et de cisaillement à L5-S1. Il est important de mentionner que la colonne vertébrale n'est pas une structure rigide; même si les moments étaient constants à L5-S1, il ne l'était pas pour d'autres segments vertébraux (L3-L4 ou T12-L1). Étant donné la complexité du système musculosquelettique de la colonne vertébrale, et malgré le contrôle des conditions expérimentales, d'autres études seront nécessaires pour confirmer les stratégies neuromusculaires exposées dans le cadre de cette étude. Par exemple, l'absence de données EMG des muscles profonds lombaires pourrait modifier les conclusions de cette étude. Aussi, l'exigence de satisfaire au principe d'équilibre sur l'ensemble de la colonne vertébrale impose des contraintes sur tous les groupes musculaires locaux et globaux qui ne peuvent être résolues que par le développement d'un modèle biomécanique complexe qui n'existe pas actuellement.

En somme, les résultats de cette partie ont confirmé l'hypothèse que l'orientation et la grandeur des forces exercées sur le tronc influencent significativement l'activité EMG des muscles et plus

spécifiquement ceux des extenseurs (globaux) du tronc en dépit d'une posture similaire et d'un moment identique à L5-S1. En général, l'activité EMG était plus grande avec un accroissement de la force externe et une augmentation du moment à L5-S1 avait également pour conséquence d'accroître significativement l'activité EMG des muscles extenseurs sans vraiment avoir des effets sur les abdominaux. Tout cela indique qu'il faudra tenir compte à l'avenir non seulement du moment de force à L5-S1, mais également de l'orientation et de la grandeur de la force externe si des équations de régression sont construites pour prédire les forces internes de la colonne.

3.5 Résultats relatifs aux forces de compression et de cisaillement à partir du modèle cinématique

Le modèle CINAO a été appliqué sur quatre sujets et, à partir des intrants cinématiques, les forces des muscles locaux et globaux ont été estimées. À titre d'exemple, la figure 3-6 illustre l'activation musculaire du sujet #2 pour différentes orientations et hauteurs de charge. Comme on peut le constater, la force des muscles globaux (en % de la force musculaire maximale) décroît progressivement en passant d'une orientation de $+90^\circ$ (verticale) à celle de -25° . Par contre, la force des muscles locaux insérés à L1, L1-L3 et L1-L5 (LG, IC et MF) suit un patron opposé. L'activité EMG varie entre 10 et 20 % du maximum. Lorsque la hauteur passe de 20 cm à 40 cm, la force prédite des muscles globaux augmente tandis que la contribution des muscles locaux diminue (figure 3-6).

Les forces de compression et de cisaillement pour les quatre sujets (figure 3-7) varient respectivement autour de 2 kN et de 0.8 kN. La compression change en fonction de l'angle d'orientation, étant maximale à $+90^\circ$ et minimale à -25° , ce qui est moins le cas du cisaillement qui reste relativement similaire. L'effet de la hauteur (20 cm par rapport à 40 cm) sur ces forces apparaît presque négligeable (figure 3-7). Lorsque les moments passent de 15 Nm à 45 Nm, les forces de compression et de cisaillement augmentent comme prévu, mais on observe qu'un faible effet de l'angle d'orientation (figure 3-8) sur ces forces et pratiquement pas d'effet de la hauteur. Finalement, le tableau 3-5 présente plus en détail (pour le sujet #2) les facteurs qui contribuent aux forces de compression et de cisaillement. On peut constater, par exemple, que la contribution des muscles locaux (lombaire) à la force de compression est plus élevée à une orientation de -25° qu'à celle de $+90^\circ$ et que c'est le résultat contraire pour les muscles globaux (thoracique). On observe également une contribution plus élevée des muscles locaux (à 0° d'angle) par rapport aux muscles globaux à 20 cm de hauteur.

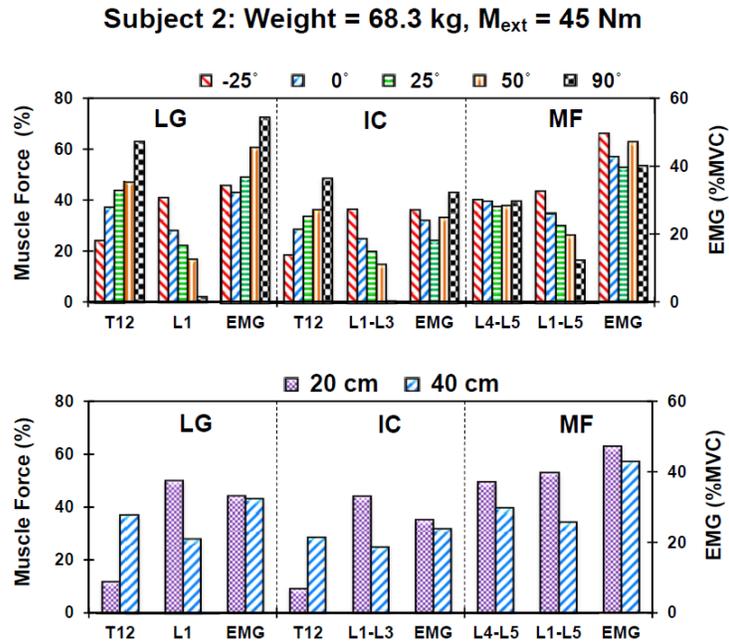


Figure 3-6 : Force musculaire normalisée et valeurs d’EMG pour le sujet #2 dans les différentes conditions d’orientation et de hauteur. Les forces des muscles globaux insérés à T12, et des muscles locaux insérés aux vertèbres L1, L1-L3 et L1-L5 sont présentées. L’EMG des muscles LG, IC et MF a été prélevée à la hauteur des vertèbres lombaires situées à L1, L3 et L5

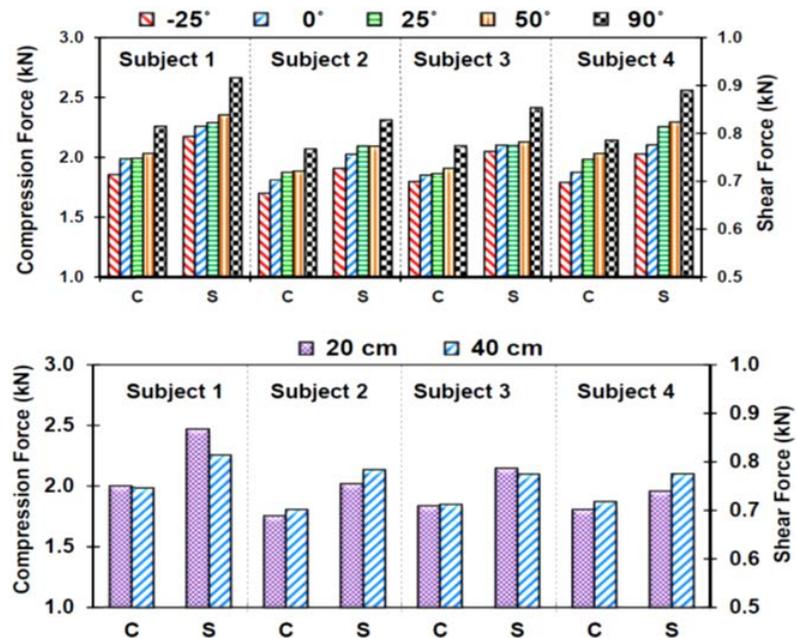


Figure 3-7 : Forces de compression de compression (C) et de cisaillement (S) estimées pour les quatre sujets pour les différentes conditions d’orientation et de hauteur sous l’influence d’une charge externe de 45 Nm à L5-S1

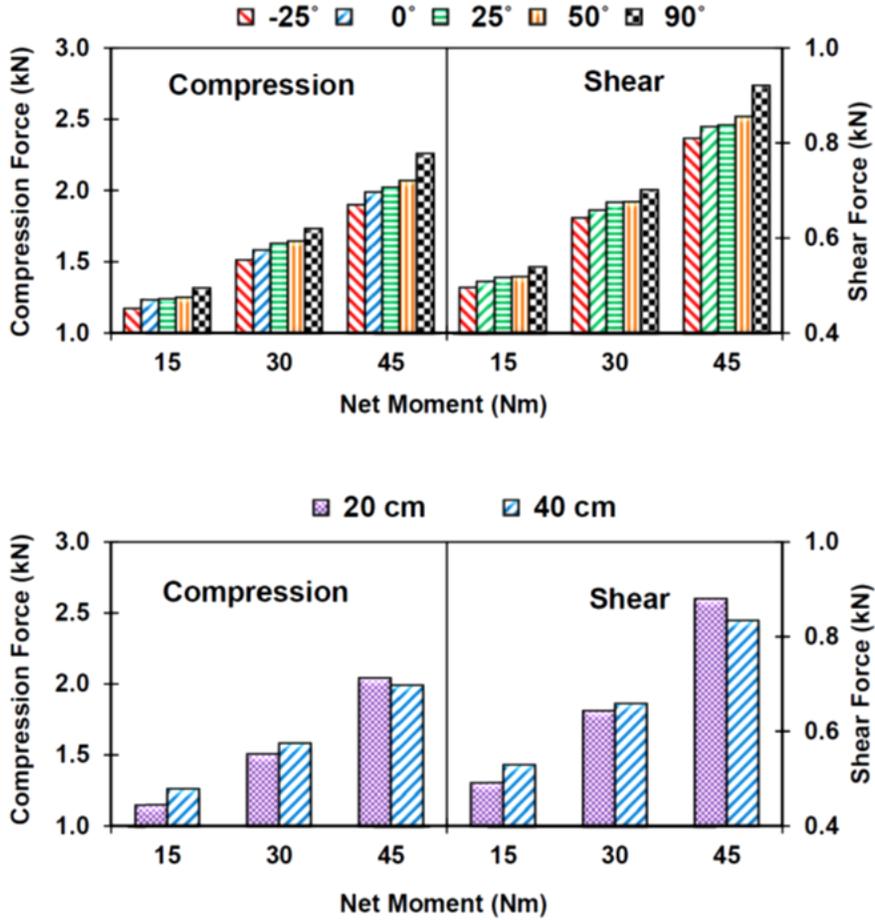


Figure 3-8 : Forces de compression et de cisaillement à L5-S1 pour le sujet #1 pour les différentes charges externes et les différentes conditions d'orientation et de hauteur

Tableau 3-5 : Composantes de force de compression et de cisaillement à L5-S1 sous l'effet d'un moment externe de 45 Nm : force externe, forces lombaires locales, forces thoraciques globales (extenseur), forces abdominales; force gravitationnelle. Résultats en fonction des conditions d'orientation et de hauteur

Hauteur de la charge p/r à L5-S1	40 cm					20 cm
	-25°	0°	25°	50°	90°	0°
Orientation charge externe	-25°	0°	25°	50°	90°	0°
Compression – Force externe (N)	124.5	31.7	-14.6	-55.5	-163.0	69.2
Cisaillement – Force externe (N)	141.8	108.3	94.1	83.1	48.0	235.7
Total force externe (N)	188.7	112.9	95.2	99.9	170.0	245.6
Compression – Forces lombaires (N)	-939.3	-721.0	-617.4	-525.2	-280.4	-1134.9
Cisaillement – Forces lombaires (N)	204.8	140.5	111.5	84.1	5.8	248.6
Total forces lombaires (N)	961.4	734.5	627.4	531.8	280.4	1161.8
Compression – Forces thoraciques ext. (N)	-442.7	-681.0	-802.9	-864.0	-1154.5	-220.0
Cisaillement – Forces thoraciques ext. (N)	228.4	354.0	413.9	451.1	606.8	114.6
Total forces thoraciques ext.(N)	498.1	767.5	903.3	974.6	1304.2	248.0
Compression – Forces abdominales (N)	-107.5	-107.4	-107.4	-107.4	-139.4	-139.7
Cisaillement – Forces abdominales (N)	29.1	29.4	28.9	29.6	38.6	38.5
Total forces abdominales (N)	111.4	111.3	111.2	111.4	144.6	144.9
Compression – Force gravité (N)	-336.3	-336.3	-336.5	-336.3	-336.1	-336.2
Cisaillement – Force gravité (N)	98.2	98.4	97.7	98.3	99.0	98.7
Total force gravité (N)	350.4	350.3	350.4	350.4	350.4	350.4
Total force locale compression (N)	-1701.3	-1813.9	-1878.7	-1888.2	-2073.4	-1761.6
Total force locale Cisaillement (N)	702.3	730.6	746.0	746.1	798.3	736.1

3.6 Discussion sur l'application du modèle CINAO

Le chargement interne de la colonne vertébrale ainsi que la réponse neuromusculaire ont été prédits pour quatre sujets lors de l'exécution d'une tâche statique symétrique en posture debout droite et dans laquelle la force d'orientation (cinq directions) et celle d'élévation (deux hauteurs) ont varié tout en conservant le même moment exercé à L5-S1 (trois moments considérés). En accord avec notre hypothèse initiale, les résultats confirment clairement l'influence de l'orientation et de l'élévation d'une force externe sur l'activation des muscles globaux et locaux ainsi que sur les forces de compression et de cisaillement à L5-S1.

Les quatre sujets dont les forces internes ont été estimées avaient approximativement le même gabarit physique du tronc de manière à faciliter l'utilisation du modèle CINAO. Peu d'effets sur la posture du tronc (rotation du tronc et du bassin) ont été observés entre les différentes conditions expérimentales. Néanmoins, les changements de postures enregistrés ont été inclus dans le modèle ainsi que la contribution antagoniste des abdominaux (voir section 3.5).

Effet du moment externe : Pour toutes les conditions expérimentales, les forces musculaires globales et locales ainsi que les forces de compression et de cisaillement à L5-S1 augmentent en passant d'un moment externe de 15 Nm, puis de 30 Nm et enfin de 45 Nm. Ces résultats confirment ceux rapportés par Kingma et coll. (2007). Toutefois, il n'y a pas eu de différence sur l'activité musculaire des muscles IO et RA et, pour cette raison, le niveau de coactivation des abdominaux n'a pas été modifié en fonction de la grandeur du moment externe.

Effet de la force d'élévation : Pour générer un moment identique à L5-S1, la grandeur de la force externe horizontale a diminué de moitié en passant d'une hauteur de 20 cm à 40 cm. Sous l'influence d'un moment externe identique à L5-S1, la force prédite des muscles globaux extenseurs a augmenté tandis que celles des muscles lombaires locaux ont diminué de manière marquée avec l'élévation de la force. Il s'agit clairement d'un transfert d'activité musculaire des muscles locaux vers les muscles globaux avec une augmentation de la hauteur. Ce changement s'effectue malgré la faible coactivation des abdominaux à 40 cm. En dépit de ces changements et de l'amplitude élevée de la force externe à 20 cm, les forces de compression et de cisaillement sont restées pratiquement similaires (6 % de changement à 45 Nm, figure 3-7). Toutefois le modèle de Kingma et coll. (2007) prédisait moins de force pour tous les muscles du tronc et une réduction des forces de compression et de cisaillement sous l'effet d'une force externe moindre à hauteur élevée.

Le fait que les forces de cisaillement demeurent inchangées en dépit d'une très grande force horizontale appliquée à 20 cm de hauteur s'explique par une stratégie du système nerveux central qui active les muscles locaux lombaires au lieu des muscles thoraciques globaux (tableau 3-5). À titre d'exemple, pour le sujet #2 dans la condition de 45 Nm à hauteur de 20 cm, une force locale lombaire totale de 1162 N est le résultat de seulement 249 N de cisaillement, lequel est beaucoup plus petit que les 354 N générés par les 768 N des muscles globaux thoraciques à 40 cm de hauteur (0°). Cette stratégie fait en sorte que la force de cisaillement demeure pratiquement identique entre les deux hauteurs malgré la très grande force horizontale nécessaire à 20 cm. La force de compression est principalement influencée à 20 cm de hauteur par l'activité des muscles lombaires et à 40 cm par l'activité des muscles thoraciques. Les données EMG de la section précédente confirment ces résultats (figure 3-6). Cela suggère que les électrodes de surface fixées

à la hauteur de la région lombaire captent mieux l'activité des muscles lombaires (locaux) que celle des muscles thoraciques globaux.

Effet de la force d'orientation : la force des muscles globaux (en % de la force musculaire maximale) décroît progressivement en passant d'une orientation de $+90^\circ$ (verticale) à celle de -25° . Par contre, la force des muscles locaux suit un patron opposé avec un maximum à -25° d'orientation et un minimum proche de zéro à $+90^\circ$. Cela met en évidence le rôle majeur des muscles thoraciques globaux dans le cas d'une force externe verticale et celui des muscles lombaires locaux sous l'action de forces horizontales. Les forces de compression et de cisaillement étaient maximales à $+90^\circ$ d'orientation et minimales à -25° ; sous l'action de 45 Nm, ces forces ont diminué de 22-24 % et de 12-17 % respectivement avec un changement d'orientation de $+90^\circ$ à -25° (figure 3-6). Enfin, les données EMG concordent avec les résultats des forces musculaires obtenus sous l'influence d'un moment de 45 Nm. Il semble que les électrodes de surface captent autant les activités des muscles locaux que celles des muscles globaux, mais elles sont plus sensibles au groupe musculaire qui génère le plus d'activité.

Limitations du modèle : Pour une revue détaillée des limites du modèle CINAO, le lecteur peut consulter les articles de Arjmand et Shirazi-Adl (2005) ainsi que Arjmand et coll. (2008a). En bref, en position debout verticale et pour des tâches expérimentales symétriques dans lesquelles un sujet exerce de petites rotations lombaires, les lignes d'action des muscles du tronc ont été assumées linéaires et fixées au bassin, aux vertèbres ou au thorax. Le rôle du grand dorsal, des muscles intersegmentaires, du transverse *abdominus* (TA), du fascia thoraco-lombaire et de la pression intra-abdominale (IAP) a été négligé. Les muscles abdominaux (RA, EO et IO) ont été modélisés chacun par un seul fascicule de chaque côté (Davis et Mirka 2000; Arjmand et coll, 2008b). Enfin, l'activité musculaire des abdominaux a été générée en fonction des données EMG abdominales mesurées en cours d'expérience. Cela a permis d'éviter l'introduction explicite du critère de stabilité dans l'optimisation.

En somme, il existe une différence importante entre l'activité des muscles thoraciques globaux et celle des muscles lombaires locaux lorsque les forces d'orientation et d'élévation sont modifiées. Sous l'effet de forces horizontales plus élevées à hauteur de 20 cm (bras de levier plus faible), les muscles lombaires locaux ont été beaucoup plus actifs que les muscles thoraciques globaux. On observe un effet opposé des muscles lombaires locaux et globaux à hauteur de 40 cm. Malgré ces différences, les forces de compression et de cisaillement à L5-S1 sont demeurées pratiquement identiques. Pour ce qui concerne l'effet de l'orientation, les muscles thoraciques globaux ont démontré une plus grande activité dans le cas d'une force verticale externe alors que pour les muscles lombaires locaux, ce fut le cas avec des forces d'orientation horizontales. Toutefois, les forces exercées sur la colonne vertébrale étaient toujours supérieures dans le cas d'une orientation verticale ($+90^\circ$) de la force externe. Les données d'EMG enregistrées dans la première partie de cette étude, pour les mêmes conditions de chargement / posture, étaient en accord avec les forces prédites des groupes musculaires locaux ou globaux dans le cas d'une activation musculaire élevée. Ces résultats confirment l'influence majeure de la force d'orientation et celle de la hauteur sur la réponse neuromusculaire du tronc et sur les forces exercées sur la colonne lombaire. Enfin, les résultats de cette étude remettent en question le fait d'estimer le chargement lombaire en se basant uniquement sur les moments de forces.

4. VOLET 2 – LA BIODYNAMIQUE DU TRONC SOUS L'EFFET DE PERTURBATIONS SOUDAINES

4.1 Introduction

Les patrons d'activation des muscles du tronc affectent nécessairement le déplacement de celui-ci, le chargement lombaire, la stabilité de la colonne vertébrale et, conséquemment, peuvent diminuer ou accroître les risques de blessures au dos. Lorsque le tronc est soumis à une perturbation soudaine, il doit réagir rapidement pour contrôler le mouvement et stabiliser la région lombaire. L'importance du système de contrôle réflexe pour la stabilisation, le contrôle et les ajustements de trajectoire est bien reconnue (Bazrgari et coll., 2009) mais les délais qui accompagnent la réponse réflexe jouent au détriment de la stabilité du système (Reeves et coll., 2009). Sans une contribution adéquate du système neuromusculaire, le tronc devient un système hautement instable et sujet aux blessures. La coordination musculaire influence de manière substantielle le chargement vertébral ainsi que les marges de stabilité du tronc. La compréhension de la biodynamique active et passive du tronc en réaction à des perturbations est essentielle dans une perspective de prévention des blessures au dos et de réadaptation. En effet, un déficit dans ces réponses serait un des mécanismes possibles de blessure lombaire comme une récente étude prospective le démontre (Cholewicki et coll., 2005). Aussi, plusieurs études ont démontré une réponse réflexe tardive chez les sujets lombalgiques par rapport à la normale (Magnusson et coll., 1996; Reeves et coll., 2005), ce qui les rend à risque de récives.

Les réponses du tronc aux perturbations sont régies de manière à maintenir la rigidité globale de la colonne lombaire, ceci en faisant participer les tissus passifs et les muscles, le tout sous le contrôle neuronal du système nerveux (Reeves et coll., 2009). La contribution des tissus passifs à la rigidité lombaire, bien que minimale lorsque le tronc est en position neutre, augmente considérablement en fonction de la compression et de la flexion lombaire (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a). En effet, l'amplitude du réflexe diminue lorsque la colonne lombaire est en posture fléchie, suggérant que les contributions passives ainsi augmentées favorisent significativement à la rigidité lombaire (Granata et Rogers, 2007). La cocontraction des muscles antagonistes, en raison d'une charge soudaine par exemple (Brown et coll., 2006; Granata et Orishimo, 2001), augmente la raideur des articulations et donc la stabilité lombaire (Gardner-Morse et Stokes, 1998; Granata et Orishimo, 2001), mais accroît aussi le chargement de la colonne vertébrale, ce qui en retour réduit la marge de stabilité du tronc (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a; El Ouaaid et coll., 2009; Granata et Marras, 2000) et, par conséquent, peut augmenter le risque de blessure. Même si la préactivation et la cocontraction des muscles du tronc réduisent son déplacement (Krajcarski et coll., 1999; Stokes *et coll.*, 2000), une réponse réflexe est nécessaire dans certains cas (Brown et McGill, 2008; Granata et Rogers, 2007; Stokes et coll., 2000). Bien que l'ensemble de ces résultats nous en apprenne davantage sur le comportement du tronc lors de perturbations soudaines, il est essentiel de rappeler qu'ils ont été produits à l'aide de différents montages et paramètres définissant les perturbations, ce qui rend difficile leur comparaison et leur interprétation. Il apparaît donc nécessaire de rassembler les principaux paramètres définissant ces perturbations et d'étudier leurs effets à l'aide d'un seul montage expérimental.

Le montage expérimental le plus populaire (le plus simple) pour quantifier l'activité réflexe des muscles du tronc avec l'EMG de surface est de laisser tomber un poids dans un plateau que le

sujet tient dans ses mains (Magnusson et coll., 1996). Un dispositif plus sophistiqué consiste à appliquer directement la perturbation sur le tronc (figure 4.1), le bassin et les membres inférieurs étant stabilisés par un système de soutien (Lariviere et coll., 2010; Santos et coll., 2011). Or, nos recherches démontrent que cette approche ne permet pas de mener à des indicateurs EMG fidèles ou reproductibles de l'activité réflexe des muscles du dos (Santos et coll., 2011). Une approche ayant le potentiel de quantifier l'activité réflexe sans l'utilisation de l'EMG, toujours avec le dispositif illustré à la figure 4.1, est de mesurer le mouvement du tronc, à la suite d'une perturbation dirigée vers l'avant et d'utiliser le modèle biomécanique CINAO (annexe A) pour décrire les activités réflexes des muscles impliqués. En effet, l'activité réflexive des muscles du tronc a pour effet de ralentir le mouvement du tronc qui est mesuré ici avec un potentiomètre. Ces changements dans la cinématique du tronc sont alors considérés dans le modèle CINAO pour estimer les forces musculaires et les paramètres réflexes associés (latence, amplitude). Cette approche a aussi l'avantage d'estimer les chargements internes sur les structures de la colonne vertébrale. Elle a fait l'objet d'une première publication par notre groupe (Bazrgari et coll., 2009) et ce volet de la présente recherche vise à poursuivre ces développements en évaluant la sensibilité de cette approche comparativement à l'approche basée sur l'EMG de surface. D'ailleurs, à ce modèle sera ajouté un autre niveau de modélisation biomécanique qui consiste à utiliser les extraits du modèle CINAO dans un modèle de « stabilité articulaire » permettant d'estimer, en quelque sorte, la stabilité du tronc.

Objectifs

L'objectif principal de ce volet était d'étudier la biodynamique du tronc sous l'action de perturbations soudaines définies par différents paramètres d'importance. L'objectif secondaire était de comparer la sensibilité des mesures EMG de l'activité réflexe des muscles du dos aux mesures générées par les modèles biomécaniques (cinématique et de stabilité). Pour répondre à ces deux objectifs, différentes conditions expérimentales de perturbation avant du tronc, jugées très différentes sur le plan biomécanique, ont été comparées.

Deux hypothèses de recherche :

Hypothèse 1 : Le système biodynamique du tronc sera affecté par les conditions de préactivation musculaire, la posture initiale et les caractéristiques des perturbations (en termes de grandeur des charges), ce qui se traduira par des effets sur les forces musculaires, le chargement interne (compression et cisaillement) et la stabilité lombaire.

Hypothèse 2 : Les estimations produites par les modèles biomécaniques seront plus sensibles aux effets des différentes conditions expérimentales de perturbation du tronc que les mesures EMG de l'activité réflexe des muscles du dos.

4.2 Méthodologie

4.2.1 Sujets

Les mêmes sujets (n = 12 hommes) ont participé aux deux expériences nécessaires pour répondre aux questions des deux premiers volets de l'étude. Les éléments spécifiques au volet #2 sont détaillés ci-dessous.

4.2.2 Tâches

Les sujets ont d'abord exécuté les CMV dans le dynamomètre, tel que décrit au volet #1, pour ensuite être placés en position semi-assise (figure 4-1) dans un appareil spécialement conçu pour provoquer des perturbations soudaines au tronc (Larivière et coll., 2010). Dans cet appareil, le bassin est stabilisé à l'aide de coussins sur les épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures. La charge soudaine est appliquée par un câble, instrumenté avec une jauge de contrainte, qui est attaché au sujet à un harnais ajusté sur le thorax. Le harnais est ajusté en hauteur de manière à positionner les deux câbles (câble avant : charge; câble arrière : potentiomètre) à la hauteur de T8. Les sujets doivent demeurer assis, les bras pendant de part et d'autre du corps et la tête droite, le regard vers l'avant.

La charge, qui est tenue par un électro-aimant, est relâchée d'une hauteur de 1 cm seulement afin d'éviter des effets balistiques trop importants (sécurité). Afin d'éliminer les effets indésirables dus à l'anticipation du sujet, deux procédures sont utilisées : (1) la charge est relâchée dans un temps aléatoire variant entre les 2^e et 6^e secondes après que le programme a été activé et (2) l'information visuelle en rapport avec le dispositif de chargement soudain est enlevée, par le biais d'un écran visuel.

Les instructions au sujet étaient standardisées en lisant le texte suivant : *Cet appareil permet de mesurer la réaction des muscles du dos lorsque ceux-ci sont étirés de façon soudaine. Il s'agit d'une réaction musculaire involontaire qu'on appelle une réponse réflexe. Pour étirer les muscles du dos, une charge est relâchée par un électro-aimant, ce qui permet de faire fléchir votre tronc vers l'avant. Ce test est sécuritaire car la charge est ajustée en fonction de votre pesanteur et elle est relâchée d'une hauteur de 1 cm seulement, afin de minimiser les effets dus à l'impact. Cela provoque un mouvement avant du tronc d'au plus 10 cm, ce qui évite de vous cogner contre l'appareil. Il n'y a qu'une seule consigne à suivre : **simplement maintenir la position atteinte**. Il faut donc éviter d'anticiper la charge, car nous voulons mesurer une réponse réflexe involontaire. Lorsque la charge sera appliquée, gardez la position atteinte une seconde.»*

Trois essais de familiarisation ont été faits avant le début des conditions expérimentales. Celles-ci ont été réalisées selon les paramètres décrits dans le tableau 4-1, afin d'évaluer l'effet (1) de la charge initiale et de la charge soudaine (conditions C1 à C4), (3) de la posture initiale (C1 par rapport à C5) et de la préactivation des abdominaux (C2 par rapport à C6). La charge initiale de 5 N avait seulement pour but de garder le câble tendu et le contact avec le harnais. La condition cinq (C5) exige une flexion du tronc vers l'avant jusqu'à ce que le potentiomètre indique un déplacement avant de 10 cm, ce qui implique une flexion de +20° environ. La condition six (C6) comporte une cocontraction des abdominaux équivalant à 10 % de l'activation maximale des obliques externes (EO), cette dernière ayant été déterminée lors des contractions maximales volontaires réalisées dans le dynamomètre. Une rétroaction de l'amplitude EMG de l'EO a été fournie aux sujets et l'expérimentateur déclenchait la perturbation aléatoire seulement lorsque ceux-ci démontraient une activation stable (~10 %) de l'EO. Trois essais de familiarisation ont été faits avant le début des conditions expérimentales. Les conditions expérimentales ont été réalisées selon les paramètres décrits dans le tableau 4-1, ceci afin d'évaluer l'effet (1) de la charge initiale et de la charge soudaine (conditions C1 à C4), (3) de la posture initiale (C1 par rapport à C5) et de la préactivation des abdominaux (C2 par rapport à C6). La charge initiale de

5 N avait seulement pour but de garder le câble tendu et le contact avec le harnais. La condition cinq (C5) implique une flexion du tronc vers l'avant jusqu'à ce que le potentiomètre indique un déplacement avant de 10 cm, ce qui suppose une flexion de +20° environ. La condition six (C6) demande une cocontraction des abdominaux équivalant à 10 % de l'activation maximale des obliques externes (EO), cette dernière ayant été déterminée lors des contractions maximales volontaires réalisées dans le dynamomètre. Une rétroaction de l'amplitude EMG de l'EO a été fournie aux sujets et l'expérimentateur déclenchait la perturbation aléatoire seulement lorsque le sujet démontrait une activation stable (~10%) de l'EO.

Chaque condition expérimentale a été réalisée à cinq reprises, avec une période de 30 s de repos entre les essais. Les différentes conditions expérimentales ont été réalisées dans un ordre aléatoire, avec deux minutes de repos entre elles.

Tableau 4-1 : Paramètres correspondant aux six conditions expérimentales

Condition	Charge initiale (N)	Charge soudaine (N)	Posture initiale du tronc	Préactivation OE
C1	5	50	Verticale	Non
C2	5	100	Verticale	Non
C3	50	50	Verticale	Non
C4	50	100	Verticale	Non
C5	5	50	Translation antérieure à T8 (10 cm)	Non
C6	5	100	Verticale	10%

4.2.3 Techniques de mesure

La dynamométrie et l'électromyographie de surface sont détaillées dans la méthodologie du volet #1. Dans le dispositif illustré à la figure 4-1, une jauge de contrainte était positionnée en série avec le câble d'acier par lequel la charge est appliquée afin d'enregistrer les forces déployées (taux d'échantillonnage : 1024 Hz). Le câble d'un potentiomètre était attaché à l'arrière du harnais afin de mesurer le déplacement avant du tronc. Tous les signaux ont été enregistrés à une fréquence d'échantillonnage de 1024 Hz.

4.2.4 Traitement des données

4.2.4.1 Variables EMG mesurées

Les signaux EMG bruts ont d'abord été nettoyés (filtre passe-bande de 30-450 Hz pour enlever différents types d'artéfacts, notamment l'électrocardiogramme nécessitant le retrait des fréquences sous les 30 Hz. Les signaux ont ensuite été rectifiés (valeurs positives). Les autres traitements dépendent de la variable EMG d'intérêt, comme détaillé ci-dessous.

