

Développement d'un outil personnalisé d'aide à la décision en vue de minimiser les risques en manutention impliquant des postures symétriques et asymétriques

Aboufazi Shirazi-Adl
Navid Arjmand
André Plamondon

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1125



NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

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.

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 des normes, de l'équité, 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 CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique [InfoIRSST](#)

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2021
ISBN : 978-2-89797-150-2
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
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
Février 2021

Développement d'un outil personnalisé d'aide à la décision en vue de minimiser les risques en manutention impliquant des postures symétriques et asymétriques

Aboufazi Shirazi-Adl¹, Navid Arjmand², André Plamondon³

¹ École Polytechnique de Montréal

² Sharif University of Technology, Iran

³ IRSST

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1125



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.

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

Un remerciement particulier à tous les participants qui se sont portés volontaires lors de la phase expérimentale. Merci à Zakaria El Ouaaid et Sophie Bellefeuille pour avoir dirigé de main de maître la collecte des données, à Hakim Mecheri pour le traitement de ces données, et finalement à Farshid Ghezelbash pour les modélisations numériques et publications scientifiques. Enfin toute notre reconnaissance à l'IRSST pour leur soutien financier.

SOMMAIRE

Les charges excessives imposées sur la colonne vertébrale lombaire constituent un facteur de risques important pour les maux de dos. La modélisation biomécanique de la colonne vertébrale est la seule approche non invasive permettant d'estimer ces charges, mais la complexité de ces modèles limite leur utilisation par des ergonomes. Pour aider ces derniers à identifier des situations à risque de blessures au dos afin de limiter le chargement aux structures lombaires, il existe des outils d'aide à la décision comme l'équation de levage du NIOSH (*Revised NIOSH Lifting Equation, Waters et al, 1993*) ainsi que les tables de levage de Snook (Snook et Ciriello 1991, *Liberty Mutual*). Ce ne sont toutefois pas des outils qui calculent directement le chargement lombaire, mais plutôt fournissent une estimation des poids limites qu'une population de travailleur peut soulever de manière sécuritaire. Par le passé, Arjmand *et al.* (2011, 2012) ont développé des équations de régression, à partir du modèle cinématique détaillé du groupe de Shirazi-Adl. Elles établissent une relation simple entre le chargement lombaire (forces de compressions et de cisaillement aux niveaux L4-L5 et L5-S1) et des variables indépendantes d'entrées facilement mesurables par l'intervenant. Ces équations sont par contre limitées aux postures symétriques et elles ne tiennent pas compte des variations dans le poids et la taille des travailleurs. On visait à : (1) développer les équations de prédiction des charges au dos tenant compte pour la première fois des facteurs personnels tels que le poids et la taille des sujets; (2) améliorer les équations de prédiction des charges au dos lors d'activités asymétriques de manutention, équations qui seraient utilisées par les ergonomes pour évaluer des situations à risque de blessures.

Méthode : Notre modèle cinématique d'éléments finis du tronc a été modifié pour incorporer des variables personnalisées, dont le poids, la taille, l'âge et le sexe des sujets et ensuite utilisé pour évaluer l'effet de ces variables individualisées (poids, taille, sexe et âge) sur les forces de compression et de cisaillement aux niveaux L4-L5 et L5-S1. Des mesures directes ont été effectuées sur 19 sujets asymptomatiques lors de tâches symétriques et asymétriques de manutention, afin d'enregistrer les rotations en 3D du tronc et du bassin ainsi que les activités EMG des muscles superficiels. Le modèle cinématique amélioré a permis d'estimer les forces de compression et de cisaillement lors des tâches symétriques/asymétriques et des simulations ont permis d'étendre les données d'entrée et de sortie utile au développement de nouvelles équations de régression. Ces équations sont capables de prédire les forces de compression/cisaillement à partir de simples variables d'entrée comme le poids et la taille du sujet, la grandeur de charge, la distance (bras de levier) de la charge dans les mains, l'inclinaison ainsi que l'angle d'asymétrie du tronc.

Résultats obtenus : Des équations de prédiction des forces de compression et de cisaillement sur la colonne vertébrale aux niveaux L4-L5 et L5-S1 ont été développées pour les manutentions : (1) en postures symétriques en tenant compte des variations des charges, de la posture, du poids, de la taille, du sexe et de l'âge des sujets; et (2) en postures asymétriques en tenant compte de la grandeur de charge, de la position de la charge dans les mains, de la rotation asymétrique du tronc et des paramètres personnalisés des sujets comme les variables d'entrée. Ces équations de régression ont eu la meilleure correspondance (suivies par *OpenSim, AnyBody*, le polynôme de McGill et 3DSSPP) par rapport aux mesures intradiscales *in vivo*. Aussi, chez des personnes de poids corporel élevé, les estimations des poids recommandés au moyen de l'équation de lever du NIOSH ont généré des forces de compression lombaire plus élevées que la limite

recommandée par le NIOSH. Par contre, chez les individus moins lourds, les poids recommandés du NIOSH sont demeurés conservateurs (compression < 3 400 N et cisaillement < 1 250 N).

Retombées : Ce travail offre maintenant aux intervenants en SST des équations prédictives simples des forces de compression et de cisaillement sur la colonne vertébrale comme outil d'aide à la décision en vue de minimiser les risques en manutention impliquant des postures symétriques et asymétriques.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	i
SOMMAIRE	iii
LISTE DES TABLEAUX.....	vii
LISTE DES FIGURES	ix
LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xi
1. INTRODUCTION	1
2. ÉTAT DES CONNAISSANCES	3
3. OBJECTIFS DE RECHERCHE.....	7
4. ARTICLE 1 : <i>SUBJECT-SPECIFIC BIOMECHANICS OF TRUNK: MUSCULOSKELETAL SCALING, INTERNAL LOADS AND INTRADISCAL PRESSURE ESTIMATION</i>.....	9
4.1 Introduction.....	9
4.2 Le modèle musculosquelettique.....	10
4.3 Performance du modèle	12
4.4 Résultats principaux.....	12
4.5 Discussion	15
4.6 Addendum	17
5. ARTICLE 2 : <i>EFFECTS OF SEX, AGE, BODY HEIGHT AND BODY WEIGHT ON SPINAL LOADS: SENSITIVITY ANALYSES IN A SUBJECT-SPECIFIC TRUNK MUSCULOSKELETAL MODEL</i>.....	19
5.1 Introduction.....	19
5.2 Méthode	19
5.3 Résultats	20
5.4 Discussion	26
5.5 Addendum	28
6. ARTICLE 3 : <i>TRUNK MUSCULOSKELETAL RESPONSE IN MAXIMUM VOLUNTARY EXERTIONS : A COMBINED MEASUREMENT-MODELING INVESTIGATION</i>.....	29
6.1 Introduction.....	29
6.2 Méthode	29
6.3 Résultats	30

6.4	Discussion - Conclusion	34
7.	ARTICLE 4 : SUBJECT-SPECIFIC REGRESSION EQUATIONS TO ESTIMATE LOWER SPINAL LOADS DURING SYMMETRIC AND ASYMMETRIC STATIC LIFTING.....	37
7.1	Introduction.....	37
7.2	Méthode	38
7.3	Résultats	40
7.4	Discussion	46
8.	ARTICLE 5 : COMPARISON OF DIFFERENT LIFTING ANALYSIS TOOLS IN ESTIMATING LOWER SPINAL LOADS – EVALUATION OF NIOSH CRITERION.....	49
8.1	Introduction.....	49
8.2	Méthode	51
8.3	Résultats	52
8.4	Discussion	57
9.	LES RETOMBÉES DE LA RECHERCHE	61
9.1	Retombées scientifiques	61
9.2	Retombées pratiques	62
9.3	Comment utiliser les équations de régression du chapitre 7.....	63
10.	CONCLUSION.....	65
	BIBLIOGRAPHIE	67

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1.	Caractéristiques biomécaniques essentielles dans les outils d'évaluation des levers de charges	6
Tableau 5.1.	Les niveaux des 4 variables indépendantes de l'analyse factorielle	20
Tableau 5.2.	Contribution (%) de chaque facteur pour diverses tâches simulées	25
Tableau 5.3.	Effets des changements des paramètres personnels (sexe, âge, poids et taille) sur les paramètres du modèle	27
Tableau 6.1.	ANOVA sur l'effet du sexe sur les moments principaux (indiquées en caractères gras) et couplés lors des CVM.....	30
Tableau 6.2.	Moyenne et écart-type des moments primaires (en gras) et des moments couplés (N.m) mesurés dans différentes directions et leurs valeurs normalisées en fonction des moments primaires (entre parenthèses). Les résultats de chaque CVM sont présentés séparément.....	31
Tableau 7.1.	Paramètres considérés dans le développement des équations de régression.....	40
Tableau 7.2.	Coefficients de régression calculés, R^2 , erreur quadratique moyenne (RMSE) et valeurs p dans le cas des équations de régression simplifiées d'une posture debout droite.....	41
Tableau 7.3.	Coefficients de régression calculés, R^2 , erreur quadratique moyenne (RMSE) et valeurs p dans le cas des équations de régression simplifiées des postures du tronc fléchies.....	42
Tableau 8.1.	Comparaison qualitative des outils d'analyse de lever de charge utilisés dans ce travail.	50
Tableau 8.2.	Coefficient de détermination calculé (R^2) et erreur moyenne entre les IDP estimées et mesurées	52
Tableau 8.3.	Coefficients de corrélation estimés, erreur relative \pm écart-type, erreur moyenne quadratique (RMSD) et charges vertébrales moyennes (\pm écart-type) en compression à L4-L5 déterminés par chacun des outils pour le participant le plus lourd (IMC = 30 kg/m ²).....	53
Tableau 8.4.	Coefficients de corrélation estimés, erreur relative \pm écart-type, erreur moyenne quadratique (RMSD) et charges vertébrales moyennes (\pm écart-type) en cisaillement à L5-S1 déterminés par chacun des outils pour le participant le plus léger (IMC = 22 kg/m ²).....	54
Tableau 8.5.	Remarques sur les outils d'analyse de lever	55

LISTE DES FIGURES

Figure 4-1.	Modèle de la colonne thoracolombaire.	11
Figure 4-2.	Comparaison entre les activités musculaires estimées et mesurées	13
Figure 4-3.	Pressions intradiscales mesurées par rapport à ceux calculées du modèle au niveau L4-L5.....	14
Figure 4-4.	Activités musculaires estimées lors des tâches MVE.....	15
Figure 4-5.	Prédiction des forces (a) de compression et (b) de cisaillement au niveau du disque L4-L5 pour 4 paramètres personnels différents.....	16
Figure 5-1.	Forces de cisaillement et de compression aux niveaux L4-L5 et L5-S1 avec une charge de 5 kg aux mains lors d'une flexion du tronc de 50 ° pour différents sujets de 35 ans.	21
Figure 5-2.	Forces de compression (gauche) et de cisaillement (droite) à L5/S1, normalisées par le poids corporel, pour 3 tailles différentes et pour le sexe sous (a, b) une flexion de 20 ° avec 10 kg de charge aux mains et (c, d) une flexion de 50 ° sans charge externe. L'âge = 47,5 ans.	22
Figure 5-3.	Forces de compression (gauche) et de cisaillement (droite) à L5-S1, normalisées en fonction de la taille pour 5 grandeurs de poids différentes et pour le sexe sous (a, b) une flexion 20 ° avec une charge de 10 kg, et (c, d) flexion 50 ° sans charge. L'âge = 47,5 ans.	23
Figure 5-4.	Effet principal des forces de compression (en haut) et de cisaillement (en bas) à L5-S1 pour toutes les simulations normalisées aux valeurs moyennes de chaque tâche.	24
Figure 6-1.	Moments CVM moyens (Nm) des hommes (en haut) et des femmes (en bas) par rapport aux études antérieures menées dans des directions différentes. Le nombre de sujets dans chaque étude est également indiqué.	32
Figure 6-2.	Activités musculaires normalisées mesurées par rapport aux activités musculaires normalisées estimées dans les tâches d'extension (en haut) et de flexion (en bas) des CVM.	33
Figure 6-3.	Calcul des forces de compression L5-S1 (à gauche) et de cisaillement (à droite) estimées chez les sujets féminins et masculins lors des CVM. Les variables sexe et direction de la CVM ont toutes deux significativement influencé les charges vertébrales ($p < 0.03$).	34
Figure 7-1.	Représentation schématique du système de coordonnées global et d'une tâche de levée asymétrique	43
Figure 7-2.	Pressions intradiscales (IDP) estimées à partir des équations de régression (a et b) et du modèle MS (c), par rapport aux mesures lors de tâches sagittales symétriques	44

Figure 7-3.	Moyenne (les barres représentent un écart-type) des activités musculaires estimées et des EMG mesurées chez 19 sujets des muscles dorsaux droit et gauche pendant diverses activités de levée à différentes hauteurs de charge	45
Figure 8-1.	Représentation schématique d'une tâche de lever asymétrique.....	51
Figure 8-2.	Estimation des IDP à partir de différents outils d'analyse de lever par rapport aux mesures réelles (au niveau L4-L5).....	55
Figure 8-3.	(a) RWL estimé par NIOSH par rapport à celui de nos équations de régression lorsque seule la compression vertébrale ($C < 3400$ N) à L4-L5 et L5-S1 est prise en compte comme critère biomécanique (poids corporel = 64 kg et taille corporelle = 160 cm). (b) RWL estimé par NIOSH par rapport à celui de nos équations de régression lorsque la compression vertébrale ($C < 3400$ N) et le cisaillement ($S < 1000$, 1250 ou 1500 N) à L4-L5 et L5-S1 sont tous deux pris en compte comme critères biomécaniques (poids corporel = 64 kg et taille corporelle = 160 cm) RWL estimé par NIOSH par rapport à nos équations de régression pour différents poids corporels (BW) lorsque : (c) seule la compression vertébrale (< 3400 N); ou (d) à la fois la compression et le cisaillement ($C < 3400$ N et $S < 1000$ N) à L4-L5 et L5-S1 sont pris comme critères biomécaniques (taille du corps = 160 cm). La RWL a été estimée à $H = 25, 30, \dots, 60$ cm, $V = 20, 40, \dots, 100$ cm, et $A = 0, 30, 60, 90^\circ$ (figure 8.1). Les points directement sur l'axe horizontal montrent que dans ces tâches, les forces de cisaillement de la colonne vertébrale dépassent 1000 N sans aucune charge manuelle.	56