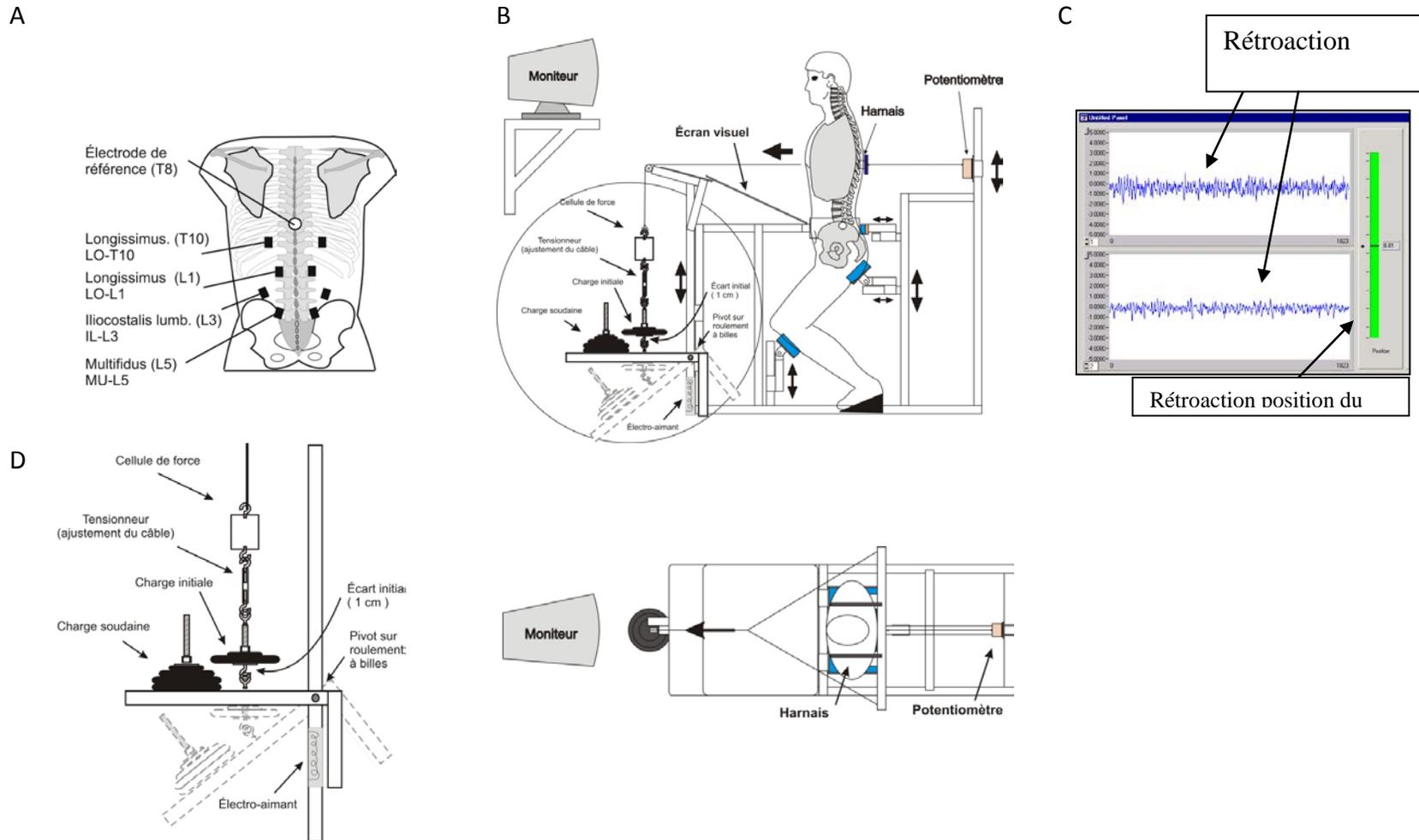


Figure 4-1 : Montage expérimental du test de réflexe. (A) Positionnement des électrodes, (B) montage complet (vues latérale et en plongée), (C) rétroaction visuelle de l'activation des muscles abdominaux et de la position du tronc dans l'appareil, (D) dispositif de mise en charge soudaine avec électro-aimant. En B, la vue en plongée permet de voir que la charge est appliquée sur le tronc par le biais d'une barre placée derrière le sujet, ce qui élimine toute élasticité dans le système. En D, un écart de 1 cm peut être fait entre les deux crochets en ajustant la longueur du câble d'acier de sorte que lorsque l'électro-aimant est activé, la charge soudaine descend seulement de 1 cm

Le degré de préactivation (*PréEMG*): Était la moyenne quadratique (RMS) du signal EMG durant la période de 250 ms précédant l'apparition de la force de perturbation. Il a été normalisé à la valeur EMG RMS maximale (fenêtres de temps de 500 ms; 90 % de chevauchement) calculé sur les signaux EMG des CMV.

Latence du réflexe (*LatEMG*): La latence du réflexe (*Latence*) est définie par le temps qui sépare le début du mouvement du tronc et le début de la hausse soudaine de l'activation musculaire, ce dernier étant défini avec une **méthode statistique** « approximated generalized likelihood-ratio » basée sur l'atteinte du maximum de vraisemblance (Staudé, 2001; Staudé et Wolf, 1999). Cette méthode est moins influencée par l'activité de base dans le signal EMG, ce qui apparaît important à considérer dans la présente étude où l'activité de base risque d'être affectée par les différentes conditions expérimentales. Seules les valeurs plausibles pour obtenir une activité réflexe (non volontaire) ont été retenues, soit les latences entre 30 et 150 ms.

Amplitude du réflexe (*PicEMG*): A été définie comme le pic du signal EMG filtré (filtre Butterworth passe-bas, ordre : 2 ; fréquence de coupure : 25 Hz) dans une fenêtre de temps de 200 ms suivant le début réflexe (latence). Elle a été normalisée par rapport à la valeur maximale EMG correspondante (même traitement de signal) obtenue lors des CMV.

Les analyses préliminaires n'ont démontré aucune activité réflexive des muscles abdominaux et cela dans toutes les conditions, y compris C6 où les muscles abdominaux préactivés ont rapidement diminué après la perturbation. Par conséquent, sauf pour la préactivation dans la condition C6, l'activité enregistrée pour les muscles abdominaux n'a pas été considérée.

4.2.4.2 Variables cinématiques et cinétiques mesurées

Ces variables représentent les intrants des modèles biomécaniques alors il est d'intérêt de vérifier leur sensibilité afin de pouvoir ensuite établir si ces modèles biomécaniques apportent une valeur ajoutée. Les signaux de déplacement avant du tronc et de la force de perturbation ont été filtrés par un filtre Butterworth passe-bas de second ordre (les fréquences de coupure pour le déplacement et la force ont été de 10 Hz et 50 Hz, respectivement). Les signaux de déplacement ont été différenciés successivement pour obtenir la vitesse et l'accélération linéaire du tronc. Le déplacement maximal du tronc ainsi que le premier pic de la vitesse et de l'accélération ont également été déterminés. Le premier pic de la charge de perturbation (Charge totale) a finalement été identifié.

4.2.4.3 Variables biomécaniques estimées

Étant donné la lourdeur des calculs des modèles biomécaniques, chaque sujet et condition expérimentale n'ont fait l'objet que d'un seul essai. Ces analyses ont été réalisées dans la période débutant 256 ms avant la perturbation jusqu'à une seconde après la perturbation. Les forces musculaires (composantes passives et actives), moments nets musculaires (des muscles insérés à chaque segment vertébral) et chargements internes (compression et cisaillement à L5/S1) ont été estimés à partir du modèle CINAO tel que déjà décrit à l'annexe A, en considérant les paramètres dynamiques décrits dans nos anciens travaux (Bazrgari et coll., 2009). Bien que les moments nets aient été calculés à chaque segment vertébral (T12, L5, L4, L3, L2, L1, S1),

seulement les moments à T12 ont été analysés pour représenter la colonne lombaire. Les forces de 56 muscles du tronc, dont celles correspondant aux trois groupes musculaires (LGPT: *longissimus thoracis pars thoracic*; ICPT: *iliocostalis lumborum pars thoracic*; MU ou LGPL: *longissimus thoracis pars lumborum*) pour lesquels des mesures EMG ont été recueillies (LG, IC et MU/LGPL, respectivement), ont été estimées avec le modèle CINAO. Cependant, étant donné que le modèle CINAO distribue les forces proportionnellement entre les muscles dorsaux, les résultats statistiques étaient forcément les mêmes. Seuls les résultats statistiques correspondant à LG ont donc été rapportés dans les tableaux, mais afin de démontrer la proportionnalité des forces entre les muscles, les valeurs des muscles LG et IC ont été illustrées dans les figures.

La latence de la force musculaire (*LatForce*) a été déterminée avec la méthode AGLR sur les signaux (estimations) de la composante de force active estimée pour chaque muscle, ceci afin de correspondre à l'activation telle que mesurée avec l'EMG (pas de composante passive). Il est à noter que la variable *LatForce* est la somme (1) du temps entre la perturbation et l'activation musculaire et (2) du temps entre cette activation et l'application de la force musculaire, soit le délai électromécanique. Le pic de la force musculaire, de son côté, a été extrait (*PicForce*) pour chacune des deux composantes (passive et active) de force.

La préactivation abdominale (condition C6) a été simulée en imposant une borne inférieure (3-5 % de la force maximale) aux forces musculaires des muscles abdominaux, en se basant sur les valeurs EMG mesurées. Les analyses préliminaires ont montré une cocontraction des muscles abdominaux pendant environ 1 s après la perturbation, pour ensuite lentement décroître. La limite inférieure prescrite pour l'activité des muscles abdominaux a donc été linéairement diminuée, dans une période de 1 s, à partir de la pré-perturbation jusqu'à un niveau de 1 %.

Les extrants de ce patron ont servi d'intrants dans un autre modèle biomécanique, c'est-à-dire un modèle pour identifier la marge de stabilité en fonction du temps et des conditions expérimentales (Bazrgari et coll., 2009a; Bergmark, 1989). Une stabilité plus élevée est associée à une marge plus élevée tandis qu'une marge nulle indique une stabilité neutre à la limite de l'instabilité. Cela est quantifié dans ces études par le coefficient critique de rigidité **musculaire** (q-critique) nécessaire pour assurer une stabilité minimale (ou neutre) du tronc. Ainsi, en comparant deux systèmes, on observe que l'un d'eux possède une plus grande stabilité (ou marge de stabilité) lorsque son q-critique est plus petit. À la limite, lorsque q-critique devient nul, cela démontre que le tronc est déjà stable sans aucune contribution active des muscles. Les valeurs q-critique pré (RMS fenêtre de 250 ms) et postperturbations (valeur minimale) ont donc été extraites de la courbe produite par ce modèle.

4.2.5 Analyses statistiques

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel NCSS (NCSS, version 8, Kaysville, Utah, USA). Des analyses préliminaires ont permis de déterminer qu'il n'y avait aucune différence entre les muscles gauches et droits, et entre les cinq essais. La valeur moyenne des deux côtés et des cinq essais a donc été calculée pour chaque variable dépendante EMG. Des ANOVA à mesures répétées ont été utilisées pour évaluer l'effet (1) de la charge initiale et de la charge soudaine (conditions C1 à C4; ANOVA à deux voies), (3) de la posture initiale (C1par

rapport à C5) et de la préactivation des abdominaux (C2 par rapport à C6) sur les variables dépendantes définies dans la section précédente.

4.3 Résultats et discussion

Étant donné que trois questions de recherche sont abordées (charge initiale et charge soudaine; posture initiale; préactivation des abdominaux), les résultats ont été immédiatement présentés et interprétés (discutés) de façon concomitante afin de faciliter la compréhension. Une courte discussion générale a ensuite permis de dresser un portrait d'ensemble des résultats et ainsi de conclure sur la signification générale de cette étude.

4.3.1 Effets de la charge initiale et de la charge soudaine

Les résultats statistiques sont tous rapportés dans le tableau 4-2 alors que les figures 4-2 et 4-3 illustrent les principales variables dépendantes investiguées. Il est d'abord important de noter l'absence d'interaction entre ces variables, à l'exception du *PicEMG* du muscle LG. Étant donné le nombre de variables dépendantes investiguées, nous n'avons pas accordé d'importance à cette interaction significative. Les résultats ont donc été rapportés et interprétés en fonction des effets principaux (charge initiale; charge soudaine), de façon séparée.

Effet de la charge initiale. L'ajout d'une charge initiale a augmenté significativement la préactivation des muscles du dos (figure 4-2A) et n'a eu aucun effet sur les muscles abdominaux. Ceci a probablement été suffisant pour augmenter la rigidité intrinsèque de la colonne lombaire (El Rich et coll., 2004), ainsi que démontré par plusieurs variables post-perturbation, telles que la diminution des pics de vitesse (figure 4-2D) et d'accélération (figure 4-2E), de même que par l'augmentation du pic de la charge totale (figure 4-2F).

Certaines études soutiennent l'idée que l'augmentation de la rigidité intrinsèque de la colonne lombaire diminue le besoin de l'activité réflexive lors de perturbations du tronc (Brown et McGill, 2008; Moorhouse et Granata, 2007), ce qui n'a pas été le cas d'après nos résultats EMG qui sont demeurés les mêmes (*LatEMG* – figure 4-2B, *PicEMG* – figure 4-2C). Par contre, nos résultats EMG concordent avec ceux d'une étude utilisant un montage expérimental identique (Krajcarski et coll., 1999) et avec ceux d'autres études ayant aussi au préalable augmenté la préactivation des muscles du tronc (Andersen et coll., 2004; Stokes et coll., 2000). Les résultats divergents peuvent s'expliquer par les variations (1) dans le ratio entre la charge initiale (et le degré de préactivation qui s'en suit) et la charge soudaine, et (2) dans les dispositifs expérimentaux utilisés pour générer les perturbations, lesquels peuvent différer en ce qui a trait à la direction de la force, le taux d'application de la perturbation, le type de perturbation (chargement par opposition à déchargement soudain), etc.

Comme il était attendu, avant la perturbation, le modèle CINAO a été insensible aux forces musculaires passives (tronc en position neutre), contrairement aux forces musculaires actives qui elles ont significativement augmentées. D'ailleurs, l'augmentation de la charge initiale a eu pour effet de diminuer le q-critique, ce qui indique une plus grande marge de stabilité avant la perturbation.

Après la perturbation, les résultats cinématiques plus bas ont mené à une diminution significative des moments de force à T12, ce qui expliquerait la réduction significative de *PicForce* active du muscle LG (figure 4-3D). En effet, ces moments nets ont diminué de 71.4 ± 11.0 Nm à 67.3 ± 12.6 Nm et de 99.5 ± 13.1 Nm à 94.0 ± 15.5 Nm pour les charges soudaines de + 50 et 100 N, respectivement. Bien que ces résultats soient conformes avec l'idée énoncée plus tôt, c.-à-d. qu'une augmentation de la rigidité intrinsèque de la colonne lombaire diminue le besoin de l'activité réflexive lors de perturbations du tronc, la diminution significative de *LatForce* (figure 4-3B), observée pour les deux groupes musculaires, (LG et IC) apparaît suggérer le contraire. Nous n'avons pas d'explication à ces résultats à la lumière de l'état actuel des connaissances. Une chose est claire, c'est que les estimations du modèle en ce qui a trait aux paramètres réflexes (*LatForce*, *PicForce*) ont été plus sensibles aux effets que les mêmes paramètres mesurés avec l'EMG de surface (*LatEMG*, *PicEMG*).

Toujours après la perturbation, malgré la diminution de *PicForce*-LG, aucun effet n'a été observé sur le chargement à L5/S1 (figure 4-3E), ce qui peut s'expliquer par le chargement additionnel imposé par la charge initiale (50 N) qui semble avoir annulé l'effet de *PicForce*-LG. Il faut aussi reconnaître que plusieurs autres muscles locaux (insérés sur les vertèbres L1-L5) contribuent au chargement à L5/S1, ce qui peut avoir annulé l'effet observé pour le muscle global LG (inséré à T12) LG. Finalement, la variable q-critique a suivi le chargement à L5/S1, c.-à-d. qu'aucun effet de la charge initiale n'a été détecté.

Effet de la charge soudaine. La charge soudaine n'a bien entendu pas eu d'effet sur la préactivation des muscles dorsaux et abdominaux, telle qu'observée avec les mesures EMG et les estimations du modèle CINAO et du modèle de stabilité lombaire (variable q-critique pré-perturbation), ce qui confirme que les sujets ne connaissaient pas la grandeur de la charge soudaine et ne pouvaient donc pas s'y préparer.

Une hausse de la charge soudaine n'a pas eu d'effet sur *LatEMG* (figure 4-2B) mais a significativement augmenté *PicEMG* dans tous les cas à l'exception de LG et MU lorsque la charge initiale était de 5 N (figure 4-2C), ce qui est comparable avec d'autres études (Krajcarski et coll., 1999). Comme attendu, augmenter la charge soudaine a aussi eu pour effet d'accroître le déplacement maximal du tronc, les pics de vélocité (figure 4-2D) et d'accélération (figure 4-2E), de même que la charge totale (figures 4-2F). Il n'était donc pas étonnant d'observer une augmentation significative des moments nets à tous les segments vertébraux ainsi que l'amplitude des réflexes (*PicForce* passive et active – figures 4-3C, 4-3D) et le chargement à L5/S1 (figure 4-3E), tels qu'estimés avec le modèle CINAO. Les résultats de *PicForce* sont aussi en accord avec ceux des mesures EMG (*PicEMG*) de tous les groupes musculaires et avec ceux d'autres études (Krajcarski et coll., 1999).

Le plus grand déplacement du tronc associé à une charge soudaine plus importante (passe de 10 à 15 cm, peu importe la charge initiale) a eu pour effet d'augmenter les forces musculaires passives. Bien que ces estimations restent à être validées, ces résultats démontrent une valeur ajoutée du modèle CINAO comparativement aux mesures externes (EMG, cinématique).

Avec une charge soudaine de 100 N, le modèle CINAO a prédit que plusieurs muscles dorsaux locaux ont été activés au maximum ou presque. Il est intéressant de noter qu'une augmentation de 50 N de la charge soudaine (de 50 à 100 N) a fortement accru la force de compression à L5/S1

de 1327 N et 1374 N de plus pour des charges initiales de 5 et 50 N, respectivement. Ces résultats suggèrent un risque accru de blessure lombaire en présence de charges soudaines plus élevées. Pour placer nos estimations (figure 4-3E) en perspectives, certaines études de levées de charges ont signalé des forces en compression de plus de 6 kN (Fathallah et coll., 1999; Jager et Luttmann, 1992) et des forces de cisaillement jusqu'à 1800 kN (Arjmand et coll., 2011; Fathallah et coll., 1999).

Finalement, une plus grande marge de stabilité a été associée à l'augmentation de la charge soudaine, tel que l'indique les résultats de q -critique (figure 4-3G). Ces résultats ne font que confirmer que l'augmentation du chargement net articulaire, nécessitant une augmentation de l'activation musculaire, entraîne généralement une hausse de la stabilité lombaire (Granata et Marras, 2000), que ce soit par l'ajout d'une charge initiale ou d'une charge soudaine.

Tableau 4-2 : Résultats des ANOVA (valeurs P) portant sur les effets de la charge initiale et de la charge soudaine sur les différentes catégories de variables

Variable	Charge initiale	Charge soudaine	Interaction
Catégorie 1 : Variables EMG mesurées			
<i>PréEMG</i> – LG	0.012	0.643	0.236
<i>PréEMG</i> – IC	<u>0.059</u>	0.693	0.506
<i>PréEMG</i> – MU	0.003	0.422	0.491
<i>LatEMG</i> – LG	0.629	<u>0.091</u>	0.510
<i>LatEMG</i> – IC	0.111	0.263	0.290
<i>LatEMG</i> – MU	0.114	0.378	0.762
<i>PicEMG</i> – LG	0.952	0.014	0.044
<i>PicEMG</i> – IC	0.344	0.006	0.977
<i>PicEMG</i> – MU	0.844	0.019	0.642
Catégorie 2 : Variables cinématiques et cinétiques mesurées			
<i>Déplacement max. du tronc</i>	0.764	< 0.001	0.127
<i>Pic vitesse du tronc</i>	< 0.001	< 0.001	0.802
<i>Pic accélération tronc</i>	0.016	< 0.001	0.806
<i>Pic charge totale</i>	0.005	< 0.001	0.828
Catégorie 3 : Variables biomécaniques estimées			
<i>PréForce passive</i> – LG	0.379	0.327	0.322
<i>PréForce active</i> – LG	< 0.001	0.266	0.508
<i>Pic moment T12</i>	0.045	< 0.001	0.707
<i>LatForce active</i> – LG	< 0.001	0.459	0.548
<i>PicForce passive</i> – LG	0.908	< 0.001	0.490
<i>PicForce active</i> – LG	0.030	< 0.001	0.623
<i>Compression L5/S1</i>	0.205	< 0.001	0.737
<i>Cisaillement L5/S1</i>	0.310	< 0.001	0.791
<i>q-critique Préperturbation</i>	< 0.001	0.314	0.282
<i>q-critique Postperturbation</i>	0.121	0.001	0.322

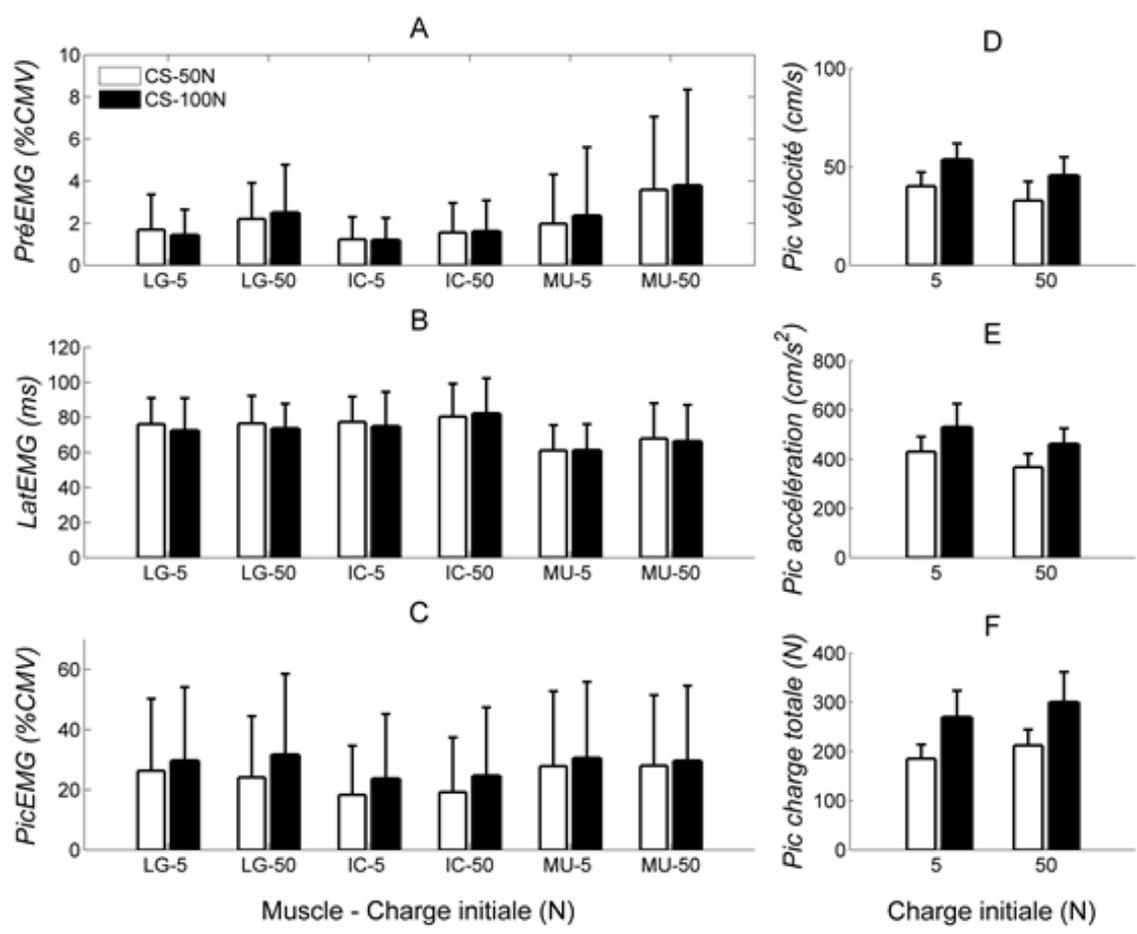


Figure 4-2 : Illustration des effets de la charge initiale et de la charge soudaine (CS) sur une sélection de variables issues des mesures EMG (à gauche) et des mesures cinématiques et cinétiques (à droite). À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation. Nomenclature : Muscles *longissimus* (LG), *iliocostalis* (IC) et multifides (MU)

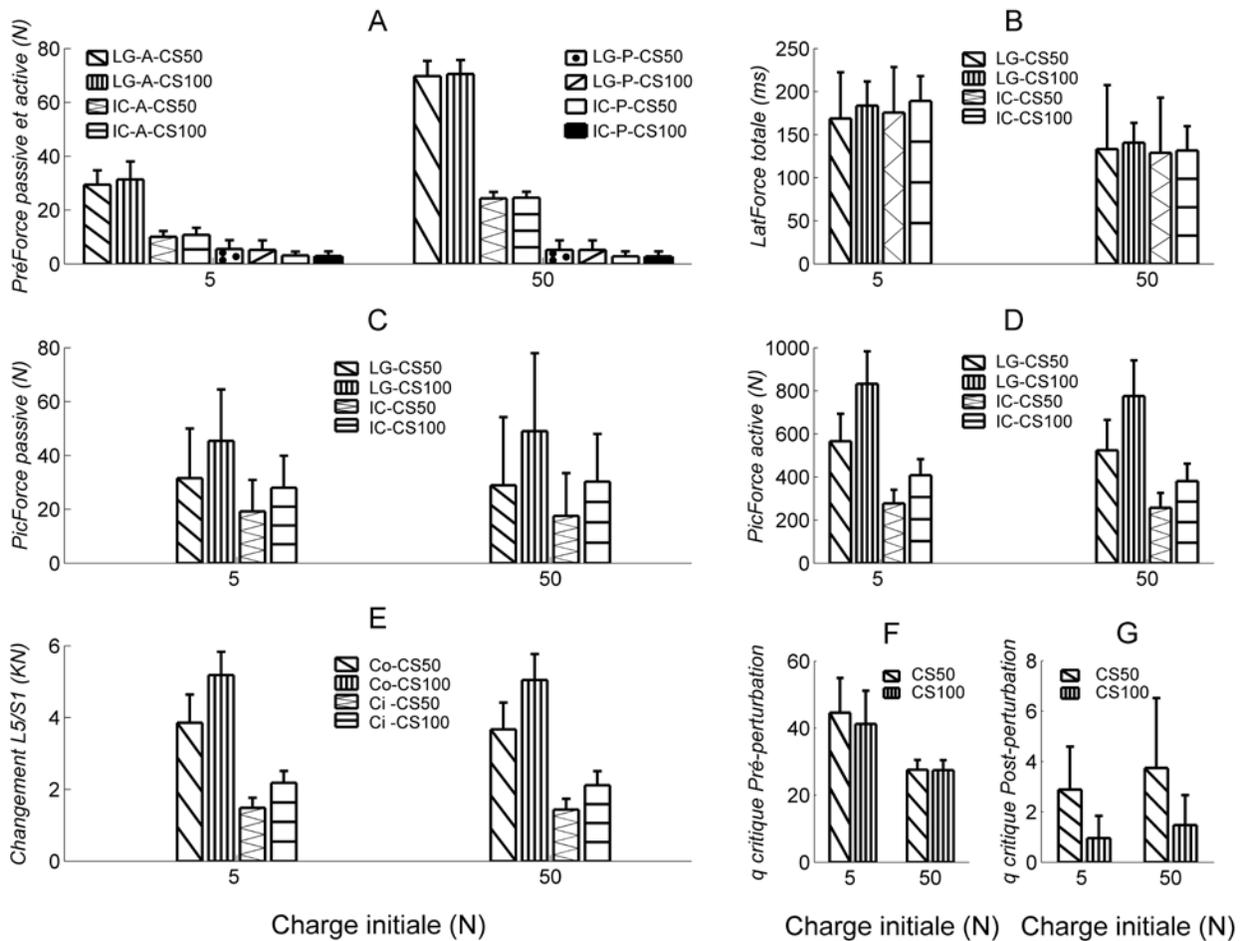


Figure 4-3 : Illustration des effets de la charge initiale et de la charge soudaine (CS) sur une sélection de variables issues des estimations des modèles biomécaniques. À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation

Nomenclature : Muscles *longissimus* (LG) et *iliocostalis* (IC); composante active (A) ou passive (P) de la force; CS de 50 ou 100 N. Co : Force de compression (L5/S1); Ci : Force de cisaillement (L5/S1)

4.3.2 Effets de la posture initiale

Les résultats statistiques sont tous rapportés dans le tableau 4-3 alors que les figures 4-4 et 4-5 illustrent les principales variables dépendantes investiguées. Avant l'application de la charge soudaine de 50 N, la posture fléchie a induit une plus grande contribution des muscles dorsaux, telle qu'observée avec les mesures EMG et les estimations du modèle CINAO (composantes

passives et actives), alors que l'activation des muscles abdominaux est demeurée intacte. Comme pour l'effet de la charge initiale, ces conditions risquent fort bien d'augmenter la rigidité intrinsèque du tronc. D'ailleurs, après la perturbation, bien que *PicEMG* soit demeuré stable malgré la posture fléchie (figure 4-4C), *LatEMG* a augmenté significativement pour les muscles LG et MU, ce qui paraît supporter l'idée d'une moins grande demande d'activité réflexive lorsque la rigidité intrinsèque est plus élevée. Cependant, certaines études suggèrent que des moments nets plus élevés en posture fléchie ajoutés à des latences réflexes plus longues semblent détériorer le contrôle de la stabilité du tronc (Cholewicki et coll., 2005; Reeves et coll., 2009) ce qui contrecarrerait les gains en rigidité intrinsèque. Ceci expliquerait l'augmentation des pics de vélocité (figure 4-4D) et d'accélération (figure 4-4E). Malheureusement, les résultats des modèles CINAO (*LatForce*) et de stabilité lombaire (q-critique) n'ont pu confirmer cette hypothèse, car le modèle CINAO n'a pas détecté des latences plus longues. Finalement, le déplacement du tronc a été le même dans les deux conditions, de même que la charge totale (figure 4-4F).

Comme attendu, hausser la flexion du tronc a fait augmenter les moments nets, ce qui a accentué l'amplitude des réflexes tel qu'estimé avec le modèle CINAO (*PicForce* passive – figures 4-5C, 4-5D) et le chargement à L5/S1 (figure 4-5E). À noter que contrairement à ceux de *PicForce*, les résultats EMG correspondants (*PicEMG*) n'ont pas changé avec la posture initiale fléchie. Par contre, les deux façons d'estimer les latences (EMG : *LatEMG*; modèle CINAO : *LatForce*) ont mené aux mêmes résultats (aucun effet de la posture initiale).

Les forces de compression à L5/S1 ont passé de 3857 N (avec une charge initiale de 5 N) à 5289 N en ajoutant la position initiale fléchie, ce qui représente une augmentation de 1432 N. Comme pour ce qui est de l'augmentation de la charge soudaine, la posture initiale devrait être considérée comme un facteur de risque lorsqu'une charge soudaine est appliquée.

Comme pour l'effet de la charge initiale, la flexion du tronc a augmenté la marge de stabilité (diminution du q-critique pré-perturbation). Contrairement à l'effet de la charge initiale (aucun effet), le q-critique post-perturbation a diminué. Encore ici, les résultats du q-critique post-perturbation ont suivi les résultats du chargement lombaire en compression.