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ANN : *Artificial Neural Network*

CVM : Contraction musculaire volontaire maximale

EF : Éléments finis

EMG : Électromyographie

IMC : Indice de masse corporelle

KD : *Kinematics Driven*

MS : Musculosquelletique

NLE : *NIOSH Lifting Equation*

PDI : Pression intradiscale

SST : Santé et sécurité du travail

1. INTRODUCTION

La lombalgie est la principale cause d'invalidité dans le monde (Buchbinder *et al.*, 2013) et a été classée comme le facteur qui contribue le plus à l'incapacité globale (mesurée en années de vie avec incapacité) et le sixième en termes de fardeau global (Hoy *et al.*, 2014). Jusqu'à 85 % des adultes souffrent au moins une fois dans leur vie de lombalgie et jusqu'à 25 % des personnes âgées de 30 à 50 ans en souffrent actuellement (Frymoyer, 1990). On a signalé une prévalence de lombalgies à vie allant jusqu'à 70 % (Lawrence *et al.*, 1998), 4 à 5 % de la population connaissant un épisode aigu chaque année (Plante *et al.*, 1997). La plupart des personnes qui éprouvent des douleurs lombaires qui limitent leurs activités ont des épisodes récurrents sur une année s'étendant de 24 % à 80 % (Hoy *et al.*, 2010). La majorité des personnes souffrant de lombalgie se rétablit en six semaines, quel que soit le type de traitement, mais une minorité (autour de 10 %), parvient à un état chronique qui contribue à 80 % des coûts reliés à une invalidité (Frymoyer, 1990). La lombalgie est de loin le trouble musculosquelettique (TMS) le plus répandu et le plus coûteux parmi les industries américaines actuelles (NIOSH, 1997). Le coût total associé aux maux de dos en 2006 aux États-Unis seulement était estimé à 200 milliards de dollars (Katz, 2006). En moyenne, le coût des soins de santé des personnes atteintes de lombalgie est 60 % plus élevé que celui des personnes non atteintes (Luo *et al.*, 2004). Au Québec et en 2008, 30 % de toutes les invalidités liées au travail avec indemnisation concernaient la colonne vertébrale, avec une indemnisation totale de 97,1 millions de dollars pour perte de revenu (Provencher et Boucher, 2009). La lombalgie est donc un problème de santé majeur dans le monde industrialisé et les troubles professionnels du bas du dos (LBD) représentent les TMS industriels les plus importants.

Bien que la cause de la plupart des maux de dos demeure incertaine, des facteurs biomécaniques et psychosociaux sont fréquemment pris en considération. Dans ce dernier cas, le travail monotone, la charge de travail élevée, la pression du temps, le manque d'autonomie, la faible satisfaction au travail et le manque de soutien social peuvent être responsables (Bongers *et al.*, 1993). Quant aux premiers facteurs, il peut s'agir de travaux physiquement lourds, de postures de travail statiques, de flexions du tronc et de torsions fréquentes, de soulèvements et d'incidents soudains, de travail répétitif et d'exposition aux vibrations (Frymoyer *et al.*, 1983). Dans une vaste enquête, les tâches de soulèvement ou de flexion représentaient 33 % de toutes les causes possibles de maux de dos liés au travail (Damkot *et al.*, 1984). Parmi les diverses activités liées au travail, les tâches de lever, les postures contraignantes, le travail physiquement lourd et les vibrations du corps entier ont été visés comme ayant une forte relation avec les TMS au dos (NIOSH, 1997). Bien qu'il soit difficile d'identifier une activité de travail particulière comme étant la cause d'une lombalgie, plusieurs études épidémiologiques ont conclu qu'une tâche de lever, en général, et plus particulièrement une tâche de lever asymétrique ou maladroite était le principal facteur de risque documenté des problèmes au dos (Burdorf et Sorock, 1997; Ferguson et Marras, 1997; Heneweer *et al.*, 2011; Nelson et Hughes, 2009; da Costa et Vieira, 2010).

Les tâches de manutention sont une source importante de lésions lombaires sujettes aux indemnisations (Bigos *et al.*, 1986). Afin de limiter les blessures en manutention, des interventions ergonomiques sont requises de manière à réduire les facteurs de risque. Sur la base de critères biomécaniques, psychophysiques et physiologiques, le National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH, 1991) proposa une équation de lever de charge qui détermine des limites

acceptables quant aux poids à soulever en fonction de certaines contraintes de travail comme la hauteur et la distance de la charge. Le critère biomécanique était basé sur un seuil de compression acceptable fixée à 3 400 N au niveau du disque intervertébral L5-S1 (Waters *et al.*, 1993). L'équation de lever du NIOSH (NLE) est largement utilisée dans le monde entier par les professionnels de la santé au travail pour évaluer le risque de lombalgie (Waters *et al.*, 1998). Un récent sondage mené au Canada indique que la plupart des ergonomes certifiés utilisent le NLE pour concevoir des postes de travail et réduire les TMS liés au travail (Pascual et Naqvi, 2008).

Dans une étude transversale, Waters et ses collaborateurs (2011), ont évalué si le NLE était un outil valide pour estimer le risque de lombalgie dans un lever de charge. Ils ont rapporté que le risque de lombalgie augmentait à mesure que l'indice de lever recommandé (LI = rapport de la charge soulevée sur la charge recommandée) passait de 1,0 à 3,0. Dans une étude prospective, les déterminants de la tâche proposés dans le NLE étaient associés à un risque accru de lombalgie (Garg *et al.*, 2014). Par contre, dans une étude longitudinale, Pinder et Frost (2011) ont constaté que l'indice de lever du NLE n'était pas une approche utile pour évaluer le risque de lombalgie. Toutefois, l'une des variables du NLE, la distance horizontale maximale de la charge, s'est révélée être un prédicteur important du temps de travail perdu en raison d'une lombalgie. Cela démontre que cette variable du NLE est essentielle dans un outil d'évaluation des risques. Selon ces auteurs, le modèle multiplicatif (prédiction basée sur un ensemble de variables individuelles) du NLE devrait être repensé ou mis à jour. Par exemple, la valeur du critère biomécanique du NLE était basée sur un modèle biomécanique simpliste pour l'estimation des charges de compression L5-S1 (Waters *et al.*, 1993) et comme les modèles biomécaniques ont beaucoup évolué jusqu'ici, il est essentiel de réévaluer de façon critique la justesse du critère biomécanique du NLE pour déterminer le poids limite recommandé (RWL). D'ailleurs, une de nos études a démontré que les poids recommandés par le NLE pour une activité de lever spécifique pouvaient générer des forces de compression à L5-S1 supérieures aux 3 400 N prôner par le NIOSH (Arjmand *et al.*, 2015). De plus, l'exactitude des multiplicateurs verticaux et asymétriques utilisés dans le NLE a été remise en question dans une autre de nos études (Arjmand *et al.*, 2012).

L'exactitude des tables du NLE, ainsi que des outils précédents demeure limitée pour prédire les charges vertébrales. Ces outils comportent plusieurs hypothèses simplificatrices qui affectent directement la justesse de leurs estimations et, par conséquent, leur aptitude à prédire les risques de blessure. Nous avons donc développé des modèles de prédiction robustes basés sur des équations de régression (et des réseaux de neurones artificiels) pour évaluer les charges vertébrales sous des conditions de lever dans le plan sagittal (Arjmand *et al.*, 2011, 2013; El Ouaid *et al.*, 2013a) ainsi que sous des conditions de lever d'une charge asymétrique dans une posture symétrique (Arjmand *et al.*, 2012 et 2013). Toutefois, les équations développées ne tiennent pas compte de l'asymétrie de postures, ou encore du poids, de la taille, du sexe ainsi que de l'âge des participants. Ces déterminants sont essentiels à une meilleure estimation du chargement lombaire au moyen d'équations de régression et à l'amélioration des tables du NLE.

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

La difficulté de déterminer avec une justesse acceptable les forces dans les muscles du tronc et les charges sur la colonne vertébrale est un obstacle majeur à l'élaboration de lignes directrices ergonomiques plus appropriées pour la conception de tâches manutention. Des estimations valides des charges sur la colonne vertébrale pendant les tâches de manutention sont nécessaires pour aider les intervenants en SST à créer des milieux de travail plus sécuritaires et des programmes de prévention des blessures plus efficaces.

En raison du caractère invasif des méthodes directes de mesure des forces dans les muscles du tronc et sur la colonne vertébrale, les modèles biomécaniques musculosquelettiques du tronc ont été reconnus comme des outils acceptables pour la prévention et le traitement des affections au dos ainsi que pour la conception de lieux de travail plus sûrs. Ces modèles, quoique contraints par la cinématique et les conditions limites initiales, sont développés en fonction de satisfaire la condition d'équilibre entre d'une part les charges externes, gravitationnelles et inertielles et d'autre part les charges musculaires actives internes et les charges ligamentaires passives. En raison de la redondance cinétique associée au grand nombre de forces musculaires inconnues qui dépassent les équations d'équilibre disponibles, différentes approches ont été introduites pour résoudre ce problème :

(a) Méthode de réduction : Le système d'équations se résout en réduisant le nombre de forces musculaires inconnues conformément à des concepts biomécaniques : en négligeant certains muscles, en regroupant des muscles synergiques ou en supposant *a priori* des relations entre les forces musculaires (Chaffin, 1969; Freivalds *et al.*, 1984; McGill et Norman, 1985; Schultz *et al.*, 1982). Les forces de compression et de cisaillement de la colonne vertébrale sont ensuite évaluées par une approche de diagramme du corps libre à un seul niveau de la colonne vertébrale en tenant compte des charges externes/gravité et des forces musculaires internes. Ces approches simplifiées ainsi que la prise en compte de l'équilibre à un seul niveau de la colonne vertébrale donnent des estimations approximatives des forces de compression et de cisaillement du rachis lombaire.

b) Méthode d'optimisation : Cette approche répandue s'appuie sur l'hypothèse que le système nerveux central contrôle la réponse neuromusculaire tout en optimisant une ou plusieurs fonctions objectives. Ainsi, l'optimisation mathématique de certaines fonctions objectives ainsi que des équations d'équilibre et des contraintes sur des forces musculaires inconnues aboutissent à un ensemble d'équations pour déterminer les forces musculaires et les charges au dos. Les fonctions objectives sont basées sur critères biomécaniques et/ou physiologiques (Andersson *et al.*, 1980; Schultz, 1990). Des exemples de fonctions objectives incluent la minimisation de la compression et/ou du cisaillement à un niveau spécifique, la minimisation de la somme des contraintes musculaires à partir de différentes grandeurs de puissances et/ou la maximisation de la stabilité du tronc. Les avantages de cette approche incluent la complète satisfaction des équations d'équilibre sans facteur de correction (comme dans de nombreux modèles pilotés par électromyographie EMG) ainsi qu'une solution déterministe pour quantifier les forces musculaires, quel que soit le nombre d'inconnues. Les lacunes, en revanche, comprennent le choix plutôt arbitraire des critères objectifs et leurs effets sur les prédictions, l'absence de sensibilité inter- et intrasujets dans les forces musculaires calculées ainsi que l'absence de la

coactivation antagoniste souvent enregistrée *in vivo* pour améliorer le contrôle des mouvements et la stabilité du tronc. La dernière lacune peut cependant être surmontée par l'introduction *a priori* d'une certaine activité antagoniste via une contrainte sur le niveau d'activité minimum (Hughes *et al.*, 1995), l'attribution d'un signe négatif sur les stress musculaires antagonistes dans la fonction objective (Raikova, 1999; El Ouaid *et al.*, 2013a), l'introduction des contraintes de stabilité dans la procédure d'optimisation (Brown et Potvin, 2005; Granata et Wilson, 2001; Hajhosseinali *et al.*, 2014), ou en exploitant l'activité EMG mesurée des muscles antagonistes (Arjmand *et al.*, 2008a).

c) Méthode guidée par l'EMG : Les données EMG enregistrées pour chacun des muscles sélectionnés (après normalisation par rapport à leur valeur maximale enregistrée dans des tests de contraction volontaire maximale) sont utilisées dans cette approche pour estimer les forces musculaires en supposant une relation entre la force musculaire produite et l'EMG modulée par la longueur du muscle, sa vitesse et l'intensité maximale des forces (Granata et Marras, 1995; Kingma *et al.*, 2007; McGill et Norman, 1986; Sparto et Parnianpour, 1998; Sparto *et al.*, 1998). Des électrodes de surface sont généralement utilisées pour enregistrer l'activité EMG pour les tâches de manutention considérées. Les forces musculaires sont ensuite modulées par des facteurs de gain afin de satisfaire aux exigences d'équilibre des moments de force dans différents plans sur un ou plusieurs niveaux rachidiens. Pour diminuer les erreurs causées par l'introduction de facteurs de gain, des méthodes EMG hybrides assistées par optimisation (EMGAO) ont également été introduites (Cholewicki *et al.*, 1995; Gagnon *et al.*, 2001). Les facteurs de gain sont ainsi optimisés pour chaque muscle dans l'approche EMGAO. Malgré les préoccupations que suscitent les relations force-EMG apparentes dans des conditions isométriques et dynamiques, ces modèles sont présentés comme des modèles biologiques. En plus des préoccupations relatives aux effets de diaphonie (*Crosstalk*), les données EMG d'un nombre restreint de muscles servent à tous les muscles du modèle malgré l'absence d'EMG, en particulier dans le cas des muscles à grande surface ou des muscles profonds (p. ex. : muscles obliques, iliopsoas, quadratus lumborum). De plus, les facteurs de gain peuvent changer avec le temps, la tâche et d'un plan anatomique à un autre.