Tableau 4-3 : Résultats des ANOVA (valeurs *P*) portant sur les effets de la posture initiale (C1 par rapport à C5) et de la préactivation des abdominaux (C2 par rapport à C6) sur les différentes catégories de variables

Variable	C1 par rapport à C5 (Effet flexion du tronc)	C2 par rapport à C6 (Effet préactivation des abdominaux)
Catégorie 1 : Variables EMG mesurées		
<i>PréEMG – LG</i>	< 0.001	0.004
<i>PréEMG – IC</i>	< 0.001	0.002
<i>PréEMG – MU</i>	< 0.001	< 0.001
<i>LatEMG – LG</i>	< 0.001	0.890
<i>LatEMG – IC</i>	0.538	0.850
<i>LatEMG – MU</i>	0.010	0.656
<i>PicEMG – LG</i>	0.763	0.114
<i>PicEMG – IC</i>	0.112	0.003
<i>PicEMG – MU</i>	0.705	0.050
Catégorie 2 : Variables cinématiques et cinétiques mesurées		
<i>Déplacement max. du tronc</i>	0.936	0.359
<i>Pic vitesse du tronc</i>	0.002	0.437
<i>Pic accélération du tronc</i>	< 0.001	0.510
<i>Pic charge totale</i>	0.522	0.448
Catégorie 3 : Variables biomécaniques estimées		
<i>PréForce passive – LG</i>	0.002	0.256
<i>PréForce active – LG</i>	< 0.001	0.001
<i>Pic moment T12</i>	0.001	0.991
<i>LatForce active – LG</i>	0.862	0.270
<i>PicForce passive – LG</i>	0.008	0.416
<i>PicForce active – LG</i>	0.001	0.841
<i>Compression L5/S1</i>	< 0.001	0.963
<i>Cisaillement L5/S1</i>	0.001	0.897
<i>q-critique Préperturbation</i>	< 0.001	< 0.001
<i>q-critique Postperturbation</i>	< 0.001	0.675

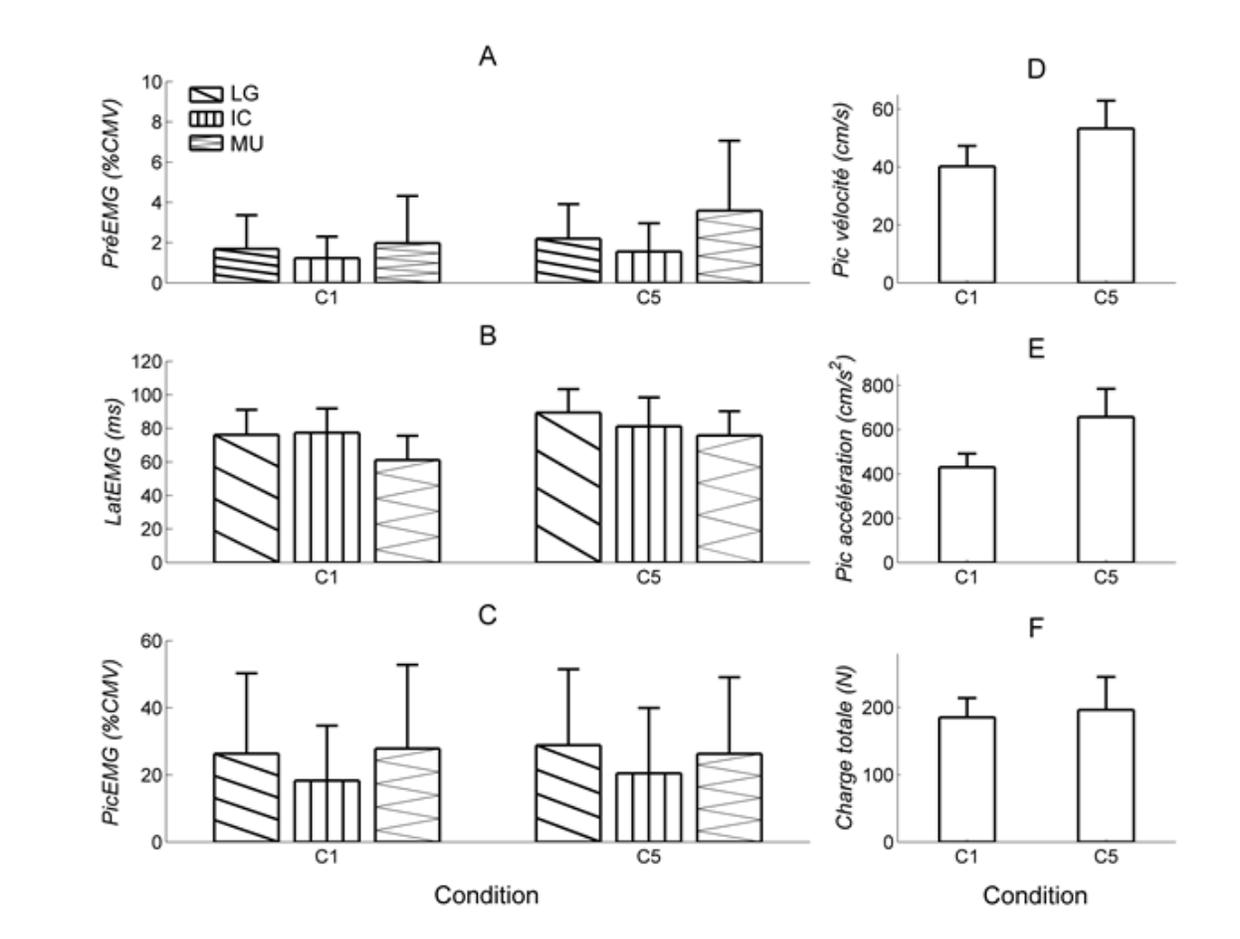


Figure 4-4 : Illustration des effets de la posture initiale sur une sélection de variables issues des mesures EMG (à gauche) et des mesures cinématiques et cinétiques (à droite). À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation. Nomenclature : Muscles *longissimus* (LG), *iliocostalis* (IC) et *multifides* (MU)

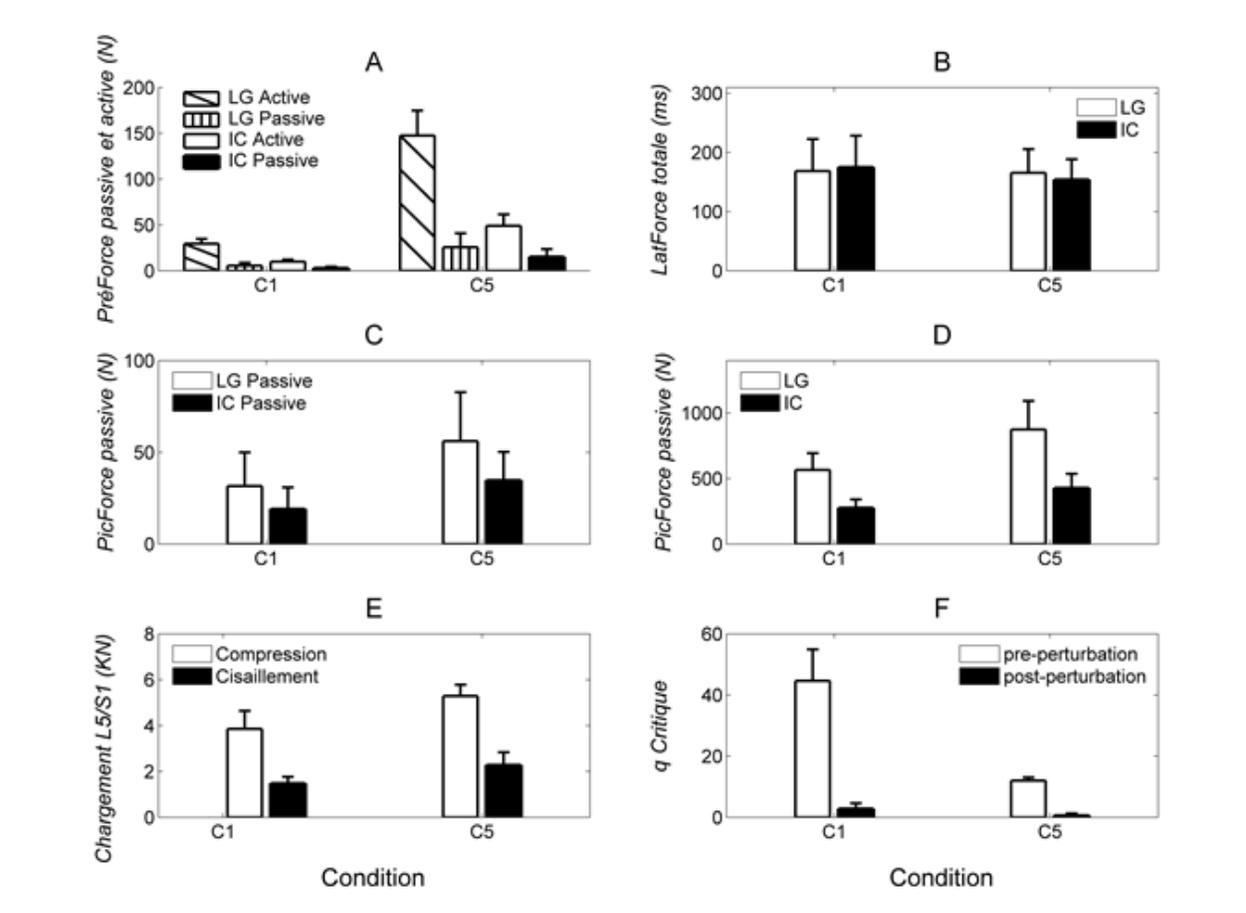


Figure 4-5 : Illustration des effets de la posture initiale sur une sélection de variables issues des estimations des modèles biomécaniques. À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation.

4.3.3 Effets de la préactivation des abdominaux

Les résultats statistiques sont tous rapportés dans le tableau 4-4 alors que les figures 4-6 et 4-7 illustrent les principales variables dépendantes investiguées. Il est d'abord important de noter que l'augmentation de l'activation de l'EO droit à l'aide de la rétroaction EMG a permis de hausser la préactivation non seulement de l'EO, mais aussi des deux autres muscles abdominaux (IO et DA), toutes les valeurs P étant sous 0.001, ainsi que tous les muscles dorsaux (figure 4-6A). En effet, les muscles dorsaux ont dû s'ajuster afin d'éviter que le tronc fléchisse sous l'effet de l'activation des muscles abdominaux.

Augmenter la préactivation des muscles abdominaux (et dorsaux) n'a pas eu d'effet sur *LatEMG* (figure 4-6B) mais, contre toute attente, a significativement augmenté *PicEMG* des muscles IC et MU (figure 4-6C). En effet, la cocontraction des muscles du tronc, qui doit inévitablement rehausser sa rigidité intrinsèque, aurait dû réduire les réponses réflexes. Encore plus étonnant, aucune des variables cinématiques (pics vitesse et accélération) et cinétiques (charge totale) n'est changée après la perturbation. Le degré de cocontraction n'était peut-être pas suffisant pour engendrer ce type d'effet.

Encore ici, certains résultats (*PicEMG*) divergent de la condition où la charge initiale était augmentée à 50 N (effet de la charge initiale – section 4.3.1). Des analyses supplémentaires ont établi que la préactivation des muscles dorsaux était inférieure lorsque la charge initiale avait été augmentée à 50 N (C4, avec charge soudaine comparable de 100 N), ainsi que dans la condition avec préactivation des abdominaux, ce qui pourrait expliquer ces résultats divergents. En effet, tel que discuté dans une étude antérieure (Lee et coll., 2006), augmenter la préactivation rehausserait l'excitabilité neuronale (mécanisme neurophysiologique), ce qui en retour augmenterait l'amplitude réflexe, ce qui apparaît s'être produit ici. Par contre, cette explication est en contradiction avec l'idée voulant que l'augmentation de la rigidité intrinsèque réduit la nécessité d'une réponse réflexe (mécanisme biomécanique). Ces auteurs réconcilient ces deux interprétations (neurophysiologique, biomécanique) en proposant que, lorsqu'un certain seuil de préactivation est atteint, la rigidité intrinsèque (effet mécanique) devient suffisante pour réduire les réponses réflexes. Cette hypothèse reste à être évaluée de façon plus systématique.

À part une augmentation significative de la préactivation de LG avant la perturbation, les estimations du modèle CINAO n'ont révélé aucun effet en postperturbation (moments; *PicForce* passive et active; chargement à L5/S1), ce qui est en contradiction avec certains résultats significatifs extraits des mesures EMG (variable *PicEMG*). Encore ici, les théories neurophysiologiques semblent diverger des théories biomécaniques en ce qui a trait à l'explication des réponses réflexes.

Comme pour les effets de la charge initiale et de la posture en flexion, la préactivation des abdominaux a augmenté la marge de stabilité (diminution du q-critique préperturbation). Comme pour l'effet de la charge initiale (aucun effet), mais contrairement à la posture en flexion, le q-critique postperturbation est demeurée inchangée. Une fois de plus, les résultats du q-critique postperturbation ont suivi les résultats du chargement lombaire en compression.

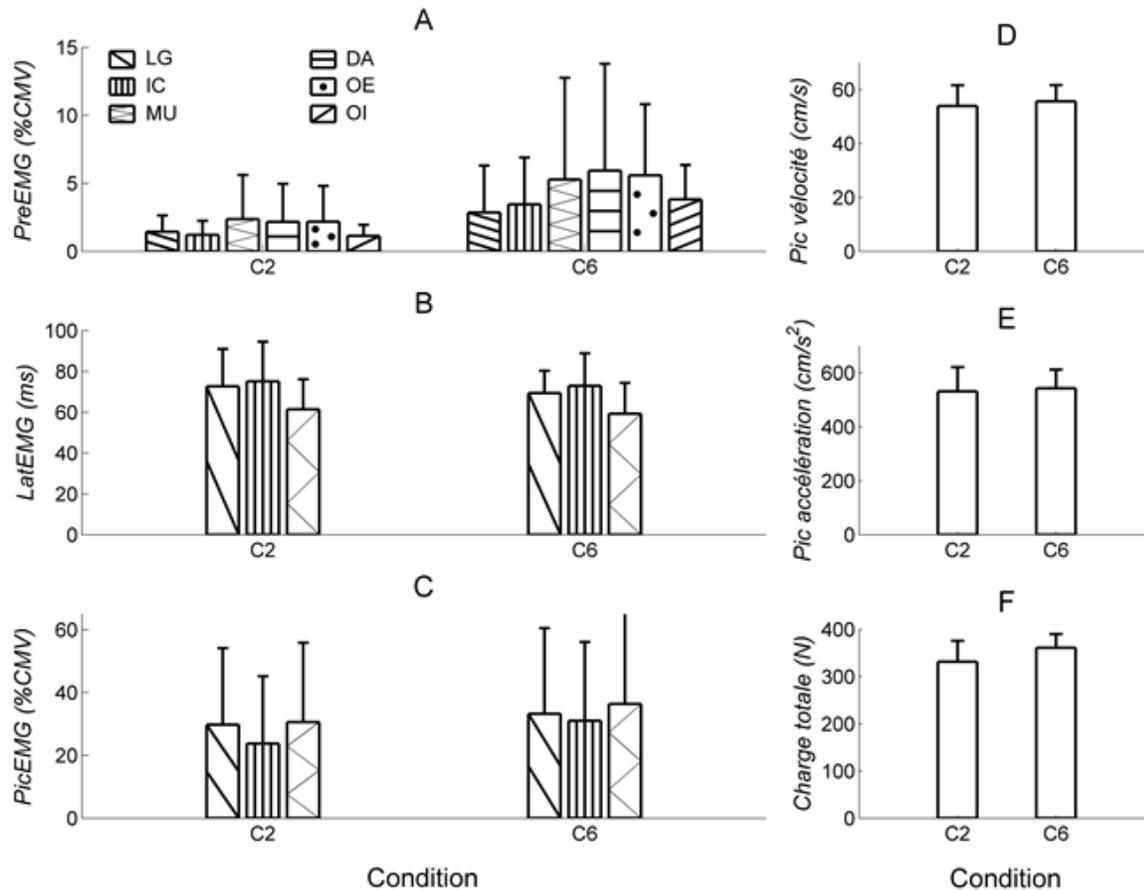


Figure 4-6 : Illustration des effets de la préactivation des abdominaux sur une sélection de variables issues des mesures EMG (à gauche) et des mesures cinématiques et cinétiques (à droite). À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation.

Note : Nomenclature : Muscles *longissimus* (LG), *ilicostalis* (IC), multifies (MU), droits de l'abdomen (DA), obliques externes (OE) et obliques internes (OI).

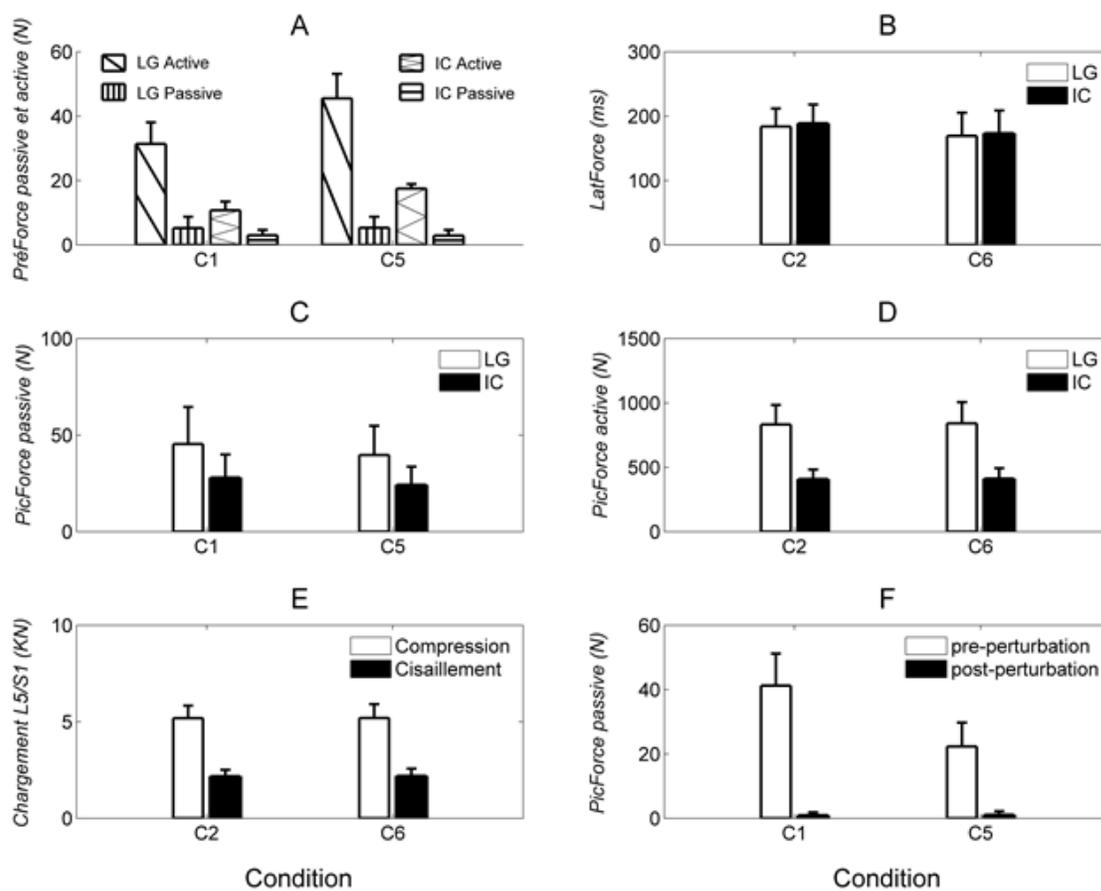


Figure 4-7 : Illustration des effets de la préactivation des abdominaux sur une sélection de variables issues des estimations des modèles biomécaniques. À part les résultats illustrés en A, tous les autres sont ceux obtenus en postperturbation

4.4 Discussion générale et conclusion

Cette discussion générale portera essentiellement sur la question de la valeur ajoutée des modèles biomécaniques (CINAO, stabilité du tronc) par rapport aux mesures externes (EMG, cinématique et cinétique). Il apparaît que les conditions mises en place dans la présente étude étaient adéquates pour mettre en perspective l'apport de ces différentes catégories de mesures. Ces conditions ont permis de générer différentes réponses physiologiques et biomécaniques, qui ne vont pas toujours dans la direction attendue selon les hypothèses en vigueur, et qui ne sont pas toujours détectées par chaque catégorie de mesure. En d'autres mots, différentes conditions permettant d'augmenter la rigidité intrinsèque apparaissent mener à différentes réponses réflexes. Diverses variables peuvent changer les réponses réflexes, notamment au regard des dispositifs expérimentaux utilisés pour générer les perturbations. Dans la présente étude, cette source de variation étant éliminée, ces résultats divergents peuvent s'expliquer par les variations dans le ratio entre la charge initiale (et le degré de préactivation qui s'en suit) et la charge soudaine et dans les niveaux de préactivation des muscles agonistes et/ou antagonistes.

Bien entendu, les modèles biomécaniques apportent des informations complémentaires aux informations données par les mesures externes, telles que les estimations des forces internes du modèle CINAO et de la marge de stabilité avec le modèle de stabilité du tronc. Ces indicateurs permettent notamment de mieux estimer le risque de lésion de certaines structures internes. Mais qu'en est-il de l'utilisation de ces modèles pour l'application plus spécifique qui nous intéresse ici, c'est-à-dire pour quantifier les réponses réflexes des muscles dorsaux, en réaction à des perturbations soudaines du tronc vers l'avant?

En ce qui a trait aux variables qui peuvent être comparées, en l'occurrence les paramètres de latence et d'amplitude des réponses réflexes tels que mesurés avec l'EMG de surface et telles qu'estimées avec le modèle CINAO, les résultats statistiques convergeaient ou non, dépendamment de la variable indépendante investiguée (tableau 4-4). En effet, bien qu'aucune n'ait mené à des résultats opposés, seulement trois comparaisons sur huit ont mené à des résultats convergents. Dans les autres cas ($n = 5$), une des deux catégories de mesures s'est montrée insensible à l'effet, trois de ces cinq comparaisons démontrant une sensibilité accrue du modèle CINAO. Ces deux approches (EMG, CINAO) semblent donc apporter des informations différentes, voire complémentaires, aucune n'étant systématiquement plus sensible que l'autre.

Tableau 4-4 : Comparaison des résultats statistiques* entre les paramètres des réponses réflexes (latence, amplitude) tels que mesurés par l'EMG de surface ou estimés par le modèle CINAO

Variable indépendante	Latences		Amplitudes	
	EMG	Force	EMG	Force
Charge initiale	N.S.	5 > 50 N	N.S.	5 > 50 N
Charge soudaine	N.S.	N.S.	50 < 100 N	50 < 100 N
Posture initiale	C1 < C5	N.S.	N.S.	C1 < C5
Préactivation abdominaux	N.S.	N.S.	C2 < C6	N.S.

* Une mesure a été considérée comme sensible à l'effet lorsqu'au moins un muscle réagissait à la variable indépendante investiguée. N.S. : statistiquement non significatif. Les cases ombragées identifient les situations où les deux types de mesures menaient à des résultats convergents.

Il est intéressant de constater que tous les effets détectés par *PicForce* (amplitude réflexe modèle CINAO) l'ont aussi été avec les variables cinématiques dérivées du déplacement (vélocité et accélération). Il apparaît donc crédible de soutenir que le modèle CINAO n'offre pas vraiment de valeur ajoutée aux mesures cinématiques qui peuvent aisément être mesurées. Ce n'est pas si étonnant puisque le modèle CINAO utilise comme intrant principal les caractéristiques cinématiques du tronc.

Les valeurs q-critique ont systématiquement révélées une plus grande marge de stabilité après la perturbation, comparativement à avant la perturbation. Ces résultats peuvent paraître contre-intuitifs, mais sur le plan strictement mécanique, ils sont en accord avec l'idée que l'augmentation de la rigidité intrinsèque de la colonne vertébrale, générée par l'activation des muscles du tronc et la rigidité passive plus élevée durant la déformation en flexion, accroît aussi la stabilité du tronc. On peut dire en général que le risque de blessures par surcharge des tissus et le risque d'instabilité augmentent dans des conditions opposées, soient respectivement sous des charges excessives ou sous des charges faibles (Cholewicki et McGill, 1996).

D'après les résultats issus des différentes comparaisons, le modèle de stabilité du tronc, menant au calcul du q-critique, ne semble avoir révélé aucune information additionnelle, **sur le plan strictement statistique**, à la variable de compression lombaire. Ces deux variables ont toujours mené aux mêmes résultats statistiques. Afin de mieux illustrer ce point, des analyses corrélationnelles ont révélé une forte relation entre le q-critique postperturbation et la compression lombaire ($r = -0.85$; $P < 0.001$). En effet, une plus grande stabilité articulaire, telle que révélée avec le q-critique, est générée par l'activation musculaire et les tensions des tissus passifs (en position fléchie), lesquels augmentent la compression lombaire. Cependant, le q-critique et la compression lombaire auraient potentiellement mené à des contenus plus divergents, toujours sur le plan statistique, lors de tâches sans ou avec peu de charges externes et où le tronc est plus ou moins en position neutre (verticale) car dans ces conditions, l'activité musculaire est généralement réduite et les tissus passifs ne sont pas sollicités, ce qui réduirait de beaucoup la stabilité du tronc (Cholewicki et McGill, 1996). Le modèle de stabilité du tronc a donc le potentiel de révéler ces nuances qui n'ont pas été mises en évidence par les tâches étudiées ici.

En conclusion, les effets de la charge initiale, de la charge soudaine, de la posture initiale du tronc et de la préactivation des abdominaux ont été étudiés avec trois catégories de mesures : (1) EMG de surface, (2) cinématiques et cinétiques et (3) estimations de modèles biomécaniques. Différentes réponses physiologiques et biomécaniques, qui ne vont pas toujours dans la direction attendue selon les hypothèses en vigueur, et qui ne sont pas toujours détectées par chaque catégorie de mesure, ont été observées. Il apparaît donc que les réponses réflexes des muscles du tronc sont dépendantes de plusieurs paramètres qui entrent en interaction et qui ne sont pas tous identifiés jusqu'à maintenant. Cependant, la présente étude aura permis de mettre en lumière que les mesures EMG et les estimations du modèle CINAO apportent des informations différentes, voire complémentaires. De plus, il apparaît que les mesures cinématiques du tronc peuvent capturer l'essentiel de l'information requise pour quantifier les effets mécaniques des réponses réflexes. En d'autres mots, le modèle CINAO ne semble pas apporter de valeur ajoutée aux mesures cinématiques pour quantifier les réponses réflexes. Par contre, ces modèles (CINAO,

stabilité lombaire) procurent des informations sur les forces internes découlant des perturbations du tronc, ce qui aide à estimer le risque de lésions lombaires.

5. VOLET 3 – À LA RECHERCHE D'ÉQUATIONS DE PRÉDICTION DU CHARGEMENT LOMBAIRE

Ce volet vise essentiellement : 1) à développer des équations de régression (ou de prédiction) capables de prédire le chargement lombaire à L5-S1 (et L4-L5) pour une charge externe asymétrique et 2) à les comparer aux différentes équations de prédiction les plus populaires.

5.1 Développement des équations de régression

5.1.1 Méthodologie

5.1.1.1 Variables d'entrée (tâche) et de sortie

Le chargement asymétrique du tronc est défini par trois variables indépendantes d'intrant : la masse de l'objet déplacé (caisse) et sa distance antérieure (Dx) et latérale droite (Dy) par rapport au centre des épaules (figure 5-1). En général, lors d'une tâche asymétrique, la posture du tronc est également asymétrique et il faudrait connaître la posture du tronc au moyen d'autres intrants. Malheureusement, nous n'en sommes pas encore là, et nous devons limiter notre approche à une posture symétrique du tronc. La position du tronc est donc dépendante de l'angle sagittal (T) de celui-ci (T1-T12) par rapport à une posture droite verticale. Comme une flexion du tronc (T) est généralement accompagnée d'une rotation du bassin (P), ce dernier est estimé implicitement à partir de données *in vivo* sur le rythme T-P en flexion (Arjmand et coll., 2011). La flexion lombaire (L) est finalement déduite à partir de la relation : $L = T - P$.

Ce type d'équation de régression a le désavantage de produire des erreurs maximales aux frontières des données d'entrée lorsque le sujet est en posture debout droite à $T = 0$ (Arjmand et coll., 2011). Pour remédier à cette difficulté, une autre série d'équations a été développée pour cette posture spécifique. Trois variables d'entrée sont alors nécessaires soit (M, Dx et Dy). Les variables prédites par les équations de régression sont les forces de compression (C) et de cisaillement (S) aux articulations L5-S1 et L4-L5.

5.1.1.2 Les procédures de régression

La méthode de Montgomery (2000) a été appliquée pour mettre en relation les variables de sortie ou extrants (Y) avec celles d'entrée ou intrants (T, M, Dx et Dy) au moyen d'équations de régression. Un modèle de régression quadratique complet a été considéré ici :

$$Y = b_0 + b_1T + b_2M + b_3Dx + b_4Dy + b_5T^2 + b_6M^2 + b_7(Dx)^2 \\ + b_8(Dy)^2 + b_9T \times M + b_{10}T \times Dx + b_{11}T \times Dy + b_{12}M \times Dx \\ + b_{13}M \times Dy + b_{14}Dx \times Dy \quad (1)$$

On retrouve dans celui-ci les coefficients de régression b_0 à b_{14} estimés au moyen d'une méthode qui sera expliquée ci-dessous; les variables d'entrée T, M, Dx et Dy, en degrés, kg, et cm respectivement et l'extrant, la force Y (compression ou cisaillement) en N. Pour la posture

debout droite pour laquelle seulement trois variables d'entrée (M, Dx et Dy) sont nécessaires, l'équation de régression prend la forme suivante :

$$Y = b_0 + b_2M + b_3Dx + b_4Dy + b_6M^2 + b_7(Dx)^2 + b_8(Dy)^2 + b_{12}M \times Dx + b_{13}M \times Dy + b_{14}Dx \times Dy \quad (2)$$

Pour établir la relation entre les intrants et les extrants des équations, différentes étendues (niveaux) de données ont été considérées. Pour ce qui concerne les activités de levage d'une seule main, onze niveaux ont été considérés pour T soit: 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 et 110° associés à 3, 7, 9, 12, 14, 17, 22, 28, 35, 41 et 47° de rotation pelvienne en fonction d'une position debout droite; cinq niveaux pour la masse (M) de l'objet : 0, 5, 10, 15 et 20 kg; et 47 niveaux de distance Dx et Dy tels qu'illustrés à la figure 5-1a. L'évaluation de toutes les combinaisons possibles de variables d'entrée a requis un grand total de 2585 analyses (11 x 5 x 47). Chacune des combinaisons des variables d'entrée a été introduite dans le modèle biomécanique (expliqué à la section 5.1.1.3) et la valeur correspondante de sortie (force de compression ou de cisaillement) a été estimée. Pour les levées d'une seule main en posture debout droite (T=0°), les mêmes cinq niveaux pour M et 47 niveaux pour la position de la charge, ont été considérés soit un total de 235 analyses. Pour une levée de charge à deux mains, 49 niveaux de position (figure 5-1b) ont été examinés pour un total de 2695 et 245 analyses respectivement pour les levages en postures fléchies et en posture droite.

Un grand total de 5760 analyses (2585 +235 +2695 +245) pour chaque variable de sortie a été prédit au moyen du modèle CINAO de Shirazi-Adl (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a) et les données recueillies ont été subséquemment utilisées pour estimer les coefficients b_0 et b_{14} au moyen d'équations de régression. L'adéquation du modèle de régression a été vérifiée en révisant les extrants du modèle soit : le degré de signification du modèle ($P < 0.05$), le coefficient de détermination (R^2), le coefficient de détermination ajustée R^2 , et les erreurs moyennes quadratiques (RMSE). Des ANOVA ont été réalisées pour vérifier le degré de signification de chacun des coefficients de régression des équations polynomiales. Toutes les analyses de régression ont été effectuées au moyen du programme statistique MINITAB (Minitab Inc, PA, USA).

5.1.1.3 Le modèle CINAO

Le modèle CINAO de Shirazi-Adl (annexe A) a été utilisé pour estimer le chargement lombaire de chaque combinaison de variables d'entrée. Le modèle a été ajusté de manière à considérer les paramètres anthropométriques du sujet (âge = 52 ans, poids 68.4 kg et taille 174.5 cm). Ces paramètres anthropométriques ont été déduits à partir des données de Leva (1996). Le poids total du haut du corps a été estimé à 344 N et ceux des avant-bras, des bras et de la tête, respectivement à 35.6 N, 29.3 N et 46 N. Ainsi pour chaque combinaison d'intrants, la flexion du thorax (T) et du pelvis (P) ont été appliquées au modèle. La flexion lombaire totale est répartie entre les différentes vertèbres lombaires sur la base de données tirées de la littérature (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a). Le moment net à chaque étape et à chaque segment vertébral est alors estimé par le modèle CINAO. À la fin de chaque itération, les forces musculaires calculées sont réinsérées dans le modèle pour rafraîchir les données de charges externes et les itérations sont répétées jusqu'au moment où les forces musculaires calculées demeurent inchangées entre deux itérations successives.