De nombreux modèles biomécaniques passés considéraient les équations d'équilibre des moments de force non pas à toute la région lombaire, mais à un seul niveau, soit aux niveaux lombaires distaux (L5-S1 ou L4-L5). De cette manière, les forces musculaires évaluées sur la base des équations d'équilibre à un niveau peuvent violer les mêmes équations d'équilibre à un autre niveau (Arjmand *et al.*, 2007). Pour combler cette lacune, des modèles d'éléments finis linéaires ont été élaborés pour estimer les forces musculaires, les charges vertébrales et la stabilité du système (Gardner-Morse *et al.*, 1995; Gardner-Morse et Stokes, 1998; Stokes et Gardner-Morse, 2001; Stokes et Gardner-Morse, 1995). De plus, Cholewicki et McGill (1996) ont utilisé un modèle assisté par EMG avec des degrés de liberté de rotation pour chaque segment de la colonne vertébrale (18 rotations au total) et des propriétés passives non linéaires pour évaluer les forces musculaires, les charges rachidiennes et la stabilité du tronc dans diverses tâches.

d) Modèle cinématique (KD) : Il s'agit d'un modèle d'éléments finis (EF) du tronc humain, tenant compte des propriétés ligamentaires passives non linéaires et de la musculature active, qui est déterminé par la cinématique du haut du corps ainsi que par les charges externes, la gravité et les forces d'inertie pendant une tâche spécifique (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005; Arjmand et Shirazi-Adl, 2006; El Rich *et al.*, 2004; Kiefer *et al.*, 1998; Shirazi-Adl *et al.*, 2002). Cette approche

itérative, pilotée par la cinématique spinale mesurée, calcule les forces musculaires, les charges vertébrales ainsi que la marge de stabilité du tronc. Le calcul des charges internes de la colonne vertébrale et de la stabilité du tronc tient compte dans ce modèle non seulement de la cinématique prescrite, mais aussi des forces musculaires évaluées. Cette procédure itérative tient donc pleinement compte de la synergie passive-active du tronc dans les phases d'équilibre et de stabilité de l'analyse. Les forces musculaires inconnues à chaque itération et à chaque niveau sont estimées en utilisant un algorithme d'optimisation qui minimise la somme des stress musculaires au carré ou au cube (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006). Des comparaisons directes des approches de modélisation assistées par EMG, EMGAO et KD-EF entre elles et par rapport aux mesures de pression intradiscale *in vivo* ont récemment été effectuées pour un seul sujet sous des postures et des charges externes identiques (Arjmand *et al.*, 2009 et 2010). Les prédictions KD-EF ont été validées en position debout avec charge dans les mains (El-Rich *et al.*, 2004; Shirazi-Adl, 2005); en flexion avant avec et sans charge (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005, 2006; Bazrgari *et al.*, 2008a); en flexion avant à vitesse élevée (Bazrgari *et al.*, 2008a); lors de tests de vibration en postures assises (Bazrgari *et al.*, 2008b, 2008c); lors de perturbations soudaines avec et sans charges (Bazrgari *et al.*, 2009a, 2009b) et des essais de force maximale dans des directions variées (Arjmand *et al.*, 2008b; El Ouaid *et al.*, 2013b).

Les modèles biomécaniques décrits plus haut sont généralement trop complexes pour être utilisés par des intervenants en SST ou les ergonomes. Pour surmonter ce problème, des modèles biomécaniques simplifiés et des équations de régression (développées à partir des résultats de modèles biomécaniques plus complexes) sont nécessaires. Il existe un certain nombre d'outils de ce type pour quantifier les charges vertébrales, bien qu'il manque une évaluation et une comparaison complètes de leurs estimations. Le logiciel *3D Static Strength Prediction Program™* (3DSSPP) de l'Université du Michigan (The University of Michigan Center for Ergonomics, 2010), l'équation révisée *Hand-Calculation Back Compressive Force* (HCBCF) (Merryweather *et al.*, 2009), l'équation polynomiale simple pour la compression lombaire (McGill *et al.*, 1996), *AnyBody Modelling System* (AnyBody Technology) et les équations de régression d'Arjmand *et al.* (Arjmand *et al.*, 2011, 2012 et 2013; El Ouaid *et al.*, 2013a) représentent quelques outils répandus d'analyse quantitative du lever de charge pour évaluer les forces vertébrales (compression et cisaillement) et musculaires pendant les tâches de manutention. Les équations de régression de Hoozemans *et al.* (2008) sont également un autre exemple. Il y a aussi, comme nous l'avons déjà mentionné, l'équation du lever de charge du NIOSH (Waters *et al.*, 1993) et les tables de levage *Liberty Mutual Snook* (Snook et Ciriello, 1991) qui ne fournissent aucune quantification directe des charges vertébrales, mais recommandent des limites acceptables quant aux poids à soulever (Waters *et al.*, 1993) ou déterminent un pourcentage de la population qui peut exercer une activité de lever sans danger (Snook et Ciriello, 1991).

L'exactitude des tables du NLE et de Snook, ainsi que des outils précédents demeure limitée pour prédire les charges vertébrales. Ces outils comportent plusieurs hypothèses simplificatrices qui affectent directement la justesse de leurs estimations et, par conséquent, leur aptitude à prédire les risques de blessure. Jusqu'à présent, aucune étude n'a été menée pour comparer et évaluer de manière critique l'estimation de ces modèles dans les tâches de lever symétrique et asymétrique. Nous avons participé au développement de modèles de prédiction robustes basés sur des équations de régression (et des réseaux de neurones artificiels) pour évaluer les charges vertébrales sous des conditions de lever dans le plan sagittal (Arjmand *et al.*, 2011, 2013; El Ouaid *et al.*, 2013a) ainsi que sous des conditions de lever d'une charge asymétrique dans une

posture symétrique (Arjmand *et al.*, 2012 et 2013). Ces développements ont permis de douter de la validité du NLE à recommander une charge sécuritaire dans les tâches de travail expérimentées (Arjmand *et al.*, 2012, 2013, 2015).

Le Tableau 2.1. énumère les caractéristiques et les limites des divers outils existants incluant nos équations passées (Arjmand *et al.*, 2011, 2012). Ces dernières sont limitées aux postures symétriques et elles ne tiennent pas compte des variations dans le poids et la taille des travailleurs. Il y a donc lieu d'intégrer dans nos équations de régression le poids et la taille ainsi que le sexe et l'âge. Vu l'importance de l'asymétrie de posture dans l'augmentation des risques de blessures, cette variable devrait être également introduite dans ces équations.