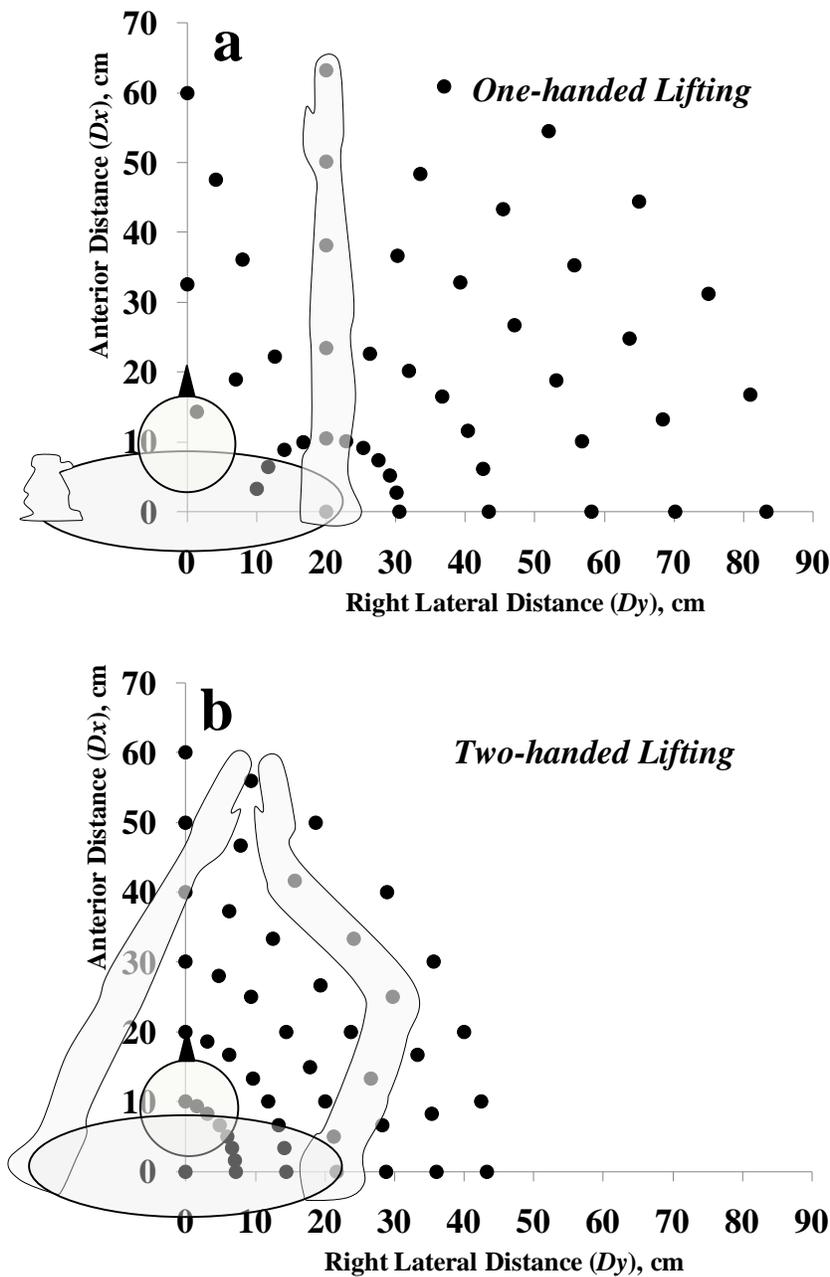


Figure 5-1 : La position des charges considérée dans l'étude. (a) Pour les activités de levage d'une seule main sur une distance maximale de 64 cm (longueur du bras équivaut à la distance entre l'articulation de l'épaule et le centre de masse de la main) et une largeur d'épaule de 40 cm. À $D_y = 20$ cm et $D_x = 0$, le bras étendu, on obtient la longueur maximale soit 64 cm. (b) Pour les activités de levage à deux mains. La longueur maximale antérieure (D_x) en fonction de l'épaule droite est atteinte à $D_y = 0$ cm et latérale (DY) de 44 cm (longueur bras gauche – largeur épaule/2).

5.1.2 Résultats

L'algorithme d'optimisation n'a pas convergé dans 730 cas (sur une possibilité de 5760 analyses) dont la limite supérieure de force musculaire a été dépassée. Ces 730 cas se sont tous produits dans des levées de charge lourde de 20 kg à $D_x = 60$ cm, $D_y = 0$ cm, et $T = 70$. Dans cette situation particulière, le modèle était incapable d'équilibrer le moment externe. Les 5030 essais restants ont permis de générer 16 équations de prédiction des forces de compression et de cisaillement (tableaux 5-1 à 5-4) sur deux segments vertébraux soit L5-S1 et L4-L5, deux postures (en position debout et en flexion avant), deux types de levage (un bras et deux bras) ($16 = 2$ forces \times 2 disques \times 2 postures \times 2 types). Dans les cas où la position de la charge par rapport au centre du disque L5-S1 est disponible au lieu du centre des épaules, 16 autres équations modifiées sont disponibles (tableaux 5-1 à 5-4). La valeur du R^2 et de sa valeur ajustée R^2 , proche du 100 % et le faible niveau de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) révèlent une excellente relation entre les données d'entrée du modèle de régression et les valeurs prédites ($P < 0.0001$). Pour toutes les simulations dans une posture debout et dans celles fléchies, les ANOVA indiquent que les effets linéaires, les interactions et les effets quadratiques sont tous significatifs à $P < 0.05$ (tableaux 5-1 à 5-4).

5.1.3 Discussion

En utilisant un modèle CINAO complexe, des équations de prédiction précises et simples ont été construites afin d'estimer le chargement lombaire à L4-L5 ainsi qu'à L5-S1 lors d'activités de manutention au cours desquelles la posture du travailleur est symétrique, mais que la charge externe est asymétrique. Des tâches de levage asymétriques peuvent être simulées avec peu d'efforts à l'aide d'intrants facilement mesurables. Les équations de prédiction peuvent aussi être utilisées pour estimer les charges de la colonne vertébrale pendant les activités de levage symétriques pour lesquelles $D_y = 0$. Toutefois, étant donné que les prédictions des équations de régression produisent des erreurs importantes dans les régions frontalières des variables d'entrée (par exemple, à $D_y = 0$ pour des conditions symétriques), il est préférable d'utiliser les équations de régression développées pour des conditions symétriques comme dans Arjmand et coll., (2011). Il faut noter aussi que, pour une tâche donnée, l'effet d'une charge critique en cisaillement se fait toujours sentir à l'articulation L5-S1 (tableaux 5-1-5-4), tandis que ce niveau critique en compression peut se produire à la hauteur du joint L4-L5 ou L5-S1.

En dehors de la fidélité du modèle biomécanique, un avantage important de la présente étude est que les variables définissant la position de la charge externe (soit D_x et D_y) sont faciles à mesurer sur le lieu de travail. En revanche, le multiplicateur d'asymétrie de l'équation du NIOSH est difficile à estimer en raison de nombreuses difficultés liées à la mesure de l'angle d'asymétrie (Dempsey et Fathallah, 1999). Les intrants requis pour les équations prédictives actuelles (T , M , D_x , D_y) peuvent être estimés de manière précise soit par des équipements appropriés tels que des caméras vidéo, systèmes d'analyse du mouvement, inclinomètres, senseurs inertiels, ou soit au moyen d'outil simple comme un ruban à mesurer.

Tableau 5-1 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage d'une seule main dans des postures fléchies

Paramètres	RC ⁽¹⁾	Position de la charge en fonction du point milieu des épaules				Position de la charge en fonction de l'articulation L5-S1			
		C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}	C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}
Intercept	b ₀	41.209	-50.605*	-31.337	77.898*	242.331*	-30.500*	193.334*	147.387*
T	b ₁	47.201*	5.538*	50.073*	13.032*	41.686*	4.681*	44.281*	10.471*
M	b ₂	7.316	5.173*	10.166	6.612*	-6.095	4.259*	-4.777	2.471
Dx	b ₃	-0.640	-0.187	-0.659	-0.006	-2.886	-0.201	-3.706*	-0.448
Dy	b ₄	2.387	1.305*	2.680	1.414*	1.109	1.271*	1.288	1.135*
T ²	b ₅	-0.290*	-0.021*	-0.298*	-0.080*	-0.240*	-0.014*	-0.246*	-0.057*
M ²	b ₆	0.694*	0.092*	0.712*	0.274*	0.964*	0.112*	1.013*	0.361*
Dx ²	b ₇	0.025	0.002	0.020	0.008	0.042*	0.004	0.049*	0.015*
Dy ²	b ₈	0.043*	0.008*	0.055*	0.017*	0.050*	0.008*	0.062*	0.018*
T × M	b ₉	0.495*	-0.024*	0.510*	0.076*	-0.455*	-0.151*	-0.516*	-0.314*
T×Dx	b ₁₀	0.045*	0.006*	0.057*	0.015*	0.001	0.000	0.007	-0.004
T×Dy	b ₁₁	-0.073*	-0.041*	-0.102*	-0.045*	-0.061*	-0.043*	-0.093*	-0.042*
M×Dx	b ₁₂	2.194*	0.309*	2.356*	0.922*	2.455*	0.324*	2.653*	0.999*
M×Dy	b ₁₃	1.240*	0.041*	1.278*	0.416*	1.285*	0.042*	1.329*	0.426*
Dx×Dy	b ₁₄	-0.041	0.005	-0.035	-0.008	-0.022	0.004	-0.015	-0.005
Modèle <i>p</i> -value	-	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
R ² (adj R ²) %	-	96.57 (96.55)	93.94 (93.90)	96.46 (96.43)	96.54 (96.52)	97.62 (97.60)	94.27 (94.23)	97.53 (97.51)	97.55 (97.53)
RMSE (N)	-	173	27	189	59	144	26	158	50
FE min-max ⁽²⁾	-	574-5283	27-617	598-5686	197-1811	574-5283	27-617	598-5686	197-1811

(1) Coefficients de régression; (2) Valeurs prédites maximale et minimale (N) par le modèle. *P<.001

Tableau 5-2 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage à deux mains dans des postures fléchies

Paramètres	RC ⁽¹⁾	Position de la charge en fonction du point milieu des épaules				Position de la charge en fonction de l'articulation L5-S1			
		C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}	C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}
Intercept	b ₀	15.513	-55.425*	-67.056	52.668*	269.873*	-27.297*	217.620*	144.192*
T	b ₁	47.786*	5.521*	50.606*	13.801*	39.444*	4.003*	41.552*	9.761*
M	b ₂	7.394*	4.954*	10.501*	8.193*	-3.199	4.267*	-1.524	4.926*
Dx	b ₃	1.619	0.655*	2.678	1.455*	-1.870	0.607*	-2.109 (0.751
Dy	b ₄	9.020*	2.869*	10.488*	4.026*	5.898*	2.648*	6.994*	3.245*
T ²	b ₅	-0.295*	-0.024*	-0.306*	-0.088*	-0.212*	-0.012*	-0.220*	-0.051*
M ²	b ₆	0.531*	0.021	0.493*	0.142*	0.736*	0.036*	0.724*	0.209*
Dx ²	b ₇	0.050*	0.002	0.033	0.015*	0.089*	0.004	0.092*	0.027*
Dy ²	b ₈	0.084*	0.007	0.093*	0.024	0.117*	0.008*	0.129*	0.032*
T × M	b ₉	0.608*	0.030*	0.664*	0.130*	-0.397*	-0.088*	-0.411*	-0.265*
T×Dx	b ₁₀	0.034*	0.002	0.047*	0.006	-0.050*	-0.004	-0.040*	-0.024*
T×Dy	b ₁₁	-0.148*	-0.066*	-0.190*	-0.077*	-0.137*	-0.071*	-0.183*	-0.077*
M×Dx	b ₁₂	2.292*	0.285*	2.428*	0.920*	2.569*	0.300*	2.748*	1.005*
M×Dy	b ₁₃	1.113*	0.001	1.105*	0.357*	1.142*	0.000	1.141*	0.359*
Dx×Dy	b ₁₄	-0.073*	0.015*	-0.073	-0.004	-0.004	0.017*	0.009	0.010
Modèle <i>p</i> -value	-	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
<i>R</i> ² (adj <i>R</i> ²) %	-	97.28 (97.27)	96.98 (96.96)	97.20 (97.18)	97.30 (97.28)	98.39 (98.38)	97.33 (97.31)	98.33 (98.32)	98.43 (98.42)
<i>RMSE</i> (N)	-	156	20	171	52	120	19	132	40
FE min-max ⁽²⁾	-	540-5630	25-615	541-6000	182-1810	540-5630	25-615	541-6000	182-1810

(1) Coefficients de régression; (2) Valeurs prédites maximale et minimale (N) par le modèle; *P<.001

Tableau 5-3 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage d'une seule main dans des postures debout droites

Paramètres	RC ⁽¹⁾	Position de la charge en fonction du point milieu des épaules				Position de la charge en fonction de l'articulation L5-S1			
		C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}	C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}
Intercept	b ₀	596.002*	33.096*	676.723*	212.518*	542.863*	22.296	615.284*	188.711*
M	b ₂	-1.433	-5.402*	-7.683	-4.741	3.902	-3.880*	-2.524	-1.493
Dx	b ₃	-11.536*	-2.515*	-14.123*	-5.135*	-8.399*	-1.874*	-11.140*	-3.511*
Dy	b ₄	10.423*	0.840	5.342*	5.436*	10.321*	0.814	5.593*	5.233*
M ²	b ₆	-0.043	0.138*	-0.059	0.126	0.015	0.156*	0.000	0.161
Dx ²	b ₇	0.191*	0.039*	0.227*	0.082*	0.171*	0.035*	0.215*	0.069*
Dy ²	b ₈	-0.068*	-0.003	-0.025	-0.034*	-0.059*	0.000	-0.018	-0.027*
M×Dx	b ₁₂	1.549*	0.446*	1.515*	0.942*	1.737*	0.500*	1.708*	1.052*
M×Dy	b ₁₃	1.177*	0.195*	1.377*	0.523*	1.077*	0.165*	1.276*	0.462*
Dx×Dy	b ₁₄	-0.102*	-0.009	-0.050	-0.060*	-0.138*	-0.016*	-0.085*	-0.078*
Modèle <i>p</i> -value	-	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
R ² (adj R ²) %	-	97.53 (97.43)	97.76 (97.66)	97.38 (97.28)	97.79 (97.70)	97.51 (97.40)	97.76 (97.66)	97.41 (97.31)	97.74 (97.65)
RMSE (N)	-	95	19	99	46	95	19	99	46
FE min-max ⁽²⁾	-	354-3319	-9-685	365-3553	107-1674	354-3319	-9-685	365-3553	107-1674

(1) Coefficients de régression; (2) Valeurs prédites maximale et minimale (N) par le modèle; *P<.001

Tableau 5-4 : Huit modèles de régression (équation 1) pour estimer les charges de la colonne vertébrale au cours d'activités de levage des deux mains dans des postures debout droites

Paramètres	RC ⁽¹⁾	Position de la charge en fonction du point milieu des épaules				Position de la charge en fonction de l'articulation L5-S1			
		C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}	C _{L4-L5}	S _{L4-L5}	C _{L5-S1}	S _{L5-S1}
Intercept	b ₀	286.085*	-9.974	308.36*	73.578*	284.907*	-11.909*	307.328*	74.312*
M	b ₂	11.990*	-2.781*	12.827*	0.510	16.795*	-1.312*	17.118*	3.712
Dx	b ₃	-1.043	-0.847*	-1.039	-0.537	2.73	-0.127	2.671	1.265
Dy	b ₄	32.124*	3.831*	28.263*	16.119*	29.594*	3.355*	25.919*	14.589*
M ²	b ₆	-0.165)	0.072*	-0.271	0.056	-0.085	0.096*	-0.198	0.109
Dx ²	b ₇	0.172*	0.036*	0.178*	0.074*	0.129*	0.026*	0.139*	0.049*
Dy ²	b ₈	-0.307*	-0.041*	-0.258*	-0.164*	-0.249*	-0.028*	-0.204*	-0.129*
M×Dx	b ₁₂	1.368*	0.419*	1.235*	0.901*	1.621*	0.488*	1.476*	1.049*
M×Dy	b ₁₃	0.892*	0.176*	0.922*	0.427*	0.721*	0.127*	0.765*	0.319*
Dx×Dy	b ₁₄	-0.388*	-0.046*	-0.364*	-0.202*	-0.466*	-0.057*	-0.441*	-0.237*
Modèle <i>p</i> -value	-	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
R ² (adj R ²) %	-	98.43 (98.37)	99.06 (99.02)	98.27 (98.20)	98.74 (98.69)	98.62 (98.57)	99.04 (99.00)	98.49 (98.43)	98.76 (98.72)
RMSE (N)	-	68	11	67	33	64	11	63	32
FE min-max ⁽²⁾	-	352-2686	-11-562	361-2563	105-1438	352-2686	-11-562	361-2563	105-1438

(1) Coefficients de régression; (2) Valeurs prédites maximale et minimale (N) par le modèle; *P<.001

Limites du modèle : Les modèles de régression proposés sont utiles pour des activités de levage dont la charge externe est asymétrique : les levées doivent donc s'effectuer dans un plan sagittal. Pour tenir compte de l'asymétrie dans la posture du tronc, un algorithme de prédiction semblable à celui du modèle 3DSSPP (University of Michigan Center for Ergonomics, 2001) est requis. Dans le cas d'une asymétrie de charge, différentes postures du tronc peuvent être adoptées pour soulever la charge. Cette posture peut dépendre de l'expérience des manutentionnaires (Plamondon et coll., 2010) ou encore du contexte du travail. Il a été démontré que pour l'analyse de tâches de levage asymétriques (à la fois au regard de la posture et du chargement externe), l'utilisation d'un modèle symétrique, dans des situations d'asymétrie de postures de +30°, peut générer des erreurs de l'ordre de 20 % sur l'estimation du moment externe (Kingma et coll., 1998). Par conséquent, des tâches ne présentant pas trop d'asymétrie de posture (moins de 30°) pourraient être estimées sans erreurs majeures par les modèles de régression actuels. Aussi, les équations proposées ne sont applicables que pour des tâches quasi statiques. Pour des mouvements rapides, l'effet d'inertie sur les valeurs prédites devient important. En outre, les équations ne tiennent pas compte du poids et de la taille des individus et ne permettent donc pas de personnaliser les résultats.

5.1.4 Conclusion

Des équations de régression capable de prédire le chargement lombaire à L5-S1 (et L4-L5) pour une charge asymétrique ont été développées dans le cadre de ce volet. Elles constituent une avancée par rapport à l'équation du NIOSH de 1991, mais se limitent à des tâches statiques symétriques. La prochaine étape consiste à concevoir de nouvelles équations qui intégreront des postures asymétriques.

5.2 Évaluation comparative de cinq outils de prédiction du chargement lombaire lors d'activités de manutention

L'objectif de cette partie vise à comparer les forces de compression et de cisaillement (à L4-L5 et à L5-S1) de cinq outils d'analyse lors d'activités de manutention. Plus spécifiquement, nous avons l'intention : 1) d'évaluer les différences entre les cinq outils dans leurs valeurs de prédiction de la colonne vertébrale estimées, et 2) de comparer la valeur prédite de forces de compression avec des valeurs de pression intradiscales. L'étude devrait profiter aux chercheurs s'intéressant à la modélisation biomécanique ainsi qu'aux intervenants en santé et en sécurité du travail (SST) dans l'évaluation des risques de lésions professionnelles pour améliorer les stratégies de prévention.

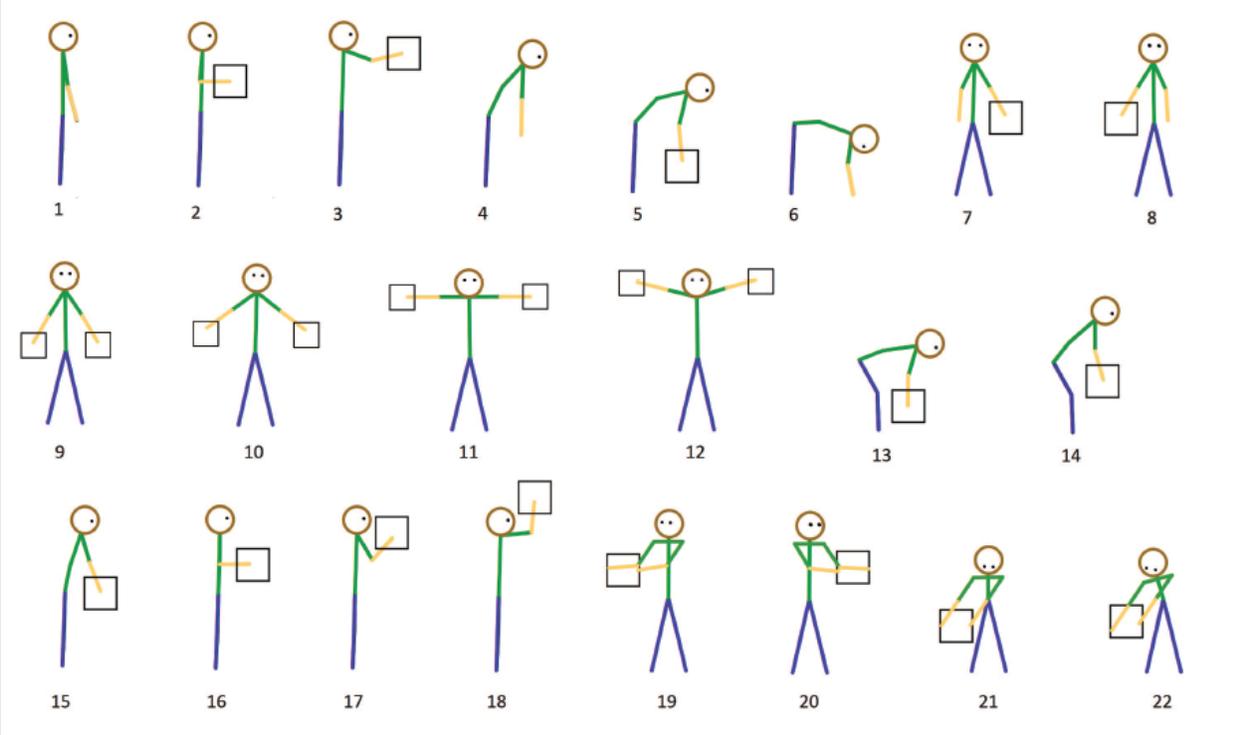
5.2.1 Méthodologie

Tâches simulées : Un sujet de sexe masculin en bonne santé, d'un poids de 68,4 kg et de taille de 1,75 m (Arjmand et coll., 2009 et 2010a) a effectué des tâches statiques qui ont été utilisées pour comparer les différents modèles. Le sujet maintenait une position debout ou fléchie, avec une charge symétrique ou asymétrique qu'il tenait dans une ou dans les deux mains. Plus spécifiquement, il s'agissait pour le sujet d'adopter 16 postures symétriques et six tâches asymétriques telles que décrites au tableau 5-5. De plus, afin d'étudier la sensibilité de la réponse de chaque outil à la grandeur de la charge, des simulations de la tâche 2 (position debout, maintien symétriquement de la charge à 25 cm de L5-S1) ont été répétées avec 0, 25, 50, et 75 % de la charge de 19,8 kg dans les mains (soit 0, 5.0, 9.9, 14.9 kg).

Les postures du tronc et du bassin correspondantes aux tâches maintenues ont été déterminées à partir de mesures *in vivo* lorsque disponibles (Arjmand et coll., 2009 et 2010a), ou bien basées sur l'algorithme de prédiction de la posture du logiciel 3DSSPP (Université du Michigan Center for Ergonomics, 2001). Dans les tâches 1 à 7, la pression intradiscale prédite (IDP) à la hauteur du disque L4-L5 était comparée à des mesures *in vivo* rapportées par Wilke et coll. (2001) dont le sujet masculin avait un poids corporel de 72 kg et une taille de 1,74 m, données quasiment similaires à celles prises en compte dans notre modèle. La relation entre les valeurs de compression et celles de l'IDP a été basée sur les travaux de Shirazi-Adl et Drouin (1988).

Les cinq outils d'analyse sont présentés dans les prochains paragraphes. Chaque outil exige des intrants comme le poids et la taille du sujet, la posture du tronc, la grandeur de la charge externe ainsi que sa position. Toutes les données d'entrées des 22 tâches ont été introduites dans chacun des outils et les forces de compression et cisaillement de chacun d'eux ont été prédites.

Tableau 5-5 : Description des tâches pour la prédiction des charges de la colonne vertébrale



Tâches	Type	Angle du tronc (degrés)	Charge (kg)	Distance avant (cm)	Distance latérale mains ou charge (cm)
1	Symétrique	0	0	15	-
2-3	Symétrique	0	19,8	2= 25 ; 3 = 55	-
4	Symétrique	50	0	25	-
5	Symétrique	70	19,8	32	-
6	Symétrique	110	0	40	-
7-8	Asymétrique	0	19,8	0	34
9-12	Symétrique	0	9,9 (x2)	0	9=34; 10=70; 11=85; 12=81
13-18	Symétrique	13=80°;14=40°; 15=13°; 16-18=0°;	17	13=38;14=44; 15-18=30	-
19-20	Asymétrique	Torsion = 30	19,8	42	21
21	Asymétrique	Flexion = 70	19,8	42	21
22	Asymétrique	Flexion av. =70 F. Latérale = 20	19,8	38	47

1) Équation du « Hand-Calculation Back Compressive Force (HCBCF) ». La version 1.2 du HCBCF (Merryweather et coll, 2009) estime la force de compression à L5-S1 sur un seul segment vertébral et le modèle biomécanique n'intègre qu'un seul muscle équivalent du dos avec un bras de levier constant de 6,9 cm pour une population masculine. L'équation est la suivante :

$$C_{L5-S1} = 9,81 \times \{0,0167 (BW) (H) \sin \theta + 0,145 (L) (HB) + 0,8 (BW/2 + L) 23\}$$

où C_{L5-S1} , BW, H, HB, L et θ correspondent à la charge estimée L5-S1 compression en N, le poids corporel en kg, la taille du sujet en cm, la distance de la main à l'L5-S1 en cm, la charge en kg, et l'angle de flexion du tronc p/r à la verticale en degrés (c'est à dire, 0° en position debout droite).

2) Polynôme simple: Il s'agit d'un polynôme de troisième ordre basé sur les forces de compression estimées à L4 -L5 au moyen du modèle biomécanique de McGill et coll. (1996). Le modèle de la colonne vertébrale, qui comprend 90 faisceaux musculaires du tronc, considère que : le thorax et le bassin sont des corps rigides ; les cinq vertèbres lombaires sont reliées par des ressorts présentant une résistance au moment des segments lombaires dans les trois plans (total de 18 degrés de liberté en rotation, mais aucun degré de liberté en translation). Les forces musculaires sont des estimations basées sur l'équilibre des moments à toutes les articulations lombaires. Les valeurs d'entrée du modèle sont les moments (Nm) de flexion-extension, de flexion latérale et de moment de torsion à la hauteur de L4-L5:

$$C_{L4-L5} = 1067,6 + 1,219 F + 0,083 F^2 - 0,0001 F^3 + 3,229 B + 0,119 B^2 - 0,0001 B^3 + 0,862 T + 0,393 T^2 - 0,0001 T^3.$$

La torsion T est égale à zéro pour les tâches simulées dans cette étude.

3) 3D Static Strength Prediction Program (3DSSPP, v. 5): Programme développé à l'Université du Michigan (University of Michigan Center for Ergonomics, 2001) dont les intrants sont le poids corporel, la taille du sujet, la position de la charge, la posture du corps, et les extrants sont les forces de compression et de cisaillement à L4-L5 et L5-S1. Le modèle biomécanique utilisé pour prédire les charges de la colonne vertébrale à L5- S1 est cependant différent de celui utilisé pour prédire celles à L4 - L5 quoique les deux se basent sur l'équilibre des moments sur un seul segment vertébral. Le modèle à L5- S1 n'intègre qu'un muscle équivalent du groupe des extenseurs (erector spinae) et qu'un seul du groupe des fléchisseurs (*rectus abdomini*), tandis que le modèle à L4 - L5 intègre 10 muscles du tronc (deux paires des muscles du dos et trois paires des abdominaux). Un algorithme d'optimisation sert à résoudre le problème de redondance commune aux articulations. L'algorithme de prédiction de la posture de ce logiciel permet l'estimation tridimensionnelle de l'orientation du tronc, du bassin, des bras et des jambes pour une position donnée de la charge aux mains.

4) Anybody Modelling System (v.4 (AnyBody Technology, Aalborg, Denmark): Il s'agit d'un modèle biomécanique anatomique détaillée de l'ensemble du corps avec un grand nombre de muscles. Il se compose de sept segments rigides (bassin, cinq vertèbres lombaires et thoraciques) ayant un total de 18 degrés de liberté. Les muscles sont modélisés par des lignes droites ou des trajectoires non linéaires. Pour une activité donnée, les forces musculaires et les charges sur la colonne vertébrale sont estimées sur la base de l'équilibre des moments à tous les niveaux et un

algorithme d'optimisation sert à solutionner le problème de redondance. L'interface graphique du logiciel (GUI) est utilisée pour prescrire les données d'entrée du modèle, y compris la grandeur et la position de la charge ainsi que la posture du corps pour chaque tâche. La boîte à outils du logiciel (AnyScript) permet aux utilisateurs de développer leurs propres modèles musculosquelettiques ou modifier le modèle par défaut afin d'y inclure différentes postures, anthropométries, et positions de charge externe.

5) Modèles de régression (Arjmand *et coll.*, 2011, 2012) : Des équations (modèles) de régression ont été développées (voir la section 5.1) pour faciliter l'estimation des forces de compression et de cisaillement à L5-S1 (et L4-L5) dans un chargement symétrique (Arjmand et coll., 2010b) et dans un chargement asymétrique (Arjmand et coll., 2012). Les variables d'entrées des équations sont simples : 1) le chargement asymétrique est défini par trois variables indépendantes d'entrée : la masse de l'objet déplacé (caisse) et sa distance antérieure (Dx) et latérale droite (Dy) par rapport soit au centre des épaules soit à L5-S1 ; 2) la position du tronc est dépendante de l'angle sagittal (T) du tronc (T1-T12) par rapport à une posture droite. Comme une flexion du tronc (T) est généralement accompagnée d'une rotation du bassin (P), ce dernier est estimé implicitement à partir de données *in vivo* sur le rythme T-P en flexion (Arjmand et coll., 2011). La flexion lombaire (L) est finalement déduite à partir de la relation : $L = T - P$. Lorsque le sujet est en posture debout droite (Arjmand et coll., 2011), une autre série d'équations a été élaborée pour cette posture spécifique. Trois variables d'entrée sont alors nécessaires soit M, Dx et Dy. Les extrants du modèle de régression sont les forces de compression (C) et de cisaillement (S) à la hauteur de l'articulation L5-S1 et de l'articulation L4-L5.

5.2.2 Résultats

Les forces de compression et de cisaillement prédites par les cinq outils varient considérablement (tableau 5-6) à la fois pour les forces à la hauteur de L4-L5 et de L5-S1 (figure 5-2) et ce dans les 22 tâches simulées. Des différences importantes qui peuvent atteindre ~ 313 % (444 N par rapport à 1832 N dans la tâche 7) sont présentes dans les charges de compression à L5-S1 entre le logiciel 3DSSPP et celui d'AnyBody (tableau 5-6 et figure 5-2). Les trois outils qui ont fourni des estimations à L4-L5 et à L5-S1 (3DSSPP, Anybody, équations de régression) ont prédit de plus grandes forces de cisaillement à L5-S1 par rapport à L4-L5 et, en général, de plus grandes forces en compression à L5-S1 par rapport à celles de L4-L5 (tableau 5-6), indiquant que le seuil critique se situe sur le disque L5-S1. Les forces de cisaillement ont été estimées avec des valeurs plus élevées en utilisant les équations de régression (tableau 5-6 et figure 5-2).