Tableau 2.1. Caractéristiques biomécaniques essentielles dans les outils d'évaluation des levers de charges

Outil de prédiction des charges	3DSSPP V5	HCBCF 2009	McGill 1996	Arjmand 2011, 2012	AnyBody V4.2
Équilibre à tous les niveaux	☒	☒	☺	☺	☺
Trajectoires musculaires	☒	☒	☒	☺	☐
Posture lombaire	☒	☒	☒	☺	☺
Rotation du tronc	☺	☐	☒	☺	☺
Asymétrie de posture	☐	☒	☺	☐	☺
Degrés de liberté segmentaire	☒	☒	☐	☺	☐
Fidélité anatomique	☒	☒	☺	☺	☺
Contribution passive ligamentaire	☒	☒	☺	☺	☐
Calcul des forces de compression	☺	☐	☐	☺	☺
Calcul des forces de cisaillement	☺	☒	☒	☺	☺
Poids du participant	☐	☐	☒	☒	☐
Taille du participant	☐	☐	☒	☒	☐
Facilité d'utilisation	☐	☺	☐	☺	☒

(Considéré : ☺; Négligé : ☒; Partiel : ☐)

3. OBJECTIFS DE RECHERCHE

Objectif général : Développer des équations de régression personnalisées utiles aux intervenants en SST capable d'estimer les charges vertébrales lors de tâches de levées symétriques et asymétriques en manutention.

Trois objectifs majeurs :

1. Mettre à jour notre modèle cinématique en ajoutant l'effet de quatre facteurs personnels importants sur le chargement lombaire : le sexe, le poids, la taille et l'âge.
2. Développer des équations de régression du levage symétrique-asymétrique pour prédire les forces de cisaillement et de compression aux niveaux lombaires L5-S1 et L4-L5.
3. Comparer les chargements vertébraux estimés à partir de 5 outils d'analyse de lever différents ainsi qu'évaluer de manière critique la limite de poids recommandée par l'équation de lever du NIOSH.

Les chapitres qui suivent présenteront les travaux de recherches qui ont été effectués dans le cadre de ce projet. Toutefois, seuls les résumés vulgarisés des plus importants résultats seront présentés pour deux raisons :

1) Tous les détails de cette recherche se retrouvent à l'intérieur d'articles scientifiques disponibles sur Internet dont certains sont accessibles sur le site de l'IRSST. Les références et les liens aux articles seront indiqués au début de chaque chapitre. Il n'y a donc aucune perte d'information importante.

2) Ce rapport s'adresse principalement aux intervenants en santé et en sécurité du travail. Comme la plupart ne sont pas des spécialistes en modélisation, nous avons préféré simplifier le rapport pour le rendre plus accessible à nos partenaires. Encore une fois, pour les détails, les lecteurs sont encouragés à lire les articles publiés et disponibles sur le site Internet de l'IRSST.

4. ARTICLE 1 :

SUBJECT-SPECIFIC BIOMECHANICS OF TRUNK: MUSCULOSKELETAL SCALING, INTERNAL LOADS AND INTRADISCAL PRESSURE ESTIMATION

Référence :

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2016). Subject-specific biomechanics of trunk: Musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 15(6), 1699-1712.

4.1 Introduction

Notre modèle musculosquelettique cinématique non linéaire par éléments finis (EF) du tronc a démontré sa validité dans un large éventail d'applications s'étendant de postures statiques (Arjmand et Shirazi-Adl 2006a; El-Rich *et al.*, 2004) à des mouvements dynamiques (Bazrgari *et al.*, 2008b; Shahvarpour *et al.*, 2015b) ainsi qu'à l'évaluation de la stabilité lombaire (Bazrgari et Shirazi-Adl 2007; El Ouaaid *et al.*, 2009; Shahvarpour *et al.*, 2015a). Elle tient compte des propriétés passives non linéaires des ligaments et des muscles de la colonne vertébrale, de la trajectoire en courbe des muscles (Arjmand *et al.*, 2006), de tous les degrés de liberté de translation (Ghezelbash *et al.*, 2015; Meng *et al.*, 2015), des forces gravitationnelles segmentaires, de l'inertie et des effets d'amortissement sur différents segments, et enfin satisfait aux conditions d'équilibre sur toutes les articulations et directions lombaires/thoracolombaire (Arjmand *et al.*, 2007). De plus, il examine le rôle des forces de compression sur la rigidité des éléments passifs des segments vertébraux (Gardner-Morse et Stokes 2004b; Shirazi-Adl 2006). Toutefois, une mise à jour est nécessaire pour améliorer, par exemple l'architecture des origines et insertions musculaires. Également, il n'est pas possible avec le modèle actuel de tenir compte des différences individuelles comme le poids, le sexe ou la taille des participants.

En raison des différences anthropométriques individuelles, des techniques de mise à l'échelle ont été introduites pour personnaliser les modèles. Par exemple, des techniques d'imagerie ont été utilisées pour ajuster la géométrie des muscles et des structures osseuses (Gerus *et al.*, 2013; Martelli *et al.*, 2015; Valente *et al.*, 2015). Cette approche, bien que précise, est cependant longue, coûteuse et semi-automatique. Par ailleurs, des facteurs d'échelle (isotropes ou anisotropes) ont été utilisés pour faciliter l'ajustement des modèles (Damsgaard *et al.*, 2006; Delp *et al.*, 2007; Rasmussen *et al.*, 2005). Bien qu'elle soit rapide et automatisée, la méthode est heuristique avec des simplifications qui peuvent causer des erreurs (Scheys *et al.*, 2008). En utilisant le programme de modélisation *AnyBody* et une technique de mise à l'échelle, on a pu constater l'effet du poids corporel (50-120 kg) et de taille (150-200 cm) sur les chargements au dos (Han *et al.*, 2013b). Les charges vertébrales se sont accrues de manière presque linéaire avec l'augmentation du poids et de la taille, mais l'effet du poids était beaucoup plus important. Dans cette étude, une mise à l'échelle linéaire a été utilisée pour ajuster la géométrie du modèle et la coupe transverse des muscles. Récemment, une méthode optimisée de mise à l'échelle a été proposée, toutefois elle nécessite des mesures de capture de mouvement (Lund *et al.*, 2015). Hajihosseinali *et al.* (2015) ont mis au point une méthode de mise à l'échelle anisotrope

automatisée où la géométrie (surface et bras de levier) de chaque muscle a été modifiée conformément à un ensemble de données d'imagerie (Anderson *et al.*, 2012), mais en ne tenant compte seulement que des variations de poids corporel des sujets. Il est évident qu'une méthode valide et automatisée de mise à l'échelle basée sur l'imagerie n'a pas encore été développée pour personnaliser les modèles. De plus, lors d'une mise à l'échelle, les méthodes existantes ne tiennent pas compte, des modifications à apporter aux propriétés passives de la colonne vertébrale, au bras de levier des muscles et aux charges gravitationnelles segmentaires en fonction de l'âge, du sexe, du poids corporel et de la taille,

L'objectif de cet article visait à mettre à jour et à personnaliser les structures passives et actives d'un modèle musculosquelettique (MS) du tronc par éléments finis (EF) guidé par la cinématique. L'architecture des origines et insertions musculaires a été améliorée, une unité vertébrale comprenant un disque déformable a été ajoutée (T11-T12) et un nouvel algorithme de mise à l'échelle a été introduit afin d'explorer les effets du sexe, de l'âge, du poids et de la taille sur la biomécanique et les charges appliquées sur la colonne vertébrale. Au moyen de données issues d'imageries médicales et à partir de principes biomécaniques connus, l'algorithme de mise à l'échelle a permis d'ajuster l'architecture musculaire (les bras de levier des muscles et les aires transverses), la géométrie et les propriétés passives ligamentaires de la colonne vertébrale ainsi que la charge gravitationnelle segmentaire, le tout en fonction du sexe, de l'âge, du poids et de la taille.