Le polynôme simple prédisait de très grandes forces de compression à L4-L5, dans la tâche la plus facile (tâche 1 = 1064 N), et dans la tâche la plus exigeante (tâche 22 = 6651 N; tableau 5-6). En outre, par rapport aux autres, le polynôme simple estimait des forces de compression à L4-L5 plus élevées pour les tâches effectuées avec une charge tenue plus près du corps dans le plan sagittal (tâches 9-12). Les équations de régression ainsi que le système AnyBody reproduisaient mieux les valeurs de pression intra-discale à L4-L5 que les autres outils pour les tâches 1 à 7 (erreur quadratique moyenne de 0.12, 0.35, 0.12, et 0.23 pour les équations de régression, 3DSSPP, AnyBody, et polynomiale simple, respectivement, figure 5-3). Seuls le polynôme simple et le 3DSSPP prédisaient des forces dissimilaires sur colonne vertébrale lorsque la charge était située soit à gauche ou à droite (tâches 7-8 et 19-20) (par exemple, une différence maximale

de ~ 21 % pour le polynôme simple et de ~ 10 % pour le 3DSSPP entre les tâches 7 et 8 pour une force de compression à L4-L5 ; tableau 5-6). Le système Anybody n'a pas convergé pour certaines activités de levage (tâches 6, 11, et 22 ; tableau 5-6). La sensibilité des outils à une augmentation des charges aux mains (tâche 2) était très différente (tableau 5-7), mais en général on observe une augmentation des forces internes avec une charge externe qui s'accroît aux mains. Contrairement aux autres outils, le polynôme simple ne prédisait que 16 % d'augmentation de la compression à L4 - L5 lorsque la charge est passée de 0 kg à 19.8 kg (~ 210 % pour 3DSSPP, 186 % pour les équations de régression, et 152 % pour AnyBody). L'équation du HCBCF et le 3DSSPP à la hauteur de L5-S1 (deux modèles musculaires simples) ont prédit des changements linéaires dans les forces internes alors que le poids aux mains augmentait (par exemple pour le 3DSSPP, ~ 30 N d'accroissement de la force de cisaillement à L5- S1 pour chaque augmentation de ~5 kg de la charge aux mains ; tableau 5-7). Les équations de régression ont ajusté leurs prédictions en fonction de la charge aux mains avec des augmentations marquées dans le cas des forces de cisaillement, mais moins grandes dans celui des forces de compression. Quant aux approches 3DSSPP et AnyBody, qui utilisent une démarche d'optimisation similaire, les changements prédits étaient plus irréguliers (tableau 5-7).

En termes de facilité d'utilisation, les modèles de régression et l'équation du HCBCF étaient beaucoup plus conviviaux que les autres. Le polynôme simple, lui, nécessite en intrant les moments nets externes dont le calcul n'est pas facile à effectuer à moins d'utiliser un modèle biomécanique segmentaire. Le système AnyBody nécessite la connaissance d'un code spécifique pour l'utilisation du modèle et le 3DSSPP exige la maîtrise du logiciel conçu à cet effet.

5.2.3 Discussion

Cinq outils capables d'estimer les charges internes sur deux segments lombaires, soit L4-L5 et L5-S1, ont été comparés dans 22 tâches statiques. Les résultats ont montré des différences significatives entre les forces estimées de cisaillement et de compression (tableau 5-6). L'évaluation du niveau de risque potentiel d'une blessure pourrait donc varier en fonction de l'outil utilisé. Par exemple, les équations de régression et le HCBCF prédisent un risque élevé de blessure pour la tâche 13 dans laquelle les forces de compression prédites à L5- S1 se situaient autour de 3645 N et 3472 N respectivement, ce qui excède le niveau de 3400 N recommandé par NIOSH Waters et coll.1993). Par contre, les approches d'AnyBody et de 3DSSPP ont prédites des valeurs sous ce seuil de 3400 N (tableau 5-6). De même, alors que les équations de régression ont estimé une force de cisaillement relativement élevée de 1424 N dans la tâche 21 (force supérieure aux 1000 N recommandée par Gallagher et Marras, 2012), les approches d'AnyBody et de 3DSSPP prédisent des valeurs inférieures à ce 1000 N. Quelques observations générales peuvent aussi être faites sur la base des résultats obtenus. Par exemple et comme prévu, une réduction des forces sur la colonne lombaire s'est produite lorsque les charges aux mains ont été disposées symétriquement des deux côtés (9.9 kg dans chaque main comme dans la tâche 9) par rapport aux tâches 7 et 8, dans lesquelles la totalité de la charge (19.8 kg) était située d'un seul côté.

Tableau 5-6 : Valeurs prédites de compression (C) et de cisaillement (S) à L4-L5 et L5-S1 pour les 22 tâches statiques expérimentées à l'aide des cinq outils. Les valeurs au-delà des limites recommandées (3400 N pour la compression et 1000 N pour le cisaillement) sont en caractères gras

Tâche	Posture	3DSSPP				AnyBody				HCBCF	Polynôme	Équations de régression			
		L4-L5		L5-S1		L4-L5		L5-S1		L5-S1	L4-L5	L4-L5		L5-S1	
		C	S	C	S	C	S	C	S	C	C	C	S	C	S
1	Debout	344	138	324	220	465	39	528	59	494	1064	396	13	420	139
2	Debout	1132	213	1225	347	1174	109	1269	205	1333	1235	1327	242	1179	706
3	Debout	2146	158	2243	342	2268	244	2393	445	2178	2058	2617	555	2405	1426
4	Fléchie	1596	262	1754	291	1563	208	1649	362	1992	1381	1711	135	1743	524
5	Fléchie	2501	518	2802	512	3210	480	3313	818	3382	2764	3308	357	3518	1036
6	Fléchie	1318	324	1532	329	-	-	-	-	2332	1622	1875	153	1963	460
7	Debout	2217	357	444	342	1652	123	1832	192	621	1410	1628	145	1588	677
8	Debout	2157	338	450	342	1652	123	1832	192	621	1777	1628	145	1588	677
9	Debout	691	212	459	342	610	49	685	73	621	1092	248	-37	293	111
10	Debout	672	213	447	342	583	63	657	70	621	1088	248	-37	293	111
11	Debout	672	213	447	342	-	-	-	-	621	1088	248	-37	293	111
12	Debout	672	213	447	342	788	69	875	100	621	1088	248	-37	293	111
13	Fléchie	2950	477	3245	505	2828	461	2860	787	3472	2934	3416	369	3645	1039
14	Fléchie	2645	337	2842	393	2348	308	2441	548	2945	2458	3253	355	3477	1171
15	Fléchie	1589	222	1707	339	1538	169	1642	300	1687	1394	2141	219	2391	844
16	Debout	1187	195	1280	325	1238	117	1330	221	1357	1262	1458	257	1328	746
17	Debout	1280	190	1358	325	1290	123	1389	232	1357	1262	1458	257	1328	746
18	Debout	1332	188	1412	325	1345	129	1441	244	1357	1262	1458	257	1328	746
19	Debout	2170	40	1773	342	1967	190	2060	405	1814	1939	2653	500	2516	1362
20	Debout	2146	39	1773	342	1967	190	2060	405	1814	1688	2653	500	2516	1362
21	Fléchie	3523	320	2989	512	3458	542	3522	925	3642	3963	4426	390	4620	1424
22	Fléchie	4032	335	3221	512	-	-	-	-	3560	6651	4685	354	4856	1478

Tableau 5-7 : Charges vertébrales prédites par les différents outils pour la tâche 2 tout en maintenant 0, 4.95, 9.9, 14.85 et 19.8 kg dans les mains

Charge (kg)	Force (N)		3DSSPP	AnyBody	HCBCF	Simple Polynôme	Modèle de régression
0	Compression	L4-L5	365	465	-	1064	464
		L5-S1	316	529	494	-	457
	Cisaillement	L4-L5	140	38	-	-	21
		L5-S1	225	58	-	-	164
5.0	Compression	L4-L5	482	528	-	1070	725
		L5-S1	553	596	703	-	718
	Cisaillement	L4-L5	162	41	-	-	63
		L5-S1	256	74	-	-	290
9.9	Compression	L4-L5	704	729	-	1100	956
		L5-S1	783	807	914	-	925
	Cisaillement	L4-L5	180	60	-	-	114
		L5-S1	286	116	-	-	423
14.9	Compression	L4-L5	920	947	-	1155	1156
		L5-S1	1006	1033	1123	-	1079
	Cisaillement	L4-L5	197	85	-	-	173
		L5-S1	317	161	-	-	561
19.8	Compression	L4-L5	1132	1174	-	1235	1327
		L5-S1	1225	1269	1333	-	1179
	Cisaillement	L4-L5	213	109	-	-	242
		L5-S1	347	205	-	-	706

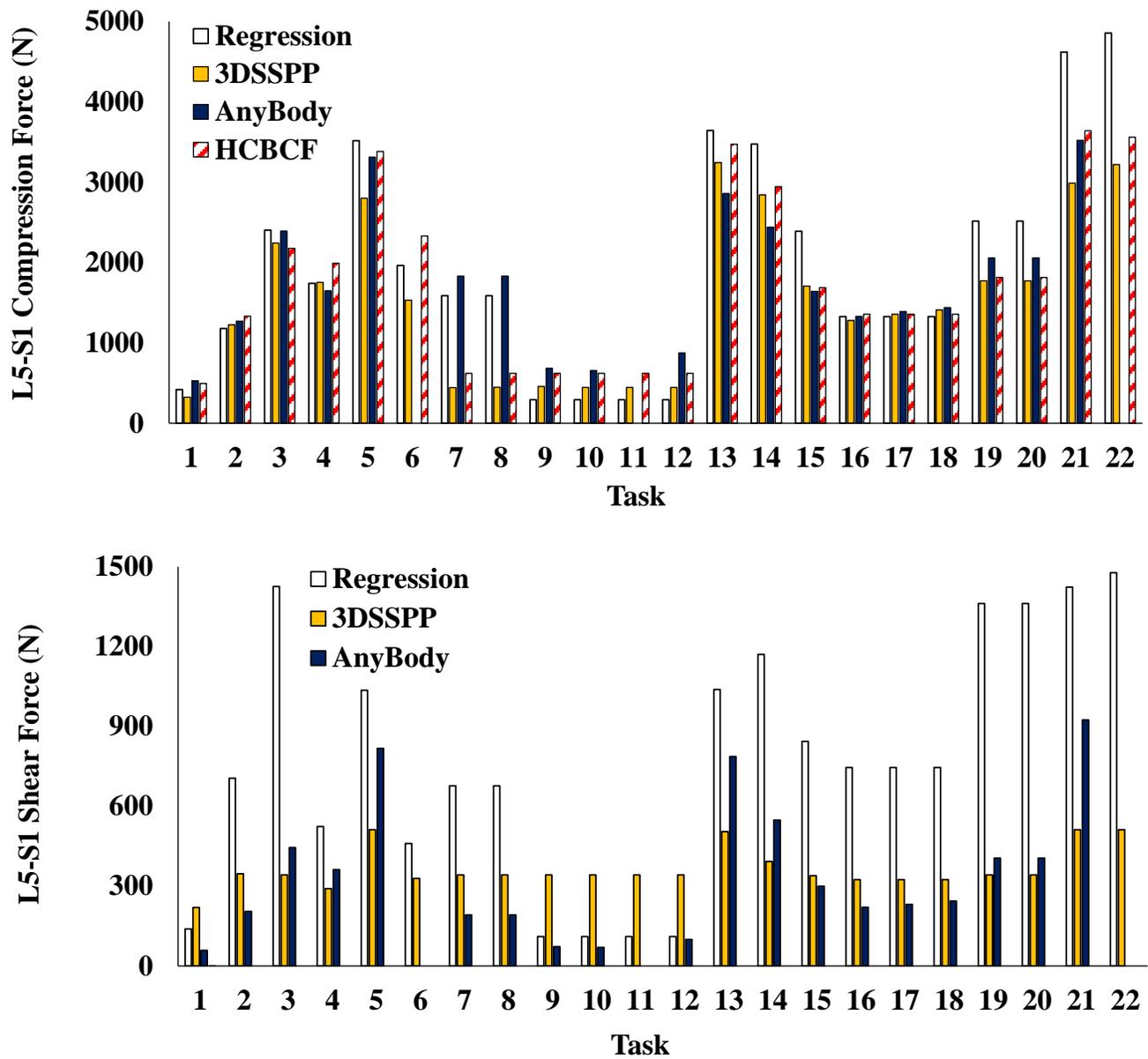


Figure 5-2 : Comparaison des outils dans leurs prédictions des forces de compression et de cisaillement à L5-S1 des 22 tâches statiques expérimentées

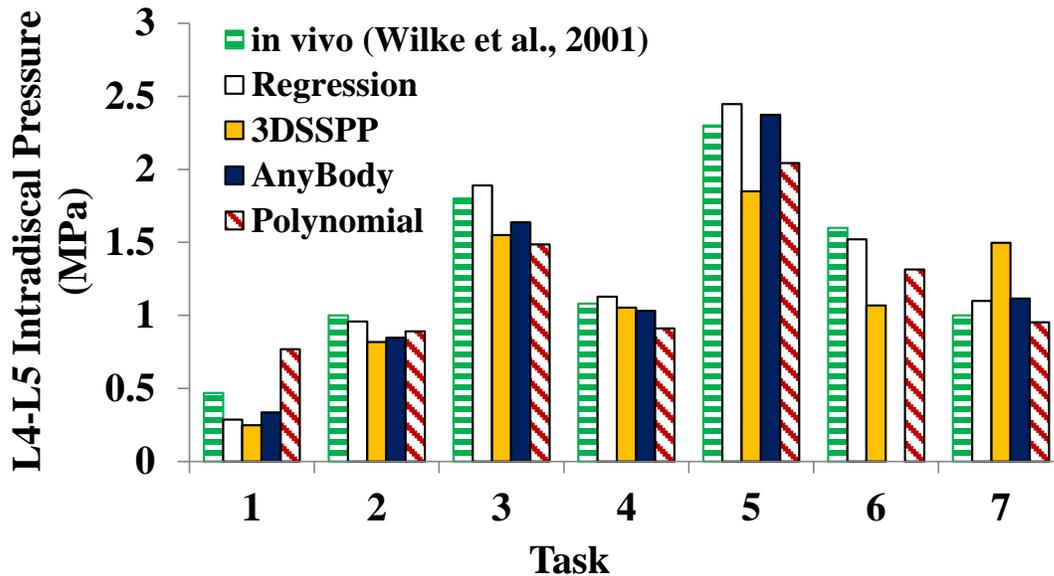


Figure 5-3 : Comparaison de quatre outils avec les données de pression discale *in vivo* de Wilke et coll. (2001)

Il n'est pas possible de déterminer « le meilleur outil » de manière directe, par contre on peut comparer les résultats obtenus avec les données de pression discale prises sur des tâches similaires (Wilke et coll., 2001). Sur la figure 5-3, on peut constater que deux outils fournissent des résultats qui sont plus conformes à ceux Wilke et coll. (2001) : les équations de régression et AnyBody, soit les outils basés sur des modèles complexes; le polynôme suit de très près les deux premiers, par contre le 3DSSPP basé sur un modèle plus complexe à L4-L5 qu'à L5-S1, s'éloigne des données de Wilke et coll. (2001). Malgré tout, en ce qui concerne les forces de compression, tous les outils semblent converger vers une solution acceptable, peu importe leur degré de complexité. Pour ce qui concerne les forces de cisaillement à L5-S1, les résultats des équations de régression sont clairement plus élevés que ceux d'AnyBody et de 3DSSPP (figure 5-2) et il n'existe pas de moyen de les vérifier. Il y a donc lieu d'être prudent dans l'interprétation des résultats en ce qui concerne les forces de cisaillement.

Une particularité du polynôme simple et du 3DSSPP est que ce sont les seuls outils qui ont prédit des charges de compression différentes pour les tâches 7 et 8 ainsi que 19 et 20 dans lesquelles une charge était tenue une fois à gauche et une fois à droite (tableau 5-6). Le premier est basé sur une approche EMG et le second utilise une approche optimisée. En théorie, ces forces de compression devraient être identiques. Une explication possible est que l'architecture des muscles ou encore des mesures EMG étaient différentes entre les deux côtés ce qui a causé ces écarts (tâches 7 par rapport à 8 et tâches 19 par rapport à 20). Les autres outils (équations de régression, AnyBody et HCBCF), en utilisant une structure symétrique pour les muscles du tronc, prédisaient des forces identiques dans ces tâches (tableau 5-6).

Il est important de souligner que la simplification d'un modèle exprimée au travers d'une équation polynomiale ou de régression diminue la validité des résultats en raison du nombre limité d'intrants qui est considéré. On ne peut donc s'attendre avoir de meilleurs résultats avec une équation simplifiée. Les résultats sont surtout utiles pour se donner une idée des risques de blessures si les forces sont excessives et dépassent un seuil limite comme celui du NIOSH fixé à 3400 N pour la compression. De plus, les tâches étudiées étaient relativement simples et statiques, ce qui s'éloigne de la réalité vécue par les manutentionnaires. Il ne serait pas approprié d'utiliser ces outils dans un contexte où la tâche est dynamique ou encore que la posture est très asymétrique.

Les équations de régression et le HCBCF sont beaucoup plus faciles d'utilisation et semblent converger vers une solution acceptable en ce qui concerne la prédiction des forces de compression. AnyBody, 3DSSPP et le polynôme sont quant à eux beaucoup moins conviviaux, tout en ne produisant pas de meilleurs résultats.

Limite : Cette étude se limite à des tâches statiques avec ou sans charge dans les mains tandis que d'autres tâches liées au travail telles que tirer et/ou pousser ont été exclues. Aussi, pour une tâche rapide, il est clair que le chargement au dos sera augmenté ce que ne considèrent pas les outils actuels. Comme dans le cadre de cette étude les simulations ont été réalisées avec un seul sujet dont le poids et la taille étaient constants, l'effet de ces facteurs personnels sur les forces de compression et de cisaillement n'est pas connu.

5.2.4 Conclusion

Les résultats indiquent des différences importantes entre les cinq outils, mais heureusement, ceux-ci sont plus convergents en matière de prédiction des forces de compression à L5-S1 que celles de cisaillement. Il n'est pas possible de savoir lequel des outils est le plus valide, toutefois les résultats de deux d'entre eux se conforment mieux aux données de pression discale prises sur des tâches similaires : AnyBody et les équations de régression. En plus de l'exactitude des mesures, la facilité d'utilisation est un autre critère important dans le choix d'un outil par des praticiens en SST. Les équations de régression se distinguent au regard de ces deux critères. Toutefois, elles ne sont recommandées que pour l'analyse de tâches symétriques avec une charge aux deux mains et celle de tâches à charge asymétrique dans laquelle l'angle d'asymétrie du tronc est faible

6. VOLET 4 — APPLICATION D'UN MODÈLE MULTINIVEAUX DE LA COLONNE VERTÉBRALE LOMBAIRE À SOLUTION EMG OPTIMISÉE (EMGAO) AUX DONNÉES DU PROJET EXPERT/NOVICE EN MANUTENTION CHEZ LES HOMMES

6.1 Introduction

Dans le cadre d'un projet précédent intitulé *Comparaison expert/novice sur les risques de blessures en manutention*, des données riches et détaillées ont été recueillies sur des manutentionnaires experts et novices lors de simulations en laboratoire (Plamondon et coll., 2010). Dans le cadre d'un autre projet (Plamondon et coll., 2009), un modèle musculosquelettique simplifié de la colonne vertébrale lombaire (Gagnon et coll., 2001) a été développé et amélioré (Gagnon et coll., 2011). L'application de ce modèle amélioré aux données de l'étude expert/novice a permis de tester certaines hypothèses quant à l'importance de l'expertise dans la pratique de la manutention. Les résultats obtenus précédemment par Plamondon et coll. (2010) en analysant le chargement externe (aucune différence entre les groupes) et la posture lombaire (les experts adoptent des postures moins fléchies que celles des novices) laissent supposer que les experts se distinguent des novices essentiellement par la posture qu'ils adoptent. Les postures lombaires préférées par les experts ont cependant le potentiel d'être expliquées par des stratégies d'activation spécifiques des muscles du tronc qui peuvent, en retour, générer un chargement interne différent de celui des novices. Ces hypothèses n'ont à ce jour pas été vérifiées à l'aide d'analyses détaillées utilisant un modèle musculosquelettique de la colonne vertébrale lombaire (appelé aussi modèle biomécanique interne).

L'objectif de ce volet est de faire une analyse détaillée des manutentions de l'étude expert/novice à l'aide d'un modèle multiniveaux de la colonne vertébrale lombaire à solution EMG optimisée (EMGAO; Gagnon et coll., 2011). Il faut rappeler que l'hypothèse générale de l'étude expert/novice stipulait que les modes opératoires des manutentionnaires experts sont plus sécuritaires et plus efficaces que ceux de manutentionnaires novices. En effectuant une analyse musculosquelettique détaillée, la présente étude souhaite vérifier les hypothèses suivantes: (1) les forces de compression sont similaires pour les experts et les novices, (2) la composante postéro-antérieure (PA) du cisaillement aux articulations lombaires est plus élevée chez les novices et (3) les efforts internes passifs des muscles et de la colonne vertébrale sont plus élevés chez les novices.

6.2 Méthodologie expérimentale

Les sujets, tâches et techniques de mesure pour obtenir les données utilisées dans le présent projet sont décrites en détail dans le rapport du projet précédent (Plamondon et coll., 2010). Les sections qui portent sur ces aspects méthodologiques en font un bref rappel tout en soulignant les éléments pertinents pour le présent projet. Les autres sections portant sur le traitement des données s'appuient aussi sur des travaux publiés (Plamondon et coll., 2009, 2010). Pour éviter

d'allonger inutilement le présent rapport, le lecteur est donc prié de consulter les documents antérieurs mentionnés¹².

6.2.1 Sujets

L'échantillon original du projet expert/novice (Plamondon et coll., 2010) comprenant 15 manutentionnaires expérimentés (expérience: 15.4 années) et 15 manutentionnaires novices (expérience: 0.5 année) a dû être réduit à 10 experts (39 ± 10 ans, 71.8 ± 9.5 kg et 1.72 ± 0.08 m) et 10 novices (23 ± 3 ans, 69.0 ± 7.3 kg et 1.74 ± 0.05 m) pour des raisons techniques. Les deux raisons qui expliquent l'exclusion de ces sujets sont (1) des signaux EMG absents ou inutilisables pour certains muscles et (2) l'incapacité de l'optimisation quadratique de converger vers une solution au problème d'optimisation pour de nombreuses postures. Comme le devis de la présente étude comprend des mesures répétées, il était nécessaire d'avoir un jeu complet de conditions expérimentales pour chacun des sujets.

6.2.2 Tâches

Une sélection des tâches de transfert de caisses du convoyeur au diable, effectuées lors de la séance II dans le cadre du projet expert/novice (Plamondon et coll., 2010), a été analysée dans le cadre du présent projet. Les transferts de deux caisses (15 kg et 23 kg) sur les quatre caisses possibles (15 kg, 23 kg, 15 kg fragilisée, 15 kg décentrée; toutes de même dimension) ont été analysés. Le transfert du convoyeur (à hauteur de palette, 12 cm du sol) vers le chariot à deux roues (diable) situé à une distance de 1.5 m de la prise, soit la phase aller, a été considéré. Dans cette phase (aller), le convoyeur était incliné légèrement vers l'intérieur pour que les caisses roulent naturellement vers le manutentionnaire. Les caisses étaient tirées une à une du convoyeur et empilées en hauteur sur le diable. Des deux positions (90° et 180°) du convoyeur disponibles, seule celle à 90° par rapport au diable a été étudiée. De même, seules deux des quatre hauteurs de dépôt de la caisse disponibles ont été retenues, soit le dépôt au sol (H1 ou hauteur 1) et le dépôt sur les trois autres caisses (H4 ou hauteur 4). Les deux essais de chaque condition expérimentale ont été traités. En résumé, deux caisses à l'aller pour deux hauteurs et deux essais (huit manutentions) pour une orientation à 90° du convoyeur ont été étudiés. Un total de 10 653 postures (Experts: 5447, en moyenne 68 pour un essai; Novices: 5206, en moyenne 65 pour un essai) ont été analysées pour les conditions expérimentales et les manutentionnaires inclus dans le présent projet. Il faut rappeler que les manutentionnaires choisissaient leur propre technique de travail ainsi que leur vitesse d'exécution. Ils avaient pour consigne de demeurer sur la grande plateforme dynamométrique et d'empiler les caisses sur le diable. Pour éviter une accumulation de fatigue entre les essais, des périodes de repos ont été allouées.

6.2.3 Techniques de mesure

La collecte de données faisant l'objet des analyses du présent projet comportait les mesures suivantes: (1) les forces externes au sol (grande plate-forme dynamométrique : 1.9 m x 1.3 m),

¹ <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-663.pdf>

² <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-620.pdf>

(2) la cinématique 3D du corps entier (quatre barres OptoTrak; 12 grappes et un total de 54 marqueurs ou DELs), (3) le signal EMG enregistré avec des électrodes de surface pour 12 muscles du tronc (électrodes actives DelSys) et (4) le signal EMG et les moments de force produits lors d'efforts isométriques volontaires maximaux multidirectionnels dans un dynamomètre 3D (Larivière et coll., 2001). Plus de détails sur ces éléments méthodologiques sont disponibles dans le rapport de Plamondon et coll. (2010). Les sections qui suivent traitent des aspects méthodologiques additionnels mis en place dans le cadre du présent projet.

6.2.4 Traitement des données

6.2.4.1 Modélisation multisegmentaire

La première étape (modèle multisegmentaire corporel) des analyses résulte des travaux de Plamondon et coll. (2010) qui ont utilisé la dynamique inverse 3D pour remonter la chaîne segmentaire des membres inférieurs jusqu'à S1 afin d'estimer le chargement net articulaire (chargement externe) à la jonction lombo-sacrée (L5-S1). Dans le présent projet, les forces et moments nets à L5-S1 sont utilisés comme intrants dans la seconde étape (modèle multisegmentaire lombaire) qui remonte la chaîne des vertèbres lombaires du sacrum (S1) jusqu'à la jonction thoraco-lombaire (T12-L1). Le chargement net aux six articulations de la colonne lombaire (T12-S1) est ainsi obtenu. Les 18 forces et les 18 moments nets ainsi calculés par le modèle multisegmentaire lombaire ainsi que la cinématique 3D constituent des intrants dans la troisième étape des analyses qui comporte un modèle musculosquelettique 3D de la colonne lombaire. Ce modèle est décrit dans la section suivante.

6.2.4.2 Modèle musculosquelettique 3D de la colonne lombaire

Le modèle musculosquelettique 3D de la colonne vertébrale lombaire détermine le chargement interne simultanément aux six articulations principales de la colonne lombaire (T12-S1) en estimant les forces musculaires requises pour équilibrer les 18 moments nets agissant à ces articulations. Ce modèle comprend 76 fascicules musculaires (Arjmand et coll., 2009, 2010) pour lesquels la force est estimée à l'aide d'une approche multiniveaux (six articulations) d'optimisation assistée par le signal EMG (EMGAO; Gagnon et coll., 2011). La cinématique 3D du sujet mesurée lors de l'expérimentation sert à positionner le modèle musculosquelettique dans la posture du kinogramme du manutentionnaire à chaque instant de chacune des manutentions. Le signal EMG normalisé en amplitude de 12 fascicules musculaires superficiels (RA, OE, OI, ICPT, LGPT et MUF-L1 gauches et droits; valeurs d'EMG maximales déterminées lors d'efforts dynamométriques multidirectionnels) sert de balise afin de contraindre l'optimisation à respecter le degré d'activation de ces 12 muscles dans sa solution de prédiction de force. La force déployée par les 64 autres fascicules musculaires superficiels et profonds (MUF, LGPL, ICPL, QLO et IP; voir Arjmand et coll., 2009 et 2010a pour des détails additionnels) est obtenue par optimisation sans leur imposer de balise.

Les composantes active (contractile) et passive de chaque force musculaire et les moments passifs agissant à chaque articulation lombaire sont estimés avant de résoudre le problème d'optimisation. L'estimation des composantes active et passive de la force musculaire est celle obtenue par le logiciel ouvert de modélisation musculosquelettique OpenSim (Delp et coll., 2007

et www.simtk.org). Elle est basée sur les travaux de Schutte (1993) et Thelen (2003) et a déjà été implantée dans un modèle de la colonne lombaire par Christophy et coll. (2012). Un coefficient normalisé est obtenu pour pondérer chaque portion (active et passive) de la force de chaque fascicule musculaire en fonction de sa longueur relative (relation force-longueur). La composante active de la force musculaire est convertie en moment musculaire actif (M_{Amus}) et la composante passive en moment musculaire passif (M_{Pmus}). Dans le présent projet, l'effet de la vitesse de contraction sur la force musculaire (relation force-vitesse) est considéré comme négligeable.

Les travaux de Shirazi-Adl (2006) ont été utilisés pour estimer les composantes du moment passif de la colonne (M_{Pcol}). Ce moment résulte de la flexion du disque et de l'allongement des ligaments et il agit à chaque articulation de la colonne vertébrale lombaire autour de chacun des axes anatomiques locaux. Les données provenant de ces travaux mettent en relation l'angle de rotation (flexion, flexion latérale et rotation axiale) de la colonne vertébrale lombaire et le moment passif produit par celle-ci pour chaque articulation sollicitée. Des courbes différentes sont obtenues selon le préchargement en compression à l'articulation d'intérêt. Dans le cadre du présent projet, les données originales de Shirazi-Adl (2006) ont été interpolées et converties en surface de prédiction pour chaque segment lombaire. Le moment passif à un segment lombaire donné est fonction de l'angle de rotation de la colonne (mesuré par la cinématique 3D) et la précharge en compression (initialisée par l'équation polynomiale de McGill et coll., 1996).

6.2.4.3 Approche multiniveaux à solution optimisée

La méthode EMGAO de Gagnon et coll. (2011) a été modifiée dans le cadre de la présente étude. Cette méthode vise à répartir entre les muscles et autres tissus, selon leur capacité par rapport à chaque articulation concernée, la charge attribuable aux moments externes aux six articulations lombaires (T12-L1 à L5-S1). L'approche se présente sous la forme d'un problème d'optimisation visant à minimiser la fonction objective suivante:

$$\min \sum_{i=1}^{176} Mnorm_i (1 - g_i)^2 \quad (1)$$

avec:

$$Mnorm_i = \sqrt{\sum_j Mr_{i,j}^2} \quad (2)$$

et:

$$Mr_{i,j} = \sqrt{M_{L(i,j)}^2 + M_{S(i,j)}^2 + M_{T(i,j)}^2} \quad (3)$$

Le problème est assujéti aux égalités (contraintes) suivantes à chaque segment lombaire:

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^{N_j} (g_i M_{Amus_{L(i,j)}} + g_i M_{Pmus_{L(i,j)}}) + g_i M_{Pcol_{L(j)}} \pm g_i M_{err_{L(j)}} - g_i M_{net_{L(j)}} = 0 \\ \sum_{i=1}^{N_j} (g_i M_{Amus_{S(i,j)}} + g_i M_{Pmus_{S(i,j)}}) + g_i M_{Pcol_{S(j)}} \pm g_i M_{err_{S(j)}} - g_i M_{net_{S(j)}} = 0 \\ \sum_{i=1}^{N_j} (g_i M_{Amus_{T(i,j)}} + g_i M_{Pmus_{T(i,j)}}) + g_i M_{Pcol_{T(j)}} \pm g_i M_{err_{T(j)}} - g_i M_{net_{T(j)}} = 0 \end{array} \right. \quad (4)$$

Le problème doit aussi respecter les balises suivantes:

$$\left\{ \begin{array}{l} \left(\frac{M_{AmusMax_i}}{M_{Amus_i}} \right) \geq g_i \geq 0.5 \text{ (ou } 0) \text{ pour } M_{Amus} \text{ avec } i=1,2, \dots, N_j \\ 1.05 \geq g_i \geq 0.5 \text{ pour } M_{Pmus} \text{ avec } i=1,2, \dots, N_j \\ 1.05 \geq g_i \geq 0.95 \text{ pour } M_{Pcol} \\ 1 \geq g_i \geq 0 \text{ pour } M_{err} \\ 1.05 \geq g_i \geq 0.95 \text{ pour } M_{net} \end{array} \right. \quad (5)$$

Dans les équations 1 à 5, la valeur de l'indice i signifie M_{Amus} (1-76), M_{Pmus} (77-152), M_{Pcol} (153- 158), M_{net} (159-164) et M_{err} (165-176). Le plus petit ajustement possible (gain g), à l'intérieur des balises (équations 5), est appliqué aux valeurs initiales de M_{Amus} , M_{Pmus} , M_{Pcol} , M_{err} et M_{net} . La fonction objective (équation 1), qui minimise la somme de la norme des moments agissant sur la colonne lombaire (T12-S1), est contrainte par 18 égalités (trois égalités de l'équation, quatre répétées, six fois). Ces égalités stipulent pour chaque articulation de la colonne lombaire que la somme des moments musculaires actifs (M_{Amus}), passifs (M_{Pmus}), passifs de la colonne (M_{Pcol}), artificiels ($M_{err} \pm$ car dans chaque direction) et net (M_{net}) doit être nulle. Cette formulation signifie que la somme des moments internes (M_{Amus} , M_{Pmus} , M_{Pcol}) et de l'erreur d'ajustement (M_{err}) doit équilibrer le moment externe (M_{net}) à chaque articulation lombaire. Les balises délimitant le gain g montrent que l'optimisation peut ajuster chaque variable de $\pm 5\%$, sauf pour M_{err} , qui peut être mise à zéro (cas idéal), et pour M_{Amus} . Dans le cas de M_{err} , une procédure itérative incrémente sa valeur de 1 Nm jusqu'à l'atteinte d'une solution optimale (convergence de l'optimisation). Dans le cas de M_{Amus} , seuls les 12 fascicules musculaires pour lesquels un signal EMG a été enregistré ont une balise inférieure qui ne peut descendre sous 0.5 (Gagnon et coll., 2001 et 2011; Zheng et coll., 1998) pour leur contribution active (M_{Amus}), ce qui signifie que cette contribution peut être réduite jusqu'à 50 % de sa valeur initiale, mais qu'elle ne peut être mise à zéro par l'optimisation lorsque le muscle est actif. Pour les 64 autres fascicules musculaires, l'optimisation dispose de toute la plage (0 à 100 % d'activation) pour ajuster M_{Amus} . L'indice i désigne un muscle actif (M_{Amus}) ou passif (M_{Pmus}) qui peut produire un moment de force à l'articulation j . Les indices L , S et T quant à eux désignent respectivement les axes anatomiques locaux longitudinal, sagittal et transversal. La variable $M_{AmusMax}$ (équation 5) représente dans une posture donnée le moment musculaire

actif maximal à une articulation de la colonne lombaire. Dans sa forme actuelle, le modèle comprend 30 muscles globaux qui agissent aux six articulations lombaires (T12-S1). Ces muscles globaux plus 10 muscles locaux agissent à cinq articulations (L1-S1), avec 10 de plus à quatre articulations (L2-S1), avec 10 de plus à trois articulations (L3-S1), avec 10 de plus à deux articulations (L4-S1), et tous les muscles (76) agissent à l'articulation lombo-sacrée (L5-S1). La fonction *quadprog* de MATLAB (Optimization Toolbox; MathWorks, Natick, MA, USA) a été utilisée pour résoudre les problèmes d'optimisation.