4.2 Le modèle musculosquelettique

Un modèle d'éléments finis thoracolombaire T1-S1 (Figure 4-1), symétrique dans le plan sagittal (Shirazi-Adl *et al.*, 2002 et 2003), a été utilisé pour évaluer les efforts internes sur la colonne lombaire ainsi que les forces musculaires du tronc. Les disques intervertébraux T12-S1 sont représentés par six poutres déformables. Les vertèbres thoraciques T1-T11 sont considérées comme un seul corps rigide et les vertèbres lombaires T12-S1 par six éléments rigides. Les centres des vertèbres sont modélisés comme des nœuds primaires des éléments rigides et les centres des surfaces supérieures et inférieures des vertèbres forment l'extrémité des éléments poutres. Les réponses passives non linéaires (sur les trois plans physiologiques) de sept segments fonctionnels inférieurs (qui incluent les vertèbres, les disques, les facettes et les ligaments) ont été modélisées par des éléments de faisceau Timochenko. Aussi, le segment fonctionnel T11-T12 a été ajouté avec des propriétés passives basées sur celles du segment fonctionnel T12-L1 (Oxland *et al.*, 1992). Le poids du tronc est réparti de façon excentrique et appliqué par des liens rigides aux vertèbres correspondantes (Pearsall 1994); de plus, les poids des bras, des avant-bras et de la tête sont appliqués à leur centre de masse (De Leva 1996).

L'architecture musculaire (Arjmand et Shirazi-Adl 2006b; El-Rich *et al.*, 2004; Shirazi-Adl *et al.*, 2005) a été révisée. De nouveaux fascicules du longissimus et de l'iliocostalis ont été ajoutés en raison de l'addition du segment fonctionnel T11-T12 (Stokes et Gardner-Morse 1999). L'architecture du quadratus lumborum et du multifidus a été raffinée par l'ajout de fascicules locaux et intersegmentaux (Phillips *et al.*, 2008; Stokes et Gardner-Morse 1999). Le muscle spinalis a également été introduit (Delp *et al.*, 2001; Gilroy *et al.*, 2008). De plus, la géométrie des muscles abdominaux (rectus abdominis, oblique interne et oblique externe) a été mise à jour (Stokes et Gardner-Morse 1999) et leurs lignes d'action reconsidérées. Les muscles se déforment et développent des forces de contact avec les tissus environnants qui modifient leurs lignes

d'action lors des mouvements du tronc. Ce phénomène a été simulé par un algorithme qui tient compte à la fois des trajectoires courbes des muscles extenseurs globaux et de leurs forces de contact (Arjmand *et al.*, 2006). Enfin, la nouvelle architecture musculaire, symétrique dans le plan sagittal, comprend maintenant 126 muscles (Figure 4-1).

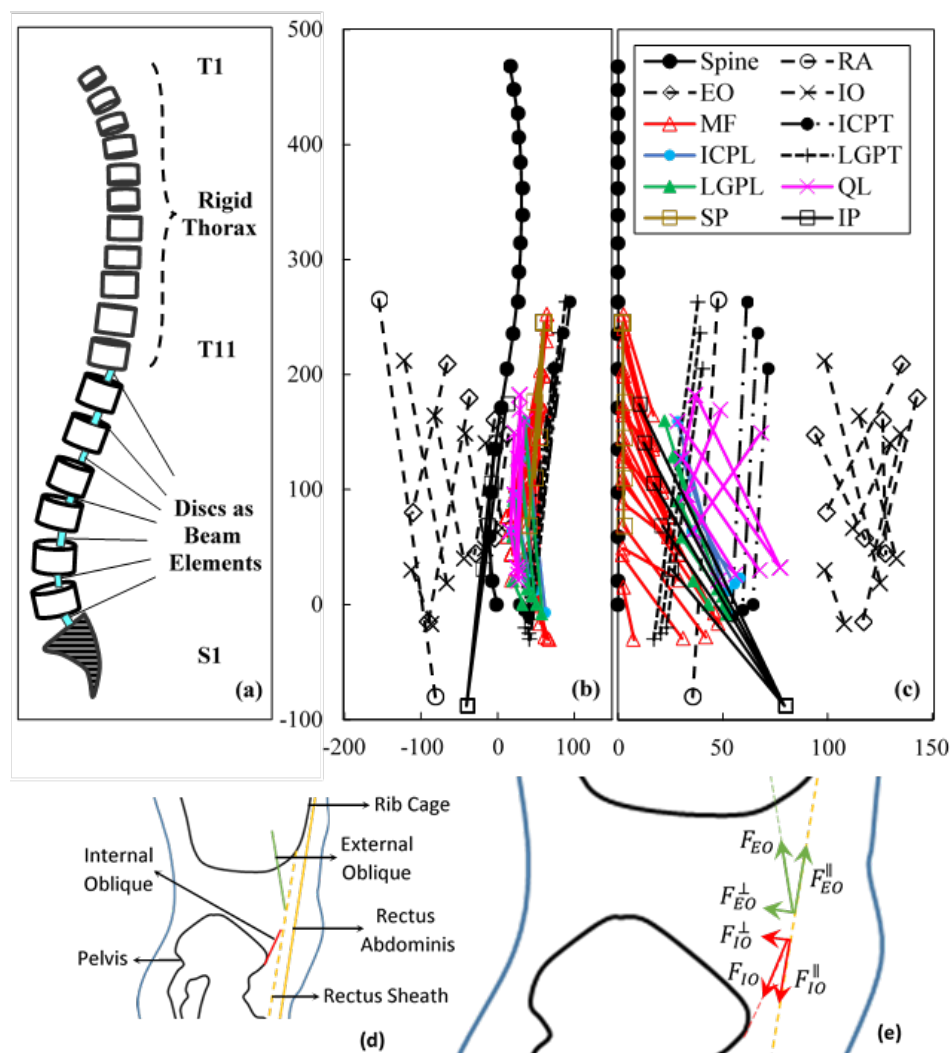


Figure 4-1. Modèle de la colonne thoracolombaire. Représentation schématique (a) du modèle d'éléments finis, (b) de l'architecture musculaire dans le plan sagittal, (c) de l'architecture musculaire dans le plan frontal, (d) de l'anatomie de l'enveloppe du rectus abdominis dans le plan sagittal, et (e) de l'interaction de l'enveloppe du rectus abdominis dans le plan sagittal. ICPT (Iliocostalis lumborum pars thoracic), LGPT (Longissimus thoracic pars thoracic), RA (Rectus Abdominis), EO (External oblique), IO (Internal oblique). MF (Multifidus), QL (Quadratus lumborum), IP (Iliopsoas), ICPL (iliocostalis lumborum pars lumborum) et longissimus thoracis pars LGPL (lumborum).