6.2.5 Analyses statistiques

Comme exposé dans la section 6.2.2, les données de deux essais de chacune des conditions suivantes ont été analysées: B15H1, B23H1, B15H4 et B23H4. Les données de chaque essai ont été normalisées dans le temps à 101 valeurs (0-100 % du temps). La moyenne des deux essais de chaque condition a été calculée pour représenter chaque sujet. Dans les manutentions étudiées, les événements pertinents surviennent au début (soulèvement) et à la fin (juste avant le dépôt) de la tâche; les données de ces zones temporelles ont été ciblées pour les analyses statistiques. La zone du début de la tâche va de 0 à 10 % du temps et la zone finale couvre de 90 à 100 %.

La présente étude constitue un devis mixte à trois variables indépendantes, soit l'expertise (E: expert par opposition à novice), la masse de la boîte (B: 15 par rapport à 23 kg) et la hauteur de dépôt de la boîte (H: au sol par rapport à 95 cm). Comme les variables B et H constituent des mesures répétées, des analyses de variance (ANOVA factorielle E x B x H ou 2 x 2 x 2, avec mesures répétées sur les facteurs B et H) ont été employées pour déterminer la présence d'effets principaux et d'interactions. Les effets simples sur le facteur E ont ensuite été étudiés à l'aide d'ANOVA simple (oneway). Un alpha de 0.05 a été choisi pour identifier les différences statistiquement significatives.

Quatre séries d'analyses statistiques ont été effectuées sur des variables dépendantes (des plus générales vers les plus spécifiques) qui ont été sélectionnées en raison de leur potentiel pour détecter et expliquer des différences entre les experts et novices. La première série d'analyses a permis de vérifier, pour deux variables dépendantes testées par Plamondon et coll. (2010), si les 20 sujets de la présente étude sont représentatifs des 30 sujets de l'étude originale. Ces variables sont le moment net résultant (MnetR) maximal et l'angle de flexion de la colonne vertébrale lombaire (AngleFElomb) correspondant aux deux zones temporelles identifiées au début de cette section. Pour chaque zone temporelle, l'indice temporel de MnetR maximal a servi à extraire la valeur requise pour l'analyse statistique de toutes les variables dépendantes étudiées.

Les seconde, troisième et quatrième séries d'analyses statistiques ont été effectuées sur des variables dépendantes issues du modèle musculosquelettique. La seconde série d'analyses a porté sur les forces internes de compression (Fcomp agissant le long de l'axe local L), de cisaillement PA (FcisPA agissant le long de l'axe local S) et de cisaillement ML (FcisML agissant le long de l'axe local T) aux six articulations lombaires (L5-S1 à T12-L1).

La troisième série d'analyses a porté sur les composantes internes de moment de force en flexion-extension (FE) agissant en réaction au moment externe à chaque articulation lombaire. Ces composantes (MAmus, MPmus, MPcol et Merr) découlent des variables identifiées dans les

égalités de l'équation 4. La somme des moments musculaires actifs (M_Amus) est subdivisée en deux parties, soit une composante active agoniste M_Amus (muscles extenseurs) agissant pour contrer M_{net} et une composante active antagoniste M_Amus_a (muscles fléchisseurs) agissant dans le même sens que M_{net}. La somme des moments musculaires passifs (M_Pmus) est présente pour les agonistes (muscles extenseurs de la colonne) seulement. La somme de ces composantes (M_Amus + M_Amus_a + M_Pmus + M_Pcol + M_{err}; valeurs absolues) égale 100 % des moments internes. Les composantes exprimées en fonction de cette somme permettent de comprendre comment, pour un effort externe donné, l'effort interne est réparti à travers les structures qui peuvent fournir une contribution.

La quatrième série d'analyses a porté sur la contribution de groupes musculaires spécifiques à l'effort interne. Les agonistes de M_Amus ont été scindés en extenseurs globaux ($\sum \text{Dos G} = \sum \text{ICPT} + \sum \text{LGPT}$) et locaux ($\sum \text{Dos L} = \sum \text{LGPL} + \sum \text{MUF} + \sum \text{ICPL} + \sum \text{QLO}$). Chaque groupe musculaire a aussi été analysé individuellement. La même procédure a été effectuée pour l'effort passif M_Pmus des mêmes muscles. Des analyses similaires ont été aussi menées pour M_Amus_a des antagonistes (scindée en muscles fléchisseurs $\sum \text{RA}$, $\sum \text{OE}$ et $\sum \text{OI}$).

6.3 Résultats

Les résultats montrent que l'expertise influence la répartition des efforts internes lors de la manutention de boîtes. Les experts utilisent de façon plus importante l'effort musculaire actif (contractile) des agonistes alors que les novices font appel de façon plus importante aux efforts passifs des muscles et de la colonne lombaire. L'expertise devient un facteur clé lorsque la boîte est à la hauteur du sol, les novices adoptant une posture lombaire nettement plus fléchie. Cependant, l'expertise n'influence pas les forces de compression et de cisaillement aux articulations lombaires. Les résultats sont présentés dans l'ordre des analyses statistiques. D'abord, les effets de l'expertise et des conditions de manutention sur le moment maximal et la flexion lombaire sont abordés. Ensuite, leur impact sur les forces de compression et de cisaillement est présenté. Les résultats sur la répartition des moments internes suivent. Finalement, l'effet des variables indépendantes sur la répartition détaillée des moments musculaires est traité.

6.3.1 Moment net résultant et angle de flexion lombaire

Moment. Le moment maximal n'est pas affecté par l'expertise (effet principal et simple NS). Cette variable est cependant sensible à la masse de la boîte (B23 > B15) et à la hauteur de dépôt de celle-ci (H4 > H1; Effet principal H: $p=0.000$). L'effet principal B est significatif à tous les segments lombaires autant au début (tous les $p \leq 0.000$) qu'à la fin (tous les $p \leq 0.000$) de la manutention. L'effet principal H est significatif à tous les segments lombaires sauf T12-L1 au début (tous les $p \leq 0.014$ sauf T12-L1) et à tous les segments lombaires à la fin (tous les $p \leq 0.000$). Le moment maximal augmente toujours de l'articulation T12-L1 à L5-S1.

Flexion lombaire. La flexion lombaire est partiellement affectée par l'expertise. L'effet principal E n'est pas significatif ($p = 0.086$), mais les effets simples E à B15H1 sont significatifs au début et à la fin (Novice > Expert). La masse de la boîte n'influence pas cet angle (effet principal B NS). La hauteur de dépôt a un impact sur cet angle, l'effet principal H étant

significatif autant au début ($p = 0.035$) qu'à la fin de la manutention ($p = 0.000$). La flexion lombaire moyenne des novices est systématiquement supérieure. Pour les manutentions B15H1 et B23H1, les différences moyennes entre experts et novices oscillent entre 8.3° et 11.8° .

6.3.2 Forces de compression et de cisaillement

Compression. L'expertise (E) n'a aucun effet sur la compression. La masse de la boîte (effet principal B: B23 > B15) et la hauteur du dépôt (effet principal H: H4 > H1; tous les $p < 0.009$) influencent significativement la compression à tous les segments lombaires, autant au début qu'à la fin des manutentions. En général, les valeurs moyennes de compression sont plus grandes pour les experts, mais la dispersion des valeurs (SD) est nettement supérieure chez les novices.

Cisaillement. Pour le cisaillement PA, l'effet principal E est non significatif sauf à T12-L1 au début de la manutention ($p = 0.046$; Novice > Expert). Certains effets simples sur E sont significatifs au début (L2-L3 et T12-L1 pour B15H4; T12-L1 pour B15H1) et à la fin de la tâche (L1-L2 pour B23H4; L2-L3 pour B15H1). La masse de la boîte a un impact sur le cisaillement PA pour les articulations les plus basses (effet principal B: B23 > B15 pour L5-S1, L4-L5 et L3-L4; tous les $p \leq 0.001$). La hauteur de dépôt influence de la même façon le cisaillement au début (effet principal H: H4 > H1 pour L5-S1, L4-L5 et L3-L4; tous les $p \leq 0.025$) de la manutention, mais l'effet est plus systématique à la fin (tous les $p \leq 0.010$). Les valeurs du cisaillement ML sont petites et non influencées par l'expertise.

6.3.3 Répartition des moments internes

Muscles agonistes. L'expertise influence significativement la portion contractile des moments musculaires *agonistes* (MAMus) au début (effet principal E: Expert > Novice; tous les $p \leq 0.049$ sauf à T12-L1) et à la fin de la manutention (tous les $p \leq 0.006$).

Au début (tableau 6-1), les effets simples montrent que les experts utilisent une portion significativement plus grande de contraction musculaire active (écart de 9 à 12.9 %) pour trois conditions de manutention (B15H4: toutes les articulations; B15H1: toutes sauf T12-L1; B23H1: toutes sauf L5-S1). À la fin (tableau 6-2), les effets simples sont tous significatifs pour les manutentions basses (B15H1 et B23H1; écart de 9.9 à 13.8 %). L'effort contractile des agonistes est influencé par la masse de la boîte surtout au début (effet principal B: B23 > B15; de L5-S1 à L2-L3 avec $p \leq 0.037$; à la fin: L5-S1 avec $p = 0.043$). La hauteur du dépôt a une influence à toutes les articulations à la fin (effet principal H: tous les $p \leq 0.010$).

L'expertise influence la portion passive des moments musculaires (MPmus) à toutes les articulations (début-effet principal E: Novice > Expert; $p \leq 0.048$; fin: $p \leq 0.019$). Au début de la manutention (tableau 6-1), les effets simples montrent que les novices utilisent une portion significativement plus grande de contraction musculaire passive (écart de 5.4 à 10.3 %) pour toutes les conditions de manutention (B15H1 et B15H4³: toutes les articulations; B23H1: toutes sauf L4-L5; B23H4: seulement L3-L4). À la fin de la manutention (tableau 6-2), les effets

³ Il faut noter ici qu'au début de la manutention, toutes les caisses sur le convoyeur sont à la même hauteur, ce qui n'est pas le cas lors du dépôt des caisses sur le diable.

simples sont tous significatifs pour les manutentions basses (B15H1 et B23H1; écart de 5.2 à 10.1 %). L'effort passif des agonistes est influencé par la masse de la boîte au début (effet principal B: B15 > B23; $p \leq 0.002$) et à la fin (L3-L4 à T12-L1 avec $p \leq 0.038$). La hauteur du dépôt a une influence significative seulement à la fin (effet principal H: tous les $p = 0.000$).

Tableau 6-1 : Répartition (%) des moments en flexion-extension entre les muscles agonistes actifs (MAmus) et passifs (MPmus), les muscles antagonistes (MAmusa) et la colonne vertébrale passive (MPcol) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début

Moment (SD)	Expertise	Boîte de 15 kg - Hauteur 4						Boîte de 23 kg - Hauteur 4					
		Articulation						Articulation					
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
MAmus	Expert	73.7 (10.1)	76.4 (9.5)	77.9 (8.5)	77.6 (8.1)	77.2 (7.5)	75.3 (5.9)	75.2 (11.3)	77.3 (10.3)	78.4 (9.2)	77.3 (8.3)	76.1 (8.4)	73.5 (8.2)
	Novice	60.8 (12.4)	63.3 (12.6)	66.3 (11.9)	67.4 (11.3)	68.1 (10.7)	65.9 (12.0)	68.2 (11.4)	70.5 (12.4)	72.0 (11.4)	72.2 (11.9)	72.2 (10.9)	70.3 (11.4)
MAmusa	Expert	6.6 (3.2)	5.7 (2.8)	5.6 (2.4)	7.2 (2.8)	9.0 (3.7)	11.9 (4.6)	6.1 (3.0)	5.4 (2.8)	5.7 (2.3)	8.3 (2.8)	11.3 (4.2)	15.1 (5.7)
	Novice	7.4 (6.4)	6.8 (5.6)	6.7 (5.0)	8.0 (4.4)	9.2 (4.5)	10.9 (5.6)	4.6 (2.4)	4.0 (1.6)	4.0 (1.3)	6.2 (1.8)	8.2 (2.7)	11.0 (3.6)
MPmus	Expert	15.2 (8.8)	13.8 (6.6)	12.0 (4.7)	9.9 (3.2)	8.2 (2.5)	7.0 (2.2)	14.4 (8.6)	13.2 (7.2)	11.7 (5.9)	9.6 (4.2)	7.8 (3.4)	6.7 (3.0)
	Novice	25.5 (11.0)	23.7 (10.0)	21.2 (9.3)	18.0 (8.4)	15.7 (8.6)	13.6 (8.2)	20.6 (9.3)	19.3 (8.3)	17.3 (7.4)	14.4 (6.1)	12.3 (5.9)	10.8 (5.6)
MPcol	Expert	8.7 (2.9)	8.4 (3.4)	8.0 (3.5)	8.5 (4.1)	8.6 (4.6)	8.8 (4.5)	7.7 (3.7)	7.5 (4.2)	7.3 (4.6)	7.8 (5.3)	8.1 (5.8)	7.7 (5.3)
	Novice	11.8 (4.0)	11.8 (4.5)	11.7 (4.5)	12.7 (5.1)	13.0 (5.3)	14.4 (6.3)	10.0 (3.3)	10.0 (4.4)	9.7 (3.9)	10.3 (4.4)	10.0 (4.6)	10.9 (5.2)
		Boîte de 15 kg - Hauteur 1						Boîte de 23 kg - Hauteur 1					
MAmus	Expert	74.1 (9.9)	76.5 (9.7)	78.2 (9.1)	78.6 (9.1)	78.9 (8.8)	77.2 (8.0)	76.6 (10.4)	78.6 (9.5)	80.1 (8.5)	79.8 (7.7)	79.6 (6.9)	77.2 (6.1)
	Novice	63.3 (12.8)	65.2 (13.2)	66.9 (12.7)	67.2 (12.4)	67.6 (11.3)	67.2 (9.8)	66.6 (11.5)	68.3 (11.5)	70.1 (10.9)	69.7 (10.8)	69.1 (10.4)	67.9 (11.3)
MAmusa	Expert	9.3 (3.0)	7.8 (2.6)	6.5 (2.7)	7.0 (4.0)	8.4 (4.9)	11.3 (5.6)	5.3 (2.5)	4.4 (2.5)	4.5 (2.2)	6.7 (2.2)	9.1 (2.7)	12.6 (3.4)
	Novice	5.4 (2.2)	5.1 (2.1)	5.7 (2.3)	8.2 (2.3)	10.3 (2.9)	13.4 (3.7)	5.2 (2.7)	4.3 (1.9)	4.4 (1.7)	6.6 (2.4)	9.2 (3.7)	12.6 (5.3)
MPmus	Expert	15.1 (7.9)	14.2 (6.8)	12.8 (5.7)	10.8 (4.4)	8.9 (3.4)	7.6 (2.8)	13.9 (8.4)	12.7 (7.0)	11.1 (5.7)	9.0 (3.9)	7.2 (2.6)	6.0 (2.0)
	Novice	25.7 (10.8)	24.2 (10.3)	21.5 (9.2)	17.5 (7.3)	14.9 (7.1)	12.9 (6.8)	22.0 (11.0)	20.5 (10.3)	18.3 (8.5)	15.0 (6.8)	12.7 (6.4)	10.8 (5.8)
MPcol	Expert	8.5 (3.6)	8.2 (3.7)	8.1 (4.4)	8.9 (5.3)	9.1 (5.8)	9.5 (5.6)	8.9 (2.9)	8.3 (3.3)	8.1 (3.6)	8.5 (4.3)	8.9 (5.0)	8.3 (4.6)
	Novice	12.8 (3.6)	12.8 (4.1)	12.5 (4.5)	13.5 (5.0)	13.6 (5.3)	14.3 (6.4)	11.7 (3.9)	11.6 (4.1)	11.3 (4.1)	11.9 (4.6)	12.2 (4.9)	12.7 (5.8)

p ≤ 0.05 p ≤ 0.10

Muscles antagonistes. La portion contractile des moments musculaires *antagonistes* (MAmusa: cocontraction) n'est pas modulée par l'expertise (effet principal E NS). Quelques effets simples sont significatifs au début dans la condition B15H1 (Expert > Novice) pour les articulations L5-S1 et L4-L5. La masse de la boîte a un impact partiel sur la cocontraction (effet principal B: B23 > B15; de L5-S1 à L3-L4 avec $p \leq 0.039$). La hauteur affecte les moments musculaires antagonistes uniquement à la fin (effet principal H: tous les $p \leq 0.011$).

Colonne lombaire. L'expertise influence le moment passif de la colonne lombaire (MPcol) partiellement au début (effet principal E: Novice > Expert; L5-S1 avec $p = 0.045$) et systématiquement à la fin ($p \leq 0.038$). Les effets simples sur E confirment qu'au début il y a un effort passif de la colonne plus important chez les novices à L5-S1 dans la condition B15H1. Les effets simples à la fin indiquent que l'effort passif de la colonne par les novices est systématique

pour B15H1 et important pour la condition B23H1 (toutes sauf L1-L2). L'effort passif de la colonne est influencé par la masse de la boîte au début (effet principal B: B15 > B23; $p \leq 0.001$) et à la fin (L3-L4 à T12-L1 avec $p \leq 0.008$). La hauteur du dépôt a une influence au début (effet principal H: L2-L3 à L1-L2 avec $p \leq 0.039$) et à la fin (tous les $p = 0.000$).

Tableau 6-2 : Répartition (%) des moments en flexion-extension entre les muscles agonistes actifs (MAmus) et passifs (MPmus), les muscles antagonistes (MAMusa) et la colonne vertébrale passive (MPcol) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin

Moment (SD)	Expertise	Boîte de 15 kg - Hauteur 4						Boîte de 23 kg - Hauteur 4					
		Articulation						Articulation					
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
MAmus	Expert	78.3 (5.9)	82.8 (5.0)	87.1 (4.3)	88.5 (3.8)	87.9 (3.7)	85.0 (4.2)	77.8 (6.9)	82.9 (5.3)	87.3 (4.7)	88.7 (4.2)	88.3 (4.0)	85.6 (3.9)
	Novice	73.9 (9.6)	78.6 (11.3)	81.8 (12.2)	82.8 (11.1)	83.1 (9.9)	81.9 (8.9)	74.9 (6.2)	79.2 (7.2)	82.3 (8.1)	83.5 (6.6)	83.6 (7.1)	81.8 (7.8)
MAMusa	Expert	22.3 (8.2)	17.7 (8.0)	13.3 (7.6)	12.2 (6.9)	12.6 (6.7)	14.4 (7.3)	23.3 (6.6)	18.3 (5.6)	13.7 (4.8)	12.3 (3.8)	12.6 (3.8)	14.4 (4.5)
	Novice	25.5 (13.4)	22.6 (15.8)	20.1 (18.4)	19.9 (18.9)	20.3 (18.3)	22.2 (17.4)	27.6 (14.9)	23.6 (17.7)	21.3 (20.3)	21.4 (20.6)	21.7 (20.1)	23.0 (19.0)
MPmus	Expert	1.8 (2.0)	1.9 (1.9)	1.9 (1.7)	1.6 (1.4)	1.4 (1.2)	1.2 (1.1)	2.1 (2.1)	2.3 (2.3)	2.2 (2.0)	1.8 (1.5)	1.5 (1.1)	1.2 (1.0)
	Novice	3.8 (3.1)	4.2 (3.2)	4.2 (3.1)	3.8 (2.9)	3.4 (2.8)	3.0 (2.7)	3.1 (2.6)	3.4 (2.6)	3.4 (2.4)	3.1 (2.1)	2.7 (1.9)	2.5 (1.8)
MPcol	Expert	1.4 (2.4)	1.4 (2.3)	1.4 (2.3)	1.4 (2.2)	1.3 (2.2)	1.4 (2.4)	1.3 (2.3)	1.3 (2.3)	1.3 (2.3)	1.2 (2.2)	1.2 (2.3)	1.2 (2.3)
	Novice	3.0 (4.0)	2.7 (3.6)	2.7 (3.4)	2.7 (3.3)	2.5 (3.3)	2.4 (3.3)	2.2 (3.2)	2.1 (2.9)	2.0 (2.7)	1.9 (2.6)	1.8 (2.6)	1.7 (2.3)
		Boîte de 15 kg - Hauteur 1						Boîte de 23 kg - Hauteur 1					
MAmus	Expert	73.7 (10.1)	76.2 (9.2)	77.9 (8.9)	78.4 (8.7)	78.8 (8.2)	77.8 (7.8)	76.1 (8.3)	78.6 (7.4)	80.4 (6.7)	80.2 (6.5)	79.7 (6.0)	78.8 (5.9)
	Novice	59.8 (10.2)	62.2 (10.5)	64.1 (9.6)	64.8 (8.6)	66.1 (7.9)	65.1 (9.5)	64.6 (12.5)	66.4 (11.6)	68.7 (10.1)	68.6 (9.6)	69.3 (9.0)	69.0 (9.5)
MAMusa	Expert	6.6 (3.3)	5.7 (2.8)	5.1 (2.3)	6.1 (2.9)	7.5 (3.7)	10.1 (4.7)	5.4 (2.9)	4.4 (2.4)	4.2 (1.6)	6.1 (1.9)	8.4 (3.0)	11.2 (4.2)
	Novice	7.0 (3.3)	6.6 (2.9)	6.6 (2.7)	8.0 (3.3)	8.8 (4.9)	10.9 (6.3)	5.5 (3.7)	4.8 (3.4)	4.8 (2.6)	6.7 (3.0)	8.2 (4.7)	10.7 (6.2)
MPmus	Expert	15.8 (7.6)	14.7 (6.4)	13.0 (4.8)	10.7 (3.2)	8.6 (2.2)	7.2 (2.0)	14.5 (8.4)	13.3 (7.0)	11.6 (5.5)	9.3 (3.3)	7.3 (1.9)	6.1 (1.5)
	Novice	24.8 (8.6)	23.8 (8.5)	21.4 (7.8)	17.7 (6.4)	15.0 (6.2)	12.4 (5.2)	24.6 (10.4)	22.7 (9.2)	19.8 (8.0)	16.3 (6.7)	13.8 (6.5)	12.1 (5.6)
MPcol	Expert	7.2 (3.8)	6.9 (4.2)	6.9 (4.3)	7.3 (5.1)	7.6 (5.6)	7.7 (6.5)	7.8 (3.4)	7.2 (3.4)	7.2 (4.0)	7.7 (4.7)	7.6 (5.2)	7.3 (4.8)
	Novice	12.5 (2.4)	12.5 (3.1)	12.5 (3.2)	13.4 (3.8)	13.5 (3.9)	14.4 (5.1)	11.6 (2.7)	11.5 (3.0)	10.9 (3.2)	11.9 (3.8)	11.9 (4.2)	12.2 (5.0)
		p ≤ 0.05	p ≤ 0.10										

6.3.4 Répartition détaillée des moments musculaires

Muscles extenseurs (agonistes) globaux. L'expertise module la portion contractile de l'effort des extenseurs globaux (Σ Dos G) au début (effet principal E: Expert > Novice; $p \leq 0.031$). Cet effet principal est corroboré par l'action d'un groupe d'extenseurs globaux, Σ LGPT (tous les $p \leq 0.045$). Les effets simples (tableau 6-3) indiquent que l'expertise influence la somme des muscles extenseurs globaux (Σ Dos G) par le biais des muscles Σ LGPT dans la condition B23H1. Dans la condition B15H1, l'effet de l'expertise sur les muscles Σ LGPT n'est pas total (L1-L2 et T12-L1). Dans la condition B15H4, les effets simples montrent que l'influence de l'expertise sur Σ Dos G passe plutôt par les muscles Σ ICPT. Ce résultat s'explique par l'effet de la masse de la boîte sur Σ Dos G (effet principal B: B23 > B15; L5-S1 à L1-L2 avec $p \leq 0.030$) et sur Σ ICPT ($p \leq 0.010$). La hauteur du dépôt n'a aucun effet au début.

Tableau 6-3 : Contribution active (%) des muscles agonistes globaux (Σ ICPT, Σ LGPT et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début

Moment (SD)	Expertise	Boîte de 15 kg - Hauteur 4						Boîte de 23 kg - Hauteur 4					
		Articulation						Articulation					
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
Σ ICPT	Expert	7.8 (2.0)	11.2 (2.5)	15.0 (2.8)	17.5 (3.7)	19.6 (4.6)	21.0 (5.1)	9.4 (4.2)	13.2 (5.6)	17.5 (7.6)	20.5 (8.9)	22.8 (9.5)	23.7 (9.5)
	Novice	4.8 (2.3)	7.0 (3.2)	9.3 (4.1)	11.3 (4.9)	13.1 (5.6)	13.6 (6.0)	8.6 (4.4)	12.3 (6.3)	14.0 (4.8)	18.9 (9.4)	20.8 (9.6)	21.5 (9.5)
Σ LGPT	Expert	21.4 (6.3)	30.5 (9.0)	39.0 (11.6)	44.8 (12.9)	48.7 (13.3)	50.1 (13.5)	22.1 (6.9)	30.9 (8.5)	39.5 (11.4)	45.2 (13.7)	49.9 (15.4)	50.2 (15.9)
	Novice	16.8 (4.7)	25.0 (6.0)	32.1 (7.1)	37.4 (8.1)	41.5 (7.7)	43.0 (7.6)	18.2 (5.0)	26.7 (6.4)	33.8 (7.0)	38.8 (7.4)	42.8 (7.5)	43.2 (7.6)
Σ Dos G	Expert	27.5 (4.4)	38.9 (5.1)	50.0 (5.5)	57.5 (6.4)	63.4 (6.7)	66.6 (7.4)	30.5 (10.5)	42.8 (13.1)	55.1 (17.8)	63.3 (21.2)	69.5 (23.3)	71.5 (23.3)
	Novice	20.5 (5.5)	30.3 (7.2)	39.5 (9.0)	46.6 (10.7)	52.2 (10.7)	54.2 (11.0)	25.1 (7.5)	36.6 (9.1)	44.9 (8.6)	54.0 (13.4)	59.1 (13.2)	60.5 (12.4)
Σ ICPT	Expert	6.7 (1.8)	9.5 (2.4)	12.8 (3.3)	15.2 (3.9)	17.2 (4.6)	18.5 (5.1)	9.6 (3.7)	13.6 (5.4)	18.0 (7.5)	20.9 (8.1)	22.8 (8.0)	23.7 (8.4)
	Novice	5.9 (2.0)	8.7 (2.8)	11.6 (3.7)	13.7 (4.4)	15.7 (4.7)	16.7 (5.2)	7.8 (4.3)	11.2 (6.1)	15.0 (8.2)	17.7 (9.9)	19.7 (10.8)	20.5 (11.7)
Σ LGPT	Expert	20.9 (5.3)	29.7 (6.9)	38.7 (8.7)	45.3 (10.6)	50.1 (11.3)	52.0 (11.5)	22.3 (4.7)	30.8 (5.3)	39.0 (6.3)	45.1 (7.7)	49.0 (8.3)	50.4 (9.7)
	Novice	16.6 (5.6)	24.6 (7.8)	31.7 (9.4)	36.0 (10.1)	39.8 (10.0)	41.2 (9.8)	15.6 (7.3)	22.5 (9.6)	28.6 (11.6)	32.4 (12.9)	35.1 (13.6)	36.3 (13.6)
Σ Dos G	Expert	26.3 (4.9)	37.4 (5.9)	49.0 (7.0)	57.1 (8.8)	63.4 (9.1)	66.5 (9.1)	30.4 (6.7)	42.3 (8.1)	54.3 (10.7)	62.5 (11.4)	68.2 (12.1)	70.5 (13.5)
	Novice	21.7 (7.1)	32.1 (9.5)	41.1 (11.2)	47.0 (12.1)	52.1 (11.0)	54.5 (10.8)	22.3 (6.9)	32.1 (8.5)	41.3 (10.0)	47.5 (11.4)	51.8 (11.4)	53.9 (11.2)

$p \leq 0.05$ $p \leq 0.10$

Toujours au début de la manutention, l'expertise influence la portion passive de l'effort des extenseurs globaux, Σ Dos G (effet principal E: Novice > Expert; $p \leq 0.022$). Cet effet principal est confirmé par ceux sur les deux extenseurs globaux, Σ ICPT ($p \leq 0.032$) et Σ LGPT ($p \leq 0.019$). Des effets simples quasi unanimes (tableau 6-4) confirment la portée de l'expertise sur l'effort passif de tous les extenseurs globaux (exceptions: T12-L1 pour les conditions B15H1

et B15H4). La masse de la boîte affecte cette contribution passive (Σ Dos G; effet principal B: B15 > B23; L3-L4 à T12-L1 avec $p \leq 0.045$). Les Σ LGPT supportent cet effet sur B (L4-L5 à T12-L1, $p \leq 0.018$). La hauteur du dépôt n'a aucun effet au début.

Le facteur expertise n'a pas d'effet principal sur la portion contractile de l'effort des extenseurs globaux à la fin. Les effets simples (tableau 6-5) montrent cependant que l'expertise influence la portion contractile de ces muscles pris ensemble (Σ Dos G) lors des manutentions à des hauteurs basses (B15H1 et B23H1; Expert > Novice; sauf T12-L1 pour B23H1). Des résultats non concluants pour les Σ ICPT (effet principal E NS; effets simples pour L2-L3 à T12-L1 dans B23H4) et Σ LGPT (effet principal E NS; effet simple à L5-S1 dans B15H1) ne permettent pas d'identifier les muscles responsables. La masse de la boîte module la portion contractile des extenseurs Σ Dos G (effet principal B: B15 \neq B23; $p \leq 0.038$) ainsi que la hauteur de dépôt de la boîte (effet principal H: H4 > H1; 5 articulations). Des interactions BH pour Σ Dos G ($p \leq 0.048$) supportent l'influence de l'expertise pour les manutentions à des hauteurs basses. Des interactions HE pour Σ ICPT indiquent que les experts utilisent plus l'effort contractile des extenseurs globaux pour les manutentions à des hauteurs basses (H1) alors que les novices sollicitent plus ces muscles pour déposer la boîte sur l'empilement (H4).

Tableau 6-4 : Contribution passive (%) des muscles agonistes globaux (Σ ICPT, Σ LGPT et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début

Moment (SD)	Expertise	Boîte de 15 kg - Hauteur 4						Boîte de 23 kg - Hauteur 4					
		Articulation						Articulation					
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
Σ ICPT	Expert	1.1 (0.3)	1.5 (0.5)	2.0 (0.6)	2.4 (0.8)	2.8 (0.9)	2.9 (0.9)	1.1 (0.4)	1.6 (0.6)	2.0 (0.8)	2.4 (1.0)	2.7 (1.2)	2.8 (1.3)
	Novice	1.8 (1.0)	2.7 (1.5)	3.6 (2.1)	4.3 (2.6)	5.0 (3.1)	5.2 (3.6)	1.6 (0.6)	2.4 (1.0)	3.3 (1.4)	3.8 (1.7)	4.3 (2.0)	4.5 (2.2)
Σ LGPT	Expert	1.7 (0.6)	2.5 (0.9)	3.2 (1.0)	3.7 (1.1)	4.1 (1.3)	4.2 (1.3)	1.7 (0.6)	2.3 (1.0)	3.0 (1.2)	3.4 (1.4)	3.8 (1.6)	3.8 (1.8)
	Novice	3.0 (1.5)	4.6 (2.4)	6.1 (3.2)	7.1 (3.9)	8.1 (4.7)	8.4 (4.9)	2.7 (0.9)	4.0 (1.9)	5.1 (2.4)	6.0 (2.6)	6.6 (3.0)	6.7 (3.1)
Σ Dos G	Expert	2.7 (0.9)	4.0 (1.4)	5.1 (1.7)	6.0 (1.9)	6.7 (2.2)	7.0 (2.3)	2.7 (1.1)	3.9 (1.6)	4.9 (2.1)	5.7 (2.4)	6.4 (2.8)	6.6 (3.0)
	Novice	4.8 (2.4)	7.3 (3.7)	9.6 (5.1)	11.4 (6.3)	13.1 (7.6)	13.5 (8.2)	4.2 (1.5)	6.2 (3.0)	8.1 (3.9)	9.6 (4.4)	10.6 (5.0)	11.0 (5.3)
Σ ICPT	Expert	1.0 (0.4)	1.5 (0.6)	2.1 (0.8)	2.5 (1.0)	2.9 (1.2)	3.0 (1.2)	1.0 (0.3)	1.4 (0.5)	1.8 (0.6)	2.2 (0.7)	2.5 (0.9)	2.6 (0.9)
	Novice	1.7 (0.7)	2.6 (1.1)	3.5 (1.6)	4.1 (2.0)	4.8 (2.6)	5.1 (2.9)	1.8 (1.0)	2.7 (1.4)	3.6 (1.9)	4.3 (2.3)	4.8 (2.7)	5.1 (2.9)
Σ LGPT	Expert	1.7 (0.6)	2.5 (0.9)	3.3 (1.3)	4.0 (1.7)	4.5 (1.9)	4.7 (2.0)	1.5 (0.5)	2.2 (0.7)	2.8 (0.9)	3.3 (1.0)	3.6 (1.2)	3.7 (1.2)
	Novice	2.9 (1.2)	4.5 (2.0)	5.9 (2.8)	6.8 (3.3)	7.8 (4.1)	8.1 (4.4)	2.6 (1.2)	3.9 (2.0)	5.1 (2.6)	5.9 (3.0)	6.5 (3.5)	6.8 (3.6)
Σ Dos G	Expert	2.7 (0.9)	4.0 (1.4)	5.4 (2.0)	6.4 (2.4)	7.2 (2.8)	7.6 (2.8)	2.5 (0.8)	3.6 (1.2)	4.7 (1.5)	5.4 (1.7)	6.1 (2.0)	6.3 (2.0)
	Novice	4.5 (1.8)	6.9 (3.0)	9.1 (4.1)	10.7 (5.0)	12.3 (6.2)	12.9 (6.9)	4.3 (2.0)	6.5 (3.3)	8.6 (4.4)	10.0 (5.1)	11.3 (6.0)	11.8 (6.2)
$p \leq 0.05$		$p \leq 0.10$											

Tableau 6-6 : Contribution passive (%) des muscles agonistes globaux (Σ ICPT, Σ LGPT et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin

Moment (SD)	Expertise	Boîte de 15 kg - Hauteur 4						Boîte de 23 kg - Hauteur 4					
		Articulation						Articulation					
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
Σ ICPT	Expert	0.2 (0.2)	0.3 (0.3)	0.4 (0.3)	0.5 (0.4)	0.5 (0.4)	0.5 (0.4)	0.2 (0.2)	0.3 (0.2)	0.5 (0.3)	0.5 (0.4)	0.5 (0.4)	0.5 (0.4)
	Novice	0.5 (0.4)	0.8 (0.6)	1.1 (0.8)	1.2 (0.9)	1.3 (1.0)	1.3 (1.0)	0.5 (0.3)	0.7 (0.5)	1.0 (0.6)	1.1 (0.7)	1.1 (0.7)	1.1 (0.8)
Σ LGPT	Expert	0.3 (0.3)	0.4 (0.4)	0.6 (0.6)	0.7 (0.6)	0.7 (0.7)	0.7 (0.7)	0.3 (0.3)	0.5 (0.4)	0.7 (0.5)	0.8 (0.6)	0.8 (0.6)	0.7 (0.6)
	Novice	0.9 (0.9)	1.3 (1.2)	1.7 (1.5)	1.8 (1.7)	1.9 (1.8)	1.8 (1.8)	0.7 (0.5)	1.0 (0.7)	1.3 (0.9)	1.4 (1.0)	1.5 (1.1)	1.4 (1.1)
Σ Dos G	Expert	0.5 (0.5)	0.7 (0.7)	1.0 (0.9)	1.1 (1.0)	1.2 (1.1)	1.2 (1.1)	0.6 (0.5)	0.8 (0.6)	1.1 (0.8)	1.3 (1.0)	1.3 (1.0)	1.3 (1.0)
	Novice	1.4 (1.3)	2.1 (1.8)	2.7 (2.3)	3.0 (2.6)	3.1 (2.7)	3.1 (2.7)	1.2 (0.9)	1.7 (1.2)	2.2 (1.5)	2.5 (1.7)	2.6 (1.8)	2.5 (1.8)
Σ ICPT	Expert	1.1 (0.3)	1.5 (0.4)	2.0 (0.5)	2.4 (0.6)	2.7 (0.7)	2.9 (0.8)	1.0 (0.2)	1.4 (0.4)	1.8 (0.5)	2.2 (0.5)	2.4 (0.6)	2.5 (0.6)
	Novice	1.6 (0.5)	2.4 (0.9)	3.3 (1.2)	3.8 (1.3)	4.4 (1.5)	4.4 (1.4)	1.8 (0.8)	2.6 (1.2)	3.5 (1.6)	4.0 (1.8)	4.5 (2.1)	4.8 (2.2)
Σ LGPT	Expert	1.7 (0.3)	2.4 (0.5)	3.1 (0.7)	3.6 (0.8)	3.9 (0.9)	4.1 (1.0)	1.5 (0.3)	2.2 (0.5)	2.8 (0.7)	3.2 (0.8)	3.4 (0.9)	3.5 (0.9)
	Novice	3.1 (1.3)	4.9 (2.3)	6.3 (3.1)	7.2 (3.6)	8.2 (4.2)	8.3 (4.1)	3.0 (1.3)	4.6 (2.2)	5.8 (2.8)	6.6 (3.3)	7.4 (4.0)	7.6 (3.9)
Σ Dos G	Expert	2.7 (0.6)	3.9 (0.9)	5.1 (1.1)	6.0 (1.3)	6.6 (1.5)	6.8 (1.7)	2.5 (0.6)	3.6 (0.9)	4.6 (1.1)	5.3 (1.3)	5.8 (1.5)	5.9 (1.5)
	Novice	4.6 (1.7)	7.2 (3.1)	9.5 (4.0)	10.9 (4.6)	12.4 (5.5)	12.5 (5.2)	4.7 (2.0)	7.0 (3.2)	9.1 (4.1)	10.5 (4.7)	11.7 (5.7)	12.1 (5.7)
$p \leq 0.05$		$p \leq 0.10$											

Tableau 6-7 : Contribution active (%) des muscles agonistes locaux (Σ LGPL, Σ MUF, Σ ICPL, Σ QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début

Moment (SD)	Expertise	Boite de 15 kg - Hauteur 4					Boite de 23 kg - Hauteur 4				
		Articulation					Articulation				
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2
Σ LGPL	Expert	8.7 (1.6)	6.6 (1.8)	5.0 (1.5)	3.4 (1.4)	1.9 (1.0)	8.5 (1.5)	6.4 (1.2)	4.7 (1.0)	3.0 (0.7)	1.5 (0.4)
	Novice	7.3 (2.1)	5.5 (1.8)	4.3 (1.2)	3.2 (0.8)	1.9 (0.5)	7.6 (2.2)	5.9 (1.7)	4.6 (1.2)	3.2 (1.0)	1.8 (0.4)
Σ MUF	Expert	15.5 (3.3)	13.6 (2.8)	10.6 (2.4)	6.7 (1.5)	3.2 (0.9)	15.3 (2.8)	13.3 (2.2)	10.7 (1.9)	6.6 (1.5)	2.8 (1.2)
	Novice	14.2 (3.7)	13.2 (2.9)	11.4 (2.2)	7.8 (1.5)	3.7 (1.2)	14.5 (2.2)	13.0 (2.9)	12.5 (5.8)	7.1 (1.1)	3.0 (0.6)
Σ ICPL	Expert	14.5 (3.4)	12.7 (3.5)	9.4 (2.9)	5.9 (2.0)	2.4 (1.0)	13.4 (2.0)	11.7 (2.0)	8.5 (1.3)	5.1 (0.9)	2.1 (0.6)
	Novice	11.1 (2.3)	9.5 (2.6)	7.4 (1.8)	5.3 (1.1)	2.5 (0.7)	14.5 (9.0)	11.9 (7.1)	8.4 (4.3)	5.5 (2.5)	2.2 (0.5)
Σ QLO	Expert	5.8 (1.0)	5.2 (1.2)	4.1 (1.0)	3.0 (0.8)	1.9 (0.7)	5.4 (0.6)	4.7 (0.6)	3.8 (0.5)	2.7 (0.5)	1.6 (0.5)
	Novice	5.0 (0.5)	4.3 (0.4)	3.7 (0.5)	3.2 (0.7)	2.0 (0.5)	5.9 (2.7)	5.1 (2.7)	3.8 (1.7)	2.7 (0.7)	1.6 (0.4)
Σ Dos L	Expert	42.2 (7.6)	36.3 (7.6)	27.6 (6.2)	18.0 (4.8)	9.0 (2.9)	41.6 (6.2)	35.2 (5.3)	26.7 (4.4)	16.8 (3.2)	7.7 (2.7)
	Novice	36.7 (7.7)	31.9 (7.3)	26.1 (5.1)	18.7 (3.2)	9.4 (2.5)	40.5 (9.8)	34.3 (10.0)	27.5 (9.2)	16.9 (2.5)	7.6 (1.8)
		Boite de 15 kg - Hauteur 1					Boite de 23 kg - Hauteur 1				
Σ LGPL	Expert	10.4 (3.1)	8.0 (2.7)	6.1 (2.3)	4.2 (1.6)	2.2 (0.8)	9.5 (2.5)	7.5 (3.1)	6.0 (3.8)	4.0 (2.5)	2.0 (1.2)
	Novice	7.5 (2.1)	5.6 (1.6)	4.1 (1.0)	3.0 (0.5)	1.6 (0.4)	8.8 (2.9)	6.2 (1.8)	4.7 (1.3)	3.2 (0.9)	1.9 (0.6)
Σ MUF	Expert	17.7 (3.6)	15.4 (2.8)	12.3 (2.9)	7.4 (1.2)	3.7 (0.8)	16.2 (2.4)	14.6 (2.1)	11.0 (1.6)	7.0 (1.2)	3.3 (0.8)
	Novice	14.2 (2.5)	13.1 (1.8)	10.9 (1.1)	7.4 (1.2)	3.6 (1.0)	13.9 (2.8)	13.6 (3.1)	11.3 (2.3)	7.7 (1.8)	3.0 (1.0)
Σ ICPL	Expert	14.7 (3.6)	13.2 (3.8)	9.9 (3.0)	6.5 (2.0)	2.8 (0.9)	14.2 (2.6)	12.6 (3.0)	9.7 (3.8)	6.3 (3.1)	2.5 (1.0)
	Novice	11.5 (3.0)	9.8 (3.0)	7.3 (2.0)	5.0 (0.8)	2.3 (0.6)	12.5 (3.3)	10.3 (3.5)	7.8 (2.6)	5.4 (1.6)	2.8 (0.9)
Σ QLO	Expert	5.9 (0.7)	5.3 (0.7)	4.4 (0.7)	3.3 (0.5)	2.0 (0.3)	5.5 (0.8)	5.0 (0.9)	4.1 (0.9)	3.0 (0.8)	1.8 (0.8)
	Novice	4.8 (0.9)	4.1 (0.8)	3.4 (0.7)	2.8 (0.5)	1.8 (0.6)	5.8 (1.4)	5.0 (1.4)	4.3 (1.7)	3.5 (1.1)	2.2 (0.8)
Σ Dos L	Expert	46.9 (9.9)	40.5 (9.3)	31.6 (8.2)	20.6 (4.1)	10.2 (2.4)	44.2 (7.1)	38.8 (8.2)	30.0 (7.7)	19.5 (4.7)	9.3 (3.2)
	Novice	36.9 (5.5)	31.6 (4.3)	24.6 (2.5)	17.6 (1.7)	9.0 (2.2)	38.9 (6.1)	33.0 (5.5)	26.4 (4.2)	18.0 (2.8)	9.0 (1.8)

$p \leq 0.05$ $p \leq 0.10$

Tableau 6-8 : Contribution passive (%) des muscles agonistes locaux (Σ LGPL, Σ MUF, Σ ICPL, Σ QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention au début

Moment	Expertise	Boite de 15 kg - Hauteur 4					Boite de 23 kg - Hauteur 4				
		Articulation					Articulation				
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2
Σ LGPL	Expert	2.4	1.4	0.9	0.5	0.2	2.2	1.3	0.8	0.4	0.2
		(1.6)	(0.8)	(0.4)	(0.1)	(0.1)	(1.5)	(0.8)	(0.4)	(0.2)	(0.1)
	Novice	4.0	2.4	1.4	0.7	0.4	3.1	2.0	1.1	0.6	0.3
		(1.8)	(1.2)	(0.6)	(0.3)	(0.2)	(1.7)	(0.9)	(0.4)	(0.2)	(0.1)
Σ MUF	Expert	4.0	3.3	2.8	1.7	0.7	3.8	3.3	2.9	1.7	0.7
		(2.1)	(1.5)	(1.5)	(0.9)	(0.4)	(2.1)	(1.8)	(1.9)	(1.1)	(0.4)
	Novice	6.7	5.8	5.3	3.1	1.3	5.7	4.7	4.2	2.4	0.9
		(3.3)	(2.7)	(2.5)	(1.4)	(0.7)	(2.5)	(2.0)	(1.9)	(1.2)	(0.5)
Σ ICPL	Expert	4.4	3.6	2.2	1.2	0.3	4.1	3.5	2.1	1.1	0.3
		(3.3)	(2.6)	(1.3)	(0.5)	(0.1)	(3.3)	(2.7)	(1.5)	(0.7)	(0.2)
	Novice	7.5	6.3	3.7	2.0	0.6	5.8	4.8	2.9	1.5	0.4
		(3.3)	(2.7)	(1.6)	(0.8)	(0.3)	(2.9)	(2.4)	(1.4)	(0.6)	(0.2)
Σ QLO	Expert	1.7	1.5	1.1	0.7	0.3	1.6	1.4	1.0	0.6	0.3
		(1.7)	(1.3)	(0.9)	(0.5)	(0.2)	(1.5)	(1.2)	(0.9)	(0.6)	(0.2)
	Novice	2.8	2.4	1.7	1.1	0.6	2.3	1.9	1.3	0.9	0.4
		(1.4)	(1.1)	(0.8)	(0.6)	(0.3)	(1.3)	(1.0)	(0.7)	(0.5)	(0.3)
Σ Dos L	Expert	12.4	9.7	6.9	3.9	1.5	11.6	9.4	6.8	4.0	1.5
		(8.6)	(6.1)	(3.9)	(2.1)	(0.8)	(8.2)	(6.4)	(4.6)	(2.5)	(0.9)
	Novice	20.9	16.8	12.0	6.9	2.7	16.7	13.2	9.5	5.2	2.0
		(9.6)	(7.6)	(5.4)	(3.1)	(1.4)	(8.2)	(6.2)	(4.4)	(2.4)	(1.1)
Σ LGPL	Expert	2.3	1.5	1.0	0.5	0.3	2.1	1.3	0.8	0.5	0.2
		(1.3)	(0.7)	(0.4)	(0.2)	(0.1)	(1.3)	(0.7)	(0.4)	(0.2)	(0.1)
	Novice	3.9	2.6	1.4	0.7	0.3	3.4	2.3	1.3	0.7	0.3
		(1.9)	(1.4)	(0.6)	(0.3)	(0.2)	(1.9)	(1.2)	(0.5)	(0.3)	(0.2)
Σ MUF	Expert	4.0	3.5	3.0	1.9	0.7	3.8	3.2	2.8	1.6	0.6
		(1.9)	(1.7)	(1.7)	(1.2)	(0.4)	(2.2)	(2.1)	(2.1)	(1.2)	(0.4)
	Novice	6.8	6.1	5.4	3.1	1.3	6.1	5.5	4.8	2.6	1.0
		(3.2)	(3.1)	(2.9)	(1.6)	(0.7)	(3.4)	(3.1)	(2.8)	(1.3)	(0.6)
Σ ICPL	Expert	4.3	3.8	2.4	1.3	0.4	4.0	3.3	2.1	1.1	0.3
		(2.8)	(2.4)	(1.4)	(0.7)	(0.2)	(2.9)	(2.3)	(1.3)	(0.6)	(0.2)
	Novice	7.5	6.3	3.8	1.9	0.6	6.2	5.3	3.2	1.8	0.5
		(3.5)	(2.9)	(1.9)	(0.9)	(0.3)	(3.4)	(2.8)	(1.5)	(0.9)	(0.2)
Σ QLO	Expert	1.7	1.5	1.1	0.7	0.3	1.6	1.3	1.0	0.7	0.3
		(1.4)	(1.1)	(0.8)	(0.5)	(0.3)	(1.3)	(1.0)	(0.7)	(0.5)	(0.2)
	Novice	3.0	2.6	1.9	1.2	0.6	2.7	2.2	1.6	1.1	0.5
		(1.5)	(1.3)	(0.9)	(0.7)	(0.4)	(1.5)	(1.2)	(0.8)	(0.6)	(0.3)
Σ Dos L	Expert	12.4	10.3	7.5	4.5	1.7	11.4	9.2	6.7	3.9	1.5
		(7.4)	(6.0)	(4.3)	(2.5)	(0.9)	(7.8)	(6.2)	(4.5)	(2.4)	(0.9)
	Novice	21.1	17.4	12.5	7.0	2.7	18.2	15.1	10.9	6.1	2.4
		(9.9)	(8.5)	(6.3)	(3.5)	(1.5)	(10.1)	(8.2)	(5.5)	(3.0)	(1.3)

$p \leq 0.05$ $p \leq 0.10$

Tableau 6-9 : Contribution active (%) des muscles agonistes locaux (Σ LGPL, Σ MUF, Σ ICPL, Σ QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin

Moment	Expertise	Boite de 15 kg - Hauteur 4					Boite de 23 kg - Hauteur 4				
		Articulation					Articulation				
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2
Σ LGPL	Expert	10.0 (2.1)	7.4 (2.0)	3.7 (1.3)	2.0 (1.3)	0.9 (0.7)	10.8 (2.1)	8.2 (2.5)	4.7 (2.3)	2.7 (1.7)	1.1 (0.7)
	Novice	8.7 (2.5)	6.0 (1.8)	3.1 (1.9)	1.5 (1.3)	0.5 (0.4)	9.6 (1.2)	6.6 (1.4)	3.4 (1.8)	1.7 (1.0)	0.6 (0.4)
Σ MUF	Expert	25.7 (5.4)	20.0 (5.4)	12.8 (5.3)	6.5 (3.8)	3.0 (1.6)	24.8 (2.0)	19.5 (2.6)	12.2 (3.3)	5.9 (2.6)	2.7 (1.7)
	Novice	24.6 (3.8)	18.7 (4.0)	12.5 (4.1)	7.0 (2.8)	2.6 (1.0)	23.1 (3.0)	18.4 (2.9)	12.3 (2.1)	6.0 (1.6)	2.7 (1.1)
Σ ICPL	Expert	13.4 (2.6)	13.8 (3.8)	9.0 (2.7)	5.3 (1.9)	2.7 (1.2)	13.7 (2.9)	14.4 (4.7)	9.9 (4.6)	5.6 (3.2)	2.5 (1.5)
	Novice	11.1 (5.1)	11.0 (5.2)	6.6 (2.6)	3.5 (1.8)	1.7 (1.1)	12.4 (2.1)	12.3 (2.5)	7.5 (1.8)	3.8 (1.3)	2.1 (1.0)
Σ QLO	Expert	3.4 (1.7)	3.9 (1.7)	3.3 (1.9)	2.4 (1.6)	1.3 (0.9)	3.2 (1.7)	3.7 (2.3)	2.8 (2.7)	2.1 (2.2)	0.9 (1.0)
	Novice	2.5 (0.9)	2.7 (0.9)	1.9 (1.2)	1.5 (1.0)	0.6 (0.6)	2.9 (1.0)	3.1 (1.0)	2.2 (0.9)	1.5 (0.8)	0.8 (0.4)
Σ Dos L	Expert	48.5 (5.2)	41.6 (7.3)	26.0 (8.1)	14.7 (5.6)	7.4 (2.2)	48.9 (5.6)	42.2 (7.6)	27.2 (7.6)	15.1 (6.3)	6.5 (2.9)
	Novice	43.9 (3.4)	35.9 (4.1)	21.8 (4.9)	12.2 (3.3)	5.0 (1.4)	45.0 (4.2)	37.0 (5.3)	22.7 (4.7)	11.9 (4.2)	5.6 (1.6)
		Boite de 15 kg - Hauteur 1					Boite de 23 kg - Hauteur 1				
Σ LGPL	Expert	8.6 (2.0)	6.5 (1.7)	4.7 (1.3)	3.3 (0.8)	1.8 (0.5)	8.8 (1.5)	6.6 (1.4)	4.9 (1.2)	3.2 (0.8)	1.7 (0.5)
	Novice	7.0 (1.7)	5.3 (1.6)	4.0 (1.2)	3.0 (1.1)	1.9 (0.8)	7.0 (1.9)	5.1 (1.8)	3.7 (1.2)	2.5 (0.6)	1.4 (0.5)
Σ MUF	Expert	15.6 (3.8)	13.8 (2.4)	10.5 (1.5)	6.2 (1.1)	2.5 (0.8)	15.1 (2.4)	13.1 (1.9)	10.1 (1.5)	6.1 (0.6)	2.7 (0.4)
	Novice	13.0 (3.2)	12.4 (2.8)	10.4 (2.1)	7.2 (1.0)	3.4 (0.9)	13.0 (3.2)	11.2 (3.2)	9.5 (2.7)	6.3 (1.2)	2.9 (0.7)
Σ ICPL	Expert	13.5 (2.7)	11.6 (2.7)	8.3 (1.9)	5.2 (1.1)	2.2 (0.9)	13.5 (2.2)	11.6 (2.0)	8.3 (1.5)	5.0 (1.2)	2.1 (0.8)
	Novice	11.0 (2.6)	9.3 (2.7)	6.9 (1.9)	5.0 (1.5)	2.6 (1.1)	11.2 (2.7)	9.3 (2.5)	6.6 (1.6)	4.3 (1.0)	2.0 (0.7)
Σ QLO	Expert	5.3 (0.9)	4.7 (0.9)	3.7 (0.8)	2.7 (0.5)	1.6 (0.5)	5.4 (0.8)	4.8 (0.7)	3.8 (0.8)	2.8 (0.7)	1.6 (0.6)
	Novice	5.1 (0.6)	4.3 (0.7)	3.5 (0.6)	2.8 (0.6)	2.0 (0.6)	5.0 (0.7)	4.2 (0.6)	3.3 (0.6)	2.6 (0.6)	1.7 (0.5)
Σ Dos L	Expert	41.4 (6.8)	35.1 (5.7)	26.2 (3.9)	16.6 (2.6)	7.7 (2.1)	42.2 (5.6)	35.5 (5.0)	26.6 (4.1)	16.6 (2.9)	8.0 (2.1)
	Novice	35.5 (7.5)	30.7 (7.0)	24.4 (4.8)	17.5 (3.5)	9.4 (2.9)	35.7 (7.4)	29.3 (7.3)	22.5 (5.4)	15.5 (2.9)	7.8 (1.8)

$p \leq 0.05$ $p \leq 0.10$

Tableau 6-10 : Contribution passive (%) des muscles agonistes locaux (Σ LGPL, Σ MUF, Σ ICPL, Σ QLO et tous) à chaque segment lombaire selon l'expertise et la condition de manutention à la fin

Moment (SD)	Expertise	Boite de 15 kg - Hauteur 4					Boite de 23 kg - Hauteur 4				
		Articulation					Articulation				
		L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2
Σ LGPL	Expert	0.3 (0.3)	0.2 (0.2)	0.1 (0.2)	0.1 (0.1)	0.0 (0.0)	0.3 (0.4)	0.3 (0.4)	0.2 (0.2)	0.1 (0.1)	0.0 (0.0)
	Novice	0.5 (0.4)	0.4 (0.2)	0.2 (0.2)	0.1 (0.1)	0.0 (0.0)	0.4 (0.3)	0.3 (0.2)	0.2 (0.1)	0.1 (0.1)	0.0 (0.0)
Σ MUF	Expert	0.4 (0.6)	0.3 (0.5)	0.3 (0.4)	0.2 (0.2)	0.1 (0.1)	0.4 (0.6)	0.4 (0.5)	0.3 (0.4)	0.2 (0.2)	0.1 (0.1)
	Novice	0.9 (0.9)	0.8 (0.7)	0.6 (0.6)	0.4 (0.4)	0.1 (0.1)	0.7 (0.7)	0.6 (0.6)	0.5 (0.5)	0.3 (0.3)	0.1 (0.1)
Σ ICPL	Expert	0.5 (0.6)	0.5 (0.5)	0.3 (0.4)	0.2 (0.2)	0.0 (0.1)	0.6 (0.7)	0.6 (0.8)	0.4 (0.5)	0.2 (0.3)	0.1 (0.1)
	Novice	0.9 (0.6)	0.9 (0.6)	0.6 (0.3)	0.3 (0.2)	0.1 (0.1)	0.7 (0.6)	0.7 (0.5)	0.4 (0.3)	0.2 (0.2)	0.1 (0.0)
Σ QLO	Expert	0.2 (0.2)	0.2 (0.2)	0.2 (0.2)	0.1 (0.1)	0.0 (0.1)	0.2 (0.3)	0.2 (0.4)	0.2 (0.3)	0.1 (0.2)	0.1 (0.1)
	Novice	0.3 (0.2)	0.3 (0.2)	0.3 (0.2)	0.2 (0.1)	0.1 (0.0)	0.2 (0.2)	0.3 (0.2)	0.2 (0.1)	0.1 (0.1)	0.1 (0.0)
Σ Dos L	Expert	1.3 (1.6)	1.2 (1.4)	0.9 (1.0)	0.5 (0.6)	0.2 (0.2)	1.6 (1.9)	1.5 (1.9)	1.1 (1.4)	0.6 (0.8)	0.2 (0.3)
	Novice	2.6 (2.1)	2.3 (1.7)	1.7 (1.2)	1.0 (0.7)	0.3 (0.3)	2.0 (1.9)	1.8 (1.6)	1.2 (1.1)	0.7 (0.6)	0.2 (0.2)
Σ LGPL	Expert	2.3 (1.4)	1.5 (0.8)	0.9 (0.4)	0.5 (0.2)	0.2 (0.1)	2.1 (1.3)	1.3 (0.8)	0.8 (0.4)	0.4 (0.2)	0.2 (0.1)
	Novice	3.7 (1.5)	2.4 (1.1)	1.4 (0.6)	0.7 (0.3)	0.4 (0.2)	3.7 (1.8)	2.3 (1.2)	1.3 (0.6)	0.6 (0.3)	0.3 (0.1)
Σ MUF	Expert	4.2 (2.0)	3.7 (1.9)	3.3 (1.9)	1.9 (1.1)	0.7 (0.4)	3.9 (2.6)	3.3 (2.2)	2.9 (2.2)	1.6 (1.2)	0.6 (0.4)
	Novice	6.7 (2.7)	6.0 (2.5)	5.4 (2.5)	3.0 (1.2)	1.2 (0.6)	6.6 (3.4)	5.4 (2.5)	4.8 (2.4)	2.7 (1.3)	1.1 (0.6)
Σ ICPL	Expert	4.4 (2.9)	3.8 (2.5)	2.3 (1.4)	1.2 (0.7)	0.4 (0.2)	4.1 (2.9)	3.4 (2.5)	2.1 (1.4)	1.1 (0.7)	0.3 (0.1)
	Novice	7.1 (2.9)	6.0 (2.3)	3.6 (1.5)	2.0 (0.8)	0.6 (0.3)	7.1 (3.4)	5.8 (2.8)	3.4 (1.7)	1.7 (0.8)	0.5 (0.2)
Σ QLO	Expert	1.8 (1.4)	1.5 (1.1)	1.2 (0.9)	0.8 (0.6)	0.3 (0.3)	1.6 (1.3)	1.4 (1.1)	1.0 (0.8)	0.6 (0.5)	0.3 (0.2)
	Novice	2.8 (1.2)	2.4 (0.9)	1.7 (0.7)	1.2 (0.6)	0.6 (0.3)	2.9 (1.5)	2.4 (1.2)	1.6 (0.8)	1.1 (0.6)	0.5 (0.3)
Σ Dos L	Expert	12.7 (7.5)	10.4 (6.1)	7.6 (4.5)	4.3 (2.6)	1.6 (1.0)	11.6 (8.1)	9.4 (6.4)	6.8 (4.6)	3.8 (2.4)	1.4 (0.7)
	Novice	20.3 (8.0)	16.8 (6.6)	12.1 (5.1)	6.9 (2.9)	2.7 (1.3)	20.0 (9.5)	15.7 (7.4)	10.9 (5.1)	6.0 (2.8)	2.3 (1.2)

p ≤ 0.05 p ≤ 0.10

Muscles fléchisseurs (antagonistes). L'influence de l'expertise sur l'effort contractile des antagonistes n'est pas détectée par les effets principaux (E tous NS). Des effets simples sont cependant présents au début pour Σ RA dans la condition B15H1. Quelques autres effets simples sur l'expertise apparaissent au début et à la fin. L'impact de la masse de la boîte est mitigé comme celui de l'expertise. La hauteur du dépôt influence les antagonistes à la fin pour l'ensemble Σ Abdos (effet principal H: H1 > H4; tous les $p \leq 0.007$) et les groupes musculaires individuels Σ RA ($p \leq 0.001$), Σ OE ($p \leq 0.014$) et Σ OI (L5-S1 à L3-L4 avec $p \leq 0.001$).

6.4 Discussion

Les résultats confirment que l'expertise module la répartition des efforts internes pour les manutentions étudiées. Les novices, en fléchissant davantage leur colonne lombaire au moment où la boîte est près du sol (soulèvement et dépôt), déploient de manière accrue des efforts internes passifs des muscles et de la colonne lombaire. Ces efforts passifs additionnels sont surtout attribuables aux extenseurs globaux (ICPT et LGPT) et locaux (LGPL, MUF et ICPL), puis aux structures passives de la colonne lombaire. La troisième hypothèse est donc confirmée: les efforts internes passifs des novices sont plus intenses que ceux consentis par les experts. La distribution des efforts internes selon l'expertise n'est pas accompagnée d'un effet sur la compression lombaire qui, de fait, dépend étroitement du moment externe. La première hypothèse se vérifie donc aussi, la compression étant équivalente entre les deux groupes. Finalement, le cisaillement PA s'est avéré indépendant de l'expertise, ce qui a conduit au rejet de la seconde hypothèse.

6.4.1 Moment net résultant et angle de flexion lombaire

Le fait que le moment net maximal n'est pas modulé par l'expertise concorde avec les résultats de Gagnon et coll. (1996). Lorsque la boîte doit être déposée avec contrôle, par opposition à la laisser tomber comme le font certains experts lorsque le contenant et le contenu le permettent, le moment de force maximal est similaire entre novices et experts. Ces résultats confirment que les 20 sujets de la présente étude sont représentatifs de ceux de l'étude de Plamondon et coll. (2010). Les moyennes et dispersions sont similaires (présente étude: Expert 214 ± 31 par rapport à 213 ± 35 Nm; Étude originale: Expert 226 ± 37 par rapport à 228 ± 43 Nm).

Comme observé dans Plamondon et coll. (2010), la flexion lombaire est modulée par l'expertise. Les novices adoptent une posture plus fléchie ($+11^\circ$) lors de la manutention près du sol de la boîte la plus légère (B15H1 au début et à la fin). Cependant, les flexions lombaires moyennes obtenues (Expert 37 ± 11 par rapport à $48 \pm 12^\circ$; différence 11°) sont inférieures à celles de l'étude originale (Expert 54 ± 11 par rapport à $66 \pm 15^\circ$; différence 12°). La réduction des angles moyens de chaque groupe dans la présente étude par rapport à l'étude originale (Expert 17 par rapport à 18°) est équivalente ainsi que la différence novice-expert. La raison principale pour laquelle la flexion lombaire diffère entre les études résulte du fait que la méthode pour l'estimer était différente pour faciliter la modélisation.

6.4.2 Compression et cisaillement agissant sur la colonne lombaire

Comme attendu, la compression lombaire n'est pas influencée par l'expertise. Ces résultats concordent avec ceux des moments externes. Il est reconnu que la compression est étroitement associée au chargement externe puisqu'il est possible de la prédire à partir du moment externe (McGill et coll., 1996). Il a aussi été démontré que les forces de compression agissant sur la colonne lombaire sont similaires pour différentes approches de modélisation (Arjmand et coll., 2009). Pour les manutentions étudiées, l'amplitude de la compression aux articulations se situe entre 2400 et 6700 N (T12-L1 vers L5-S1) au moment de soulever ou de déposer la boîte et alors que l'étendue du moment de force externe agissant à ces articulations est de 110 à 220 Nm (T12-L1 vers L5-S1). Ces valeurs élevées de compression lombaire dépassent largement la limite proposée par le NIOSH (Waters et coll., 1993) qui considère hasardeuse toute manutention générant une compression à L5-S1 au-delà de 3400 N. Les valeurs obtenues sont cependant conséquentes avec les situations étudiées (postures en grande flexion lombaire et charges lourdes soulevées du sol) et les moments externes. À titre d'exemple, un moment externe de 235 Nm produit une compression de 6700 N à L4-L5 avec l'équation polynomiale de McGill et coll. (1996).

Seule la force de cisaillement PA est influencée par les manutentions étudiées. Le cisaillement PA est fonction de la flexion lombaire qui s'est avérée significativement supérieure chez les novices. De fait, le cisaillement PA montre bien une tendance à être plus important chez les novices, mais les écarts ne sont pas significatifs. L'absence d'un effet statistique de l'expertise sur le cisaillement PA peut en partie s'expliquer par (1) la variance intersujets élevée et (2) le manque de puissance statistique attribuable au petit nombre de sujets par groupe. Les forces de cisaillement PA les plus élevées (> 2000 N) sont atteintes par les novices lors du soulèvement de la boîte de 23 kg. À la lumière d'un récent état des connaissances sur la tolérance de la colonne lombaire au cisaillement PA (Gallagher et Marras, 2012), les valeurs observées sont bien au-delà de la limite de 1000 N qui est recommandée pour un nombre limité de cycles de chargement (< 100/jour). Les mêmes auteurs rapportent que la résistance ultime de la colonne lombaire humaine au cisaillement PA peut atteindre 3200 N.

6.4.3 Répartition des efforts internes

Les muscles extenseurs s'allongent au fur et à mesure que la flexion lombaire augmente. Pour contrer le moment externe, une proportion de plus en plus grande de la force musculaire provient de l'effort passif dû à l'étirement des extenseurs. Les résultats de la présente étude démontrent que c'est ce que font de manière plus importante les novices en adoptant des postures plus fléchies que celles des experts, augmentant ainsi la contribution passive de leurs extenseurs. La posture adoptée par les novices sollicite également un effort passif accru de la colonne vertébrale lombaire puisque les ligaments s'allongent davantage et les disques sont plus fléchis. En comparaison, les experts ayant une posture moins fléchie, ils utilisent davantage la portion contractile des extenseurs et sollicitent moins la colonne passive.

L'analyse détaillée de l'action individuelle des muscles montre que les experts sollicitent plus la portion contractile des extenseurs globaux (LGPT au soulèvement, ICPT au dépôt) pour vaincre le moment externe. Cette utilisation singulière des extenseurs globaux pourrait s'expliquer par le

rôle fonctionnel des ICPT pour contrôler le positionnement de la boîte lors du dépôt, un contrôle qui n'est pas requis lors du soulèvement. En effet, les fibres des ICPT sont plus latérales par rapport à la colonne lombaire que celles des LGPT, procurant aux ICPT un levier plus important pour contrer les moments en flexion latérale et ainsi les déplacements de la boîte vers la gauche ou la droite. Les experts tenteraient ainsi de contrôler la boîte lors du dépôt. En contrepartie, les novices font appel de façon systématique à l'allongement des extenseurs globaux (ICPT et LGPT) et à celui de trois des extenseurs locaux (LGPL, MUF et ICPL) pour générer un effort passif supérieur à celui des experts autant au soulèvement qu'au dépôt de la boîte.

Comme discuté par Plamondon et coll. (2010), faisant référence aux travaux de Dolan et coll. (1994), l'utilisation accrue des contributions passives (muscles, ligaments et disques) peut être interprétée de deux manières. Premièrement, ces contributions passives constituent une méthode avantageuse de transfert d'énergie. L'énergie est emmagasinée lors de la flexion lombaire par l'élongation des tissus et la flexion des disques puis libérée lors de l'extension. Bien que pertinente en matière d'économie d'énergie, cette stratégie peut accroître le risque de blessure. Ce risque peut être encore plus important si le choix de cette stratégie est le résultat de l'accumulation de fatigue musculaire. En outre, une flexion importante du disque pousse son noyau sur la paroi opposée, mettant sous tension l'anneau fibreux et pouvant ainsi mener à une hernie discale. De plus, l'allongement répété (cyclique) ou soutenu des tissus passifs peut produire une désensibilisation des mécanorécepteurs, réduisant ainsi l'activité réflexe des muscles (Solomonow et coll., 1999). Une deuxième interprétation débouche plutôt sur le maintien de la courbure naturelle, en lordose, de la colonne lombaire afin de réduire le plus possible l'élongation des tissus passifs (McGill, 2002, 2009). Ce point de vue est partagé par Adams et coll. (2002) qui le traduit de manière plus réaliste par une flexion modérée de la colonne lombaire pour bénéficier d'un certain retour d'énergie, éviter l'étirement excessif de l'anneau fibreux et réduire l'activité contractile des muscles. Le fait de réduire la flexion lombaire a aussi comme avantage la conservation d'une marge de sécurité pour les tissus passifs. Dans la présente étude, la première interprétation concorde avec les observations faites chez les novices alors que la seconde interprétation (point de vue de Adams et coll., 2002) est représentative des observations faites chez les experts.

Dans la présente étude, les experts se sont montrés plus efficaces que les novices quant à la stratégie de répartition des efforts internes pour contrer des moments externes équivalents. L'expérience acquise au fil des années semble avoir permis aux experts de la présente étude de développer des façons de faire plus sécuritaires et efficaces. L'utilisation moins importante des tissus passifs par les experts pourrait être associée à leur faible taux de blessure (un critère d'inclusion des experts). Il semble clair qu'il y a avantage à rendre les novices (ou les jeunes manutentionnaires) plus efficaces par l'apprentissage de stratégies visant à limiter leur utilisation répétitive et importante des tissus passifs dans leur travail. Pour réduire les risques de blessures chez cette population, la formation à la manutention doit cibler les travailleurs novices le plus tôt possible avec des principes et consignes appropriés. Comme exposé par Plamondon et coll. (2010), il faut cependant considérer que l'âge des experts de la présente étude peut avoir eu une influence négative sur leur flexibilité lombaire, devenant ainsi un cofacteur avec l'expertise pour expliquer les différences observées.

7. CONCLUSION

À propos de la valeur ajoutée des modèles biomécaniques

Les modèles biomécaniques articulaires sont très utiles pour estimer le chargement lombaire à défaut de pouvoir disposer de méthodes directes. Toutefois, quelle est la valeur ajoutée de ce projet? Il est évident que le **volet 3** de cette recherche, portant sur le développement d'équations de prédiction pour estimer le chargement lombaire lors de tâches de manutention de charges, démontre la raison d'être des modèles biomécaniques. La valeur ajoutée est donc implicite dans ce type de projet. Deux articles ont été publiés sur ce volet (Arjmand et coll, 2012; Rajee et coll., 2015). Discutons plutôt des autres volets de cette recherche où des mesures externes ont d'abord été prises, pour ensuite s'en servir dans des modèles biomécaniques permettant d'estimer le chargement sur les structures internes de la colonne vertébrale lombaire. Quels types d'indicateurs sont plus sensibles aux effets : les mesures externes ou les estimations des modèles biomécaniques?

Dans le **volet 1**, des conditions de manutention ont été simulées en laboratoire en prenant soin de faire varier l'orientation, la position et l'amplitude des forces externes tout en maintenant les moments nets à L5-S1 constants. Il existe une différence importante entre l'activité des muscles thoraciques globaux et celle des muscles lombaires locaux lorsque la force d'orientation et celle d'élévation sont modifiées. Sous l'effet de forces horizontales plus élevées à hauteur de 20 cm (bras de levier plus faible), les muscles lombaires locaux ont été beaucoup plus actifs que les muscles thoraciques globaux. On observe un effet opposé des muscles lombaires locaux et globaux à hauteur de 40 cm. Malgré ces différences, les forces de compression et de cisaillement à L5-S1 sont demeurées pratiquement identiques. Pour ce qui concerne l'effet de l'orientation, les muscles thoraciques globaux ont démontré une plus grande activité dans le cas d'une force verticale externe alors que les muscles lombaires locaux ont démontré une plus grande activité en présence de forces d'orientation horizontales. Toutefois, les forces exercées sur la colonne vertébrale étaient toujours supérieures dans le cas d'une orientation verticale (+90°) de la force externe. Les données d'EMG enregistrées pour les mêmes conditions de chargement / posture étaient en accord avec les forces prédites des groupes musculaires locaux ou globaux (dans le cas d'une activation musculaire élevée). Ces résultats confirment l'influence majeure de la force d'orientation et celle de la hauteur sur la réponse neuromusculaire du tronc et sur les forces exercées sur la colonne lombaire. Les résultats de cette étude remettent en question le fait d'estimer le chargement lombaire en se basant uniquement sur les moments de forces. Trois articles ont été publiés sur ce volet (El Ouaaid et coll, 2013b, 2014, 2014b)

Dans le **volet 2**, l'objet de l'étude portait sur les réponses réflexes des muscles dorsaux. Différentes conditions de perturbation avant du tronc ont été étudiées, en faisant varier la charge initiale, de la charge soudaine, de la posture initiale du tronc et de la préactivation des abdominaux, de manière à permettre une modification des réponses réflexes. Trois catégories de mesures ont été utilisées: (1) EMG de surface, (2) cinématiques et cinétiques et (3) estimations de modèles biomécaniques. Différentes réponses physiologiques et biomécaniques, qui ne vont pas toujours dans la direction attendue et qui ne sont pas toujours détectées par chaque catégorie de mesure, ont été observées. La présente étude aura donc permis de mettre en lumière que les mesures EMG et les estimations du modèle CINAO apportent des informations différentes,

possiblement complémentaires. De plus, il apparaît que les mesures cinématiques du tronc peuvent capturer l'essentiel de l'information requise pour quantifier les effets mécaniques des réponses réflexes. En d'autres mots, le modèle CINAO ne semble pas apporter de valeur ajoutée aux mesures cinématiques pour quantifier les réponses réflexes. Par contre, les modèles biomécaniques utilisés ici (CINAO, stabilité lombaire) procurent des informations sur les forces internes impliquées lors de perturbations du tronc, ce qui aide à estimer le risque de lésions lombaires. Deux articles ont été publiés sur ce volet (Shahvarpour et coll., 2014, 2015)

Enfin, dans le **volet 4**, les manutentionnaires experts se sont montrés plus efficaces que les novices au regard de leur stratégie de répartition des efforts internes pour contrer des moments externes équivalents. L'expérience acquise au fil des années semble avoir permis aux experts de la présente étude de développer des façons de faire plus sécuritaires et efficaces. L'utilisation moins importante des tissus passifs par les experts pourrait être associée à leur faible taux de blessure (un critère d'inclusion des experts). Il semble clair qu'il y a avantage à améliorer l'efficacité des novices (ou les jeunes manutentionnaires) par l'apprentissage de stratégies visant à limiter leur utilisation répétitive et importante des tissus passifs dans leur travail. Pour réduire le risque de blessures chez cette population, la formation à la manutention doit cibler les travailleurs novices le plus tôt possible en leur enseignant des principes et consignes appropriés. Enfin, seul un modèle biomécanique interne permet de considérer tous les éléments et ainsi d'obtenir une information plus riche sur le chargement lombaire. En effet, dans cette même étude, les moments nets à L5-S1 étaient équivalents entre les deux groupes. Le modèle interne EMGAO a donc démontré une valeur ajoutée très importante dans cet exemple.

Dans quelle direction ces travaux nous amènent-ils? L'analyse des forces internes sur les tissus ne peut se faire qu'avec des modèles biomécaniques à défaut de pouvoir insérer des capteurs de forces directement sur les tissus musculosquelettiques ce qui ne se fait pas sans contraintes majeures pour les sujets volontaires. Toutefois, des patients se font de plus en plus implanter des prothèses vertébrales munies de capteurs de forces permettant d'enregistrer et de communiquer les forces générées sur la colonne vertébrale. Récemment, le site Web « www.orthoload.com » offrait la possibilité de consulter les données recueillies chez leurs patients ce qui permettra de mieux évaluer la validité des modèles existants en simulant, par exemple, chez nos sujets les mêmes tâches que celles effectuées par leurs patients. L'amélioration des modèles existants demeure donc une priorité pour répondre à certaines questions. Par exemple : quelle est la charge maximale acceptable en manutention? Ainsi, on est capable d'estimer avec une bonne certitude le chargement lombaire dans des tâches symétriques, mais un avancement des connaissances sera nécessaire pour l'évaluer dans des conditions asymétriques. Aussi, l'analyse de tâches dans des conditions dynamiques ou de fatigue physique présente des difficultés que les modèles actuels ne sont pas encore capables de bien traiter, ce qui limite leur validité dans ces conditions. Il faut donc parallèlement (1) poursuivre le développement des modèles biomécaniques musculosquelettiques pour considérer un plus grand nombre de conditions d'application et (2) utiliser à plus grande échelle les modèles existants pour concevoir des outils utiles aux intervenants en SST qui pourraient ultérieurement leur servir pour évaluer des tâches de travail à risque de blessures (comme les équations de prédiction du volet 3).

BIBLIOGRAPHIE

- Andersen T. B., Essendrop M., Schibye B., (2004). Movement of the upper body and muscle activity patterns following a rapidly applied load: the influence of pre-load alterations. *Eur.J.Appl.Physiol* 91 (4):488-492.
- Andersson, G. B. J., Ortengren, R., Schultz, A., (1980). Analysis and Measurement of the Loads on the Lumbar Spine During Work at a Table. *J Biomech* 13, 513-520.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., (2005). Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. *Spine* 30, 2637-2648.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., (2006a). Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *J Biomech* 39, 510-521.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., (2006b). Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *Eur Spine J* 15, 1265-1275.
- Arjmand N., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., (2008a). Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. *Clin Biomech* 23, 969-978.
- Arjmand N., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., (2008b). Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 11, 291-299.
- Arjmand, N., Gagnon, D., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., (2009). Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models. *Clin Biomech* 24, 533-541.
- Arjmand, N., Gagnon, D., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., (2010a). A comparative study of two trunk biomechanical models under symmetric and asymmetric loadings. *J Biomech* 43, 485-491.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., Parnianpour, M., (2010b). Predictive equations to estimate spinal loads in symmetric lifting tasks. *J Biomech* 44, 84-91.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., Parnianpour, M., (2011). Predictive equations to estimate spinal loads in symmetric lifting tasks. *J Biomech* 44, 84-91.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., Larivière, C., 2012. Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. *Clin. Biomech.* 27, 537-44.
- Bakker, E. W., Verhagen, A. P., van, T. E., Lucas, C., Koes, B. W., (2009). Spinal mechanical load as a risk factor for low back pain: a systematic review of prospective cohort studies. *Spine (Phila Pa 1976)* 34, E281-E293.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., (2009). Trunk response analysis under sudden forward perturbations using a kinematics-driven model. *J Biomech* 42, 1193-1200.
- Bergmark, A., (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 60, 3-54.
- Brown, S. H., McGill, S. M., (2008). How the inherent stiffness of the in vivo human trunk varies with changing magnitudes of muscular activation. *Clin.Biomech.* 23, 15-22.
- Brown, S. H., Vera-Garcia, F. J., McGill, S. M., (2006). Effects of abdominal muscle coactivation on the externally preloaded trunk: variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine* 31, E387-E393.
- Burdorf, A., (1995). Reducing random measurement error in assessing postural load on the back in epidemiologic surveys. *Scand J Work Environ Health* **21**, 15

- Burdorf, A., Rossignol, M., Fathallah, F. A., Snook, S. H., Herrick, R. F., (1997). Challenges in Assessing Risk Factors in Epidemiologic Studies on Back Disorders. *American Journal of Industrial Medicine* 32, 142-152.
- Chaffin, D. B., (1969). A computerized biomechanical model--Development of and use in studying gross body actions. *J Biomech* 2, 429-441.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K., Goldberg, B., (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine* 30, 2614-2620.
- Cholewicki, J., McGill, S. M., (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech* 11, 1-15.
- Christophy, M., Senan, N. A. F, Lotz, J., O'Reilly, O. M. (2012). A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanical Modelling and Mechanobiology*, 11, 19-34.
- Davis JR, Mirka GA., (2000). Transverse-contour modeling of trunk muscle-distributed forces and spinal loads during lifting and twisting. *Spine*. 25,180–189.
- De Leva, P., (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech* 29, 1223-1230.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54 1940-1950.
- Dempsey, P.G. & Fathallah, Fadi A., 1999. Application issues and theoretical concerns regarding the 1991 NIOSH equation asymmetry multiplier. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23(3), pp.181-191.
- Dolan, P., Mannion, A. F., Adams, M. A. (1994). Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *J Biomech*, 27, 1077–1085.
- El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. (2014). Effect of changes in orientation and position of external loads on trunk muscle activity and kinematics in upright standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 24, 387-393.
- El, Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Arjmand, N., (2014b). Elevation and orientation of external loads influence trunk neuromuscular response and spinal forces despite identical moments at the L5-S1 level. *J Biomech* 47, 3035-3042.
- El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Lariviere, C. (2013b). Trunk strength, muscle activity and spinal loads in maximum isometric flexion and extension exertions: A combined in vivo-computational study. *Journal of Biomechanics* 46, 2228-2235.
- El Ouaaid, Z., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M.,(2009). A novel approach to evaluate abdominal coactivities for optimal spinal stability and compression force in lifting. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 12(6), 735-745.
- El Rich, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., (2004). Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: combined model and in vivo studies. *Spine* 29, 2633-2642.
- Fathallah, F. A., Marras, W. S., Parnianpour, M., (1999). Regression models for predicting peak and continuous three-dimensional spinal loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Human Factors* 41, 373-388.
- Gagnon, D., Lariviere, C., Loisel, P., (2001). Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clin Biomech*16, 359-372.

- Gagnon, D., Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., (2011). An improved multi-joint EMG-assisted optimization approach to estimate joint and muscle forces in a musculoskeletal model of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 44, 1521-1529.
- Gallagher, S., Marras, W.S., 2012. Tolerance of the lumbar spine to shear: a review and recommended exposure limits. *Clin. Biomech.* 27, 973-978.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I.A.F., (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine* 23(1), 86-92.
- Granata, K. P., Marras, W. S., (2000). Cost-Benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine* 25, 1398-1404.
- Granata, K. P., Orishimo, K. F., (2001). Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech* 34, 1117-1123.
- Granata, K. P., Rogers, E., (2007). Torso flexion modulates stiffness and reflex response. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 17, 384-392.
- Jager, M., Luttmann, A., (1992). The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. *Ergonomics* 35, 783-805.
- Kingma I., Staudenmann D., van Dieën J.H., (2007). Trunk muscle activation and associated lumbar spine joint shear forces under different levels of external forward force applied to the trunk. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(1), 14-24.
- Kingma, I., de Looze, M.P., van Dieën, J.H., Toussaint, H.M., Adams, M.A., Baten, C.T., 1998. When is a lifting movement too asymmetric to identify low-back loading by 2-D analysis? *Ergonomics* 41, 1453-1461.
- Krajcarski, S. R., Potvin, J. R., Chiang, J., (1999). The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion: effects of pre-load and step input magnitude. *Clin Biomech* 14, 54-62.
- Lariviere, C., Gagnon, D., Gravel, D., Arsenault, A. B., Dumas, J. P., Goyette, M., Loisel, P., (2001). A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clin Biomech* 16, 80-83.
- Lariviere, C., Forget, R., Vadeboncoeur, R., Bilodeau, M., Mecheri, H., (2010). The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl. Physiol* 109, 577-590.
- Lavender, S. A., Tsuang, Y. H., Hafezi, A., Gunnar, B. J., Andersson, Chaffin, D. B., Hughes, R. E., (1992). Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. *Human Factors* 34(2), 239-247.
- Lee, P. J., Rogers, E. L., Granata, K. P., (2006). Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 16, 51-57.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Allread, W. G., Rajulu, S. L., (1995). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics* 38, 377-410.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Ferguson, S. A., Splittstoesser, R. E., Yang, G., (2010a). Quantitative biomechanical workplace exposure measures: Distribution centers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Ferguson, S. A., Splittstoesser, R. E., Yang, G., (2010b). Quantitative dynamic measures of physical exposure predict low back functional impairment. *Spine (Phila Pa 1976)* 35, 914-923.

- Magnusson, M. L., Aleksiev, A., Wilder, D. G., Pope, M. H., Spratt, K., Lee, S. H., Goel, V. K., Weinstein, J. N., (1996). Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *European Spine Journal* 5, 23-35.
- McGill, S. M., Norman, R., (1985). Dynamically and Statically Determined Low Back Moments During Lifting. *Journal of Biomechanics* 18, 877-885.
- McGill, S. M., Norman, R. W., (1986). 1986 Volvo Award in Biomechanics - Partitioning of the L4 - L5 Dynamic Moment into Disc, Ligamentous, and Muscular Components During Lifting. *Spine* 11, 666-678.
- McGill, S.M., Norman, R.W., Cholewicki, J., 1996. A simple polynomial that predicts low-back compression during complex 3-D tasks. *Ergonomics* 39, 1107-1118.
- McGill, S., Jucker, D., Kropf, P. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech* 29 (11), 1503–1507.
- McGill, S. M. (2002). *Low back disorders: Evidence-based prevention and rehabilitation*. Windsor: Human Kinetics.
- McGill, S. M., 2009. Evolving ergonomics? *Ergonomics*, 52, 80–86.
- Merryweather, A.S., Loertscher, M.C., Bloswick, D.S., 2009. A revised back compressive force estimation model for ergonomic evaluation of lifting tasks. *Work* 34, 263-272.
- Montgomery, D.C., 2000. *Design and Analysis of Experiments, 5th Edition* 5th ed., John Wiley & Sons Canada, Ltd.
- Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H., Kerr, M., (1998). A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clin Biomech* 13, 561-573.
- National Research Council, (2001). *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*. National Research Council and Institute of Medicine.
- Panjabi, M., (1979). Validation of mathematical models. *Journal of Biomechanics* 12, 238.
- Pearsall, D. J., (1994). Segmental Inertial properties of the human trunk as determined from computer tomography and magnetic resonance imagery. Ph.D. thesis. Queen's University, Kingston, Ontario.
- Plamondon, A., Arjmand, N., Gagnon, D., Shirazi-Adl, A., Salazar, E., (2009). Comparaison de deux modèles biomécaniques articulaires dans l'évaluation du chargement lombaire. Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail, www.irsst.qc.ca, pp. 1-34.
- Plamondon, A., Denis, D., Bellefeuille, S., Delisle, A., Gonella, M., Salazar, E., Gagnon, D., Lariviere, C., St-Vincent, M., Nastasia, I., (2010). Manutention. Comparaison des façons de faire entre les experts et les novices. Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du travail (IRSST), Montréal, Québec, Canada, pp. 1-108.
- Provencher, J., Barbeau, A., Lamarche, D., Robitaille, D., (2011). Statistiques sur les affections vertébrales 2007-2010 - CSST. Service de la statistique et direction de la comptabilité et de la gestion de l'information, Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec (CSST), pp. 1-28.
- Rajaei, M.A., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Schmidt, H. Comparative Evaluation of Five Quantitative Lifting Tools to Estimate Spine Loads. Accepted for publication. *Applied Ergonomics* (Mars 2014)

- Reeves, N. P., Cholewicki, J., Milner, T. E., (2005). Muscle reflex classification of low-back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 15, 53-60.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J., Narendra, K. S., (2009). Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *J. Biomech* 42, 164-170.
- Roffey, D. M., Wai, E. K., Bishop, P., Kwon, B. K., Dagenais, S., (2010). Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. *Spine Journal* 10, 89-99.
- Santos, B. R., Lariviere, C., Delisle, A., McFadden, D., Plamondon, A., Imbeau, D., (2011). Sudden loading perturbation to determine the reflex response of different back muscles: a reliability study. *Muscle Nerve* 43, 348-359.
- Schultz, A. B., (1990). Models for analyses of lumbar spine loads. *Appl Mech Rev* 43, 119-125.
- Schutte, L. M., Rodgers, M. M., Zajac, F. E., Glaser, R. M. (1993). Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycle ergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1 (2), 109-125.
- Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Mecheri, H., Lariviere, C. (2014). Trunk response to sudden forward perturbations - Effects of preload and sudden load magnitudes, posture and abdominal antagonistic activation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 24, 394-403.
- Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Mecheri, H., Lariviere, C. (2015). Trunk active response and spinal forces in sudden forward loading - analysis of the role of perturbation load and pre-perturbation conditions by a kinematics-driven model. *Journal of Biomechanics* 48, 44-52.
- Shirazi-Adl, A., Drouin, G., 1988. Nonlinear gross response analysis of a lumbar motion segment in combined sagittal loadings. *J. Biomech. Eng.* 110, 216-222.
- Shirazi-Adl, A., Sadouk, S., Parnianpour, M., Pop, D., El Rich, M., (2002). Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. *Eur Spine J* 11, 519-526.
- Shirazi-Adl, A. (2006). Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. *J Biomech*, 39, 267-275.
- Snyder R.G., Chafin D.B., Schutz R.K., (1971). Link system of the human torso. University of Michigan, Biomedical Dept.
- Solomonow, M., Bing-He, Z., Baratta, R. V., Lu, Y., Harris, M. (1999). Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading: part 1. Loss of reflexive muscular stabilization. *Spine*, 24, 2426-2434.
- Stauder, G., Wolf, W., (1999). Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals. *Med. Eng Phys.* 21 (6-7):449-467.
- Stauder, G. H. (2001) Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 48 (11):1292-1305.
- Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M., Henry, S. M., Badger, G. J., (2000). Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. *Spine* 25, 1957-1964.
- Stokes, I.A., Gardner-Morse, M., (2003). Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 13(4),397-402.
- Thelen, D.G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1):70-77.

University of Michigan Center for Ergonomics, 2001. 3D Static Strength Prediction Program User's Manual.

van der Beek, A. J., Fringsdresen, M. H. W., (1998). Assessment of mechanical exposure in ergonomic epidemiology. *Occupational and Environmental Medicine* 55, 291-299.

Wai, E. K., Roffey, D. M., Bishop, P., Kwon, B. K., Dagenais, S., (2010a). Causal assessment of occupational lifting and low back pain: results of a systematic review. *Spine Journal* 10, 554-566.

Wai, E. K., Roffey, D. M., Bishop, P., Kwon, B. K., Dagenais, S., (2010b). Causal assessment of occupational bending or twisting and low back pain: results of a systematic review. *Spine Journal* 10, 76-88.

Waters, T.R., Putz-Anderson, V., Garg, A., Fine, L. J., 1993. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 36, 749-776.

Wilke, H., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., Claes, L., 2001. Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models. *Clin Biomech* 16, S111-S126.

Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Mecheri, H., Lariviere, C. (2014). Trunk response to sudden forward perturbations - Effects of preload and sudden load magnitudes, posture and abdominal antagonistic activation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 24, 394-403.

Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Mecheri, H., Lariviere, C. (accepté, octobre 2014). *Journal of Biomechanics*.

Zheng, N., Fleisig, G. S., Escamilla, R. F., Barrentine, S. W. (1998). An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *J Biomech* 31 (10), 963-967.

ANNEXE A : MODÈLE D'ÉLÉMENTS FINIS

Un modèle d'éléments finis thoraco-lombaire (*TI-S1*), non linéaire, symétrique dans le plan sagittal et basé sur la cinématique (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005; Arjmand et Shirazi-Adl, 2006; El Rich et coll., 2004; Shirazi-Adl et coll., 2002), a été utilisé dans cette étude pour évaluer les forces musculaires, les charges internes sur la colonne lombaire ainsi que la stabilité de la colonne. Les disques intervertébraux *T12-S1* de ce modèle sont représentés par des poutres déformables alors que les vertèbres lombaires sont modélisées par des éléments rigides. Les vertèbres thoraciques *TI-T12* sont aussi intégrées au modèle, mais comme un seul corps rigide. Les centres des vertèbres sont considérés comme des nœuds primaires des éléments rigides et les centres des surfaces supérieures et inférieures des vertèbres comme l'extrémité des éléments poutres.

La géométrie du modèle est définie par les points des centres des vertèbres et des disques qui ont été construits par CT (*Computed Tomography*) sur des échantillons cadavériques lombaires et par des données de la littérature (Shirazi-Adl et Parnianpour, 1996). Le poids du tronc a été distribué excentriquement aux différents segments de la colonne vertébrale (De Leva, 1996). L'architecture musculaire du modèle est symétrique dans le plan sagittal et comprend 46 muscles locaux attachés à la colonne lombaire et 10 muscles globaux liés à la cage thoracique. Les muscles globaux incorporés dans le modèle sont: *iliocostalis lumborum pars thoracic* (ICPT), *longissimus thoracic pars thoracic* (LGPT), *rectus abdominus* (RA), *external oblique* (EO) et *internal oblique* (IO). Dans la partie lombaire, les muscles locaux qui ont été introduits dans le modèle, sont le *multifidus* (MF), *quadratus lumborum* (QL), *iliopsoas* (IP), *iliocostalis lumborum pars lumborum* (ICPL) et *longissimus thoracis pars lumborum* (LGPL). L'aire transverse physiologique (PCSA) de ces muscles est basée sur des données de la littérature (Daggfeldt et Thorstensson, 2003).

Ce modèle nécessite, tout d'abord, la cinématique du tronc pour générer des équations d'équilibre aux différents segments de la colonne lombaire et, par la suite, un algorithme d'optimisation pour résoudre la redondance dans les équations d'équilibre (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a; El Rich et coll., 2004; Shirazi-Adl et coll., 2002; Shirazi-Adl, 2006). De plus, pour prédire les forces musculaires antagonistes, un nouveau critère d'optimisation a été utilisé pour introduire les activités musculaires abdominales (El Ouaid et coll., 2009). Dans le cas où le nombre de déplacements disponibles à un segment vertébral est insuffisant, une approche d'optimisation doit être utilisée. La fonction objective basée sur le coût minimum de la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3 ($\min \sum \sigma^3$) est considérée dans l'optimisation avec des équations d'inégalité obligeant les contraintes musculaires à demeurer positives et inférieures à $0.6 \text{ MPa} \times \text{PCSA}$ (Gagnon et coll., 2001). Le programme d'éléments finis ABAQUS (Simulia Inc., Providence, RI) est utilisé pour effectuer des analyses structurales non linéaires tandis que le procédé d'optimisation est analytiquement résolu en utilisant un programme basé sur la méthode de multiplicateurs de Lagrange (Raikova et Prilutsky, 2001).