La méthode cinématique est une approche qui permet de calculer les forces musculaires ainsi que les forces de compression et de cisaillements à chaque niveau lombaire de la colonne vertébrale par une analyse d'éléments finis. Elle prend en considération à la fois les parties actives et passives de la colonne thoracolombaire (Kiefer *et al.*, 1997 et 1998; Shirazi-Adl *et al.*, 2002 et 2006; El-Rich *et al.*, 2004). Cette méthode permet d'évaluer en premier lieu les moments de réactions dans les segments lombaires (T12-S1) en appliquant les conditions cinématiques dans le modèle d'éléments finis décrit antérieurement. Les moments de réactions sont ensuite employés dans un autre module d'optimisation pour évaluer les forces musculaires à chaque niveau. Par la suite, ces dernières sont appliquées dans le modèle comme des charges externes additionnelles. Cette procédure est répétée jusqu'à la convergence.

La posture verticale debout initiale, sous l'effet seulement de la gravité, doit être établie comme condition de référence dans toutes les tâches. Les rotations prescrites à partir d'une configuration initiale non déformée ont été obtenues à partir d'une méthode d'optimisation (Shirazi-Adl *et al.*, 2002). Dans le cas d'une flexion avant, le rythme lombo-pelvien nécessaire pour déterminer la flexion lombaire totale a été estimé sur la base de mesures *in vivo* (Arjmand *et al.*, 2009; Arjmand *et al.*, 2010). Ensuite, la rotation totale sur T11-S1 a été répartie entre les vertèbres selon un pourcentage basé sur la littérature. En flexion latérale, les proportions de rotation pour T11-T12 jusqu'aux niveaux L5-S1 ont aussi été estimées selon un pourcentage basé sur la littérature.

Une mise à l'échelle du modèle (personnalisation) est nécessaire puisque les sujets participants à nos études ont des paramètres individuels différents, c.-à-d. le sexe, l'âge, le poids et la taille. Des principes biomécaniques en conjonction avec des équations de régression, dérivés de bases de données d'imagerie médicale (Anderson *et al.*, 2012; Shi *et al.*, 2014), ont été utilisés. Ainsi toutes les composantes du modèle cinématique ont été ajustées pour considérer les paramètres personnels du sujet (sexe, âge, poids et taille).

4.3 Performance du modèle

La performance du modèle a été étudiée sur un certain nombre de tâches dont le chargement lombaire ainsi que l'électromyographie (EMG) avaient été estimés lors d'études antérieures. Ainsi, les mesures de pressions intradiscales (**PID**) ont été obtenues à partir des données de Wilke *et al.*, (2001) lors de tâches simples réalisées par un sujet. Les mesures d'EMG ont été obtenues à partir des études de Arjmand *et al.*, (2010) et El Ouaid *et al.*, (2013b) dont les participants avaient pour tâches des activités de manutention ou encore des efforts de contractions musculaires volontaires maximales (**CVM**).

4.4 Résultats principaux

Dans une tâche de flexion avant à intervalle de 10 degrés, l'EMG estimée des muscles globaux longissimus et iliocostalis suivent des tendances similaires aux signaux EMG mesurés (Figure 4-2a) (Arjmand *et al.*, 2010) et exposent le phénomène de flexion-relaxation. La baisse substantielle de la contribution des forces actives suit l'augmentation des forces passives de ces muscles extenseurs alors que la flexion du tronc atteint son maximum de 107 degrés (Figure 4-2b). Pour les tâches simulées, le coefficient de corrélation et l'erreur quadratique moyenne (RMS) entre les valeurs PID mesurées (Wilke *et al.*, 2001) et celles estimées

(Figure 4-3) sont respectivement de 0,984 et 0,14 MPa. Ces résultats sont très satisfaisants en termes de prédiction des PID tant au niveau de l'amplitude qu'au niveau du patron des valeurs.

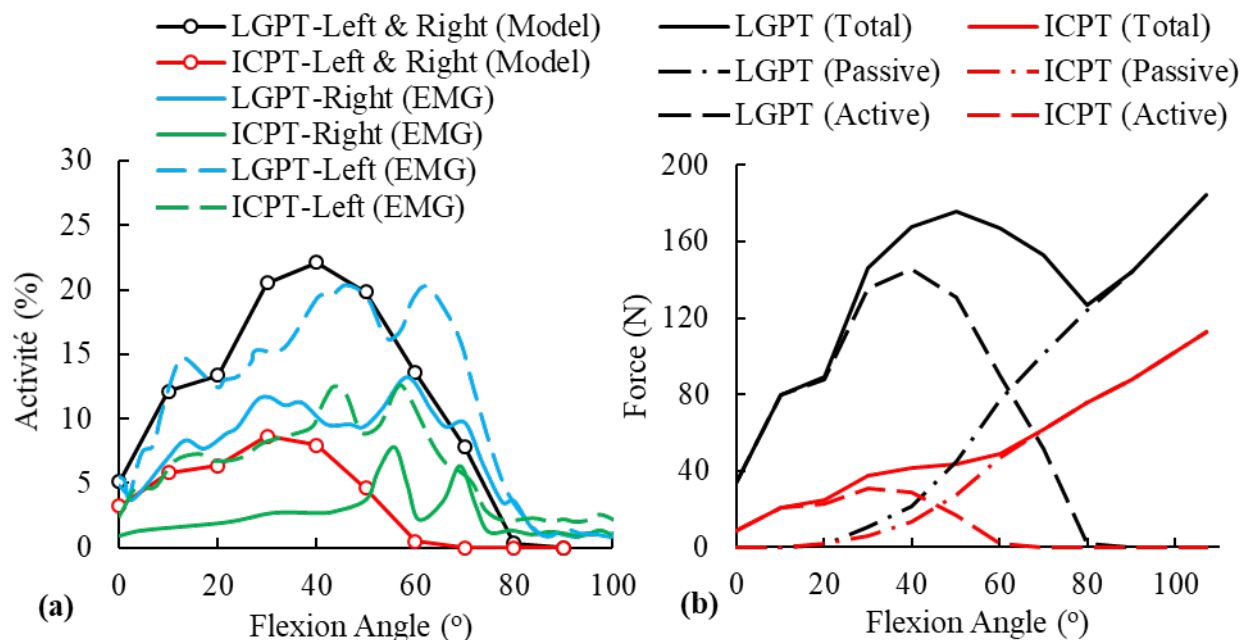


Figure 4-2. Comparaison entre les activités musculaires estimées et mesurées a) Comparaison entre les activités musculaires estimées des muscles thoraciques pars longissimus droit et gauche (LGPT) et iliocostalis pars thoracique (ICPT) avec les signaux EMG mesurés (Arjmand *et al.*, 2010); b) forces passive, active et totale calculées des ICPT et LGPT pendant la flexion avant. Paramètres du modèle ajustés sur un sujet : sexe = homme, âge = 52 ans, Poids = 68,4 kg et Taille = 174,5 cm.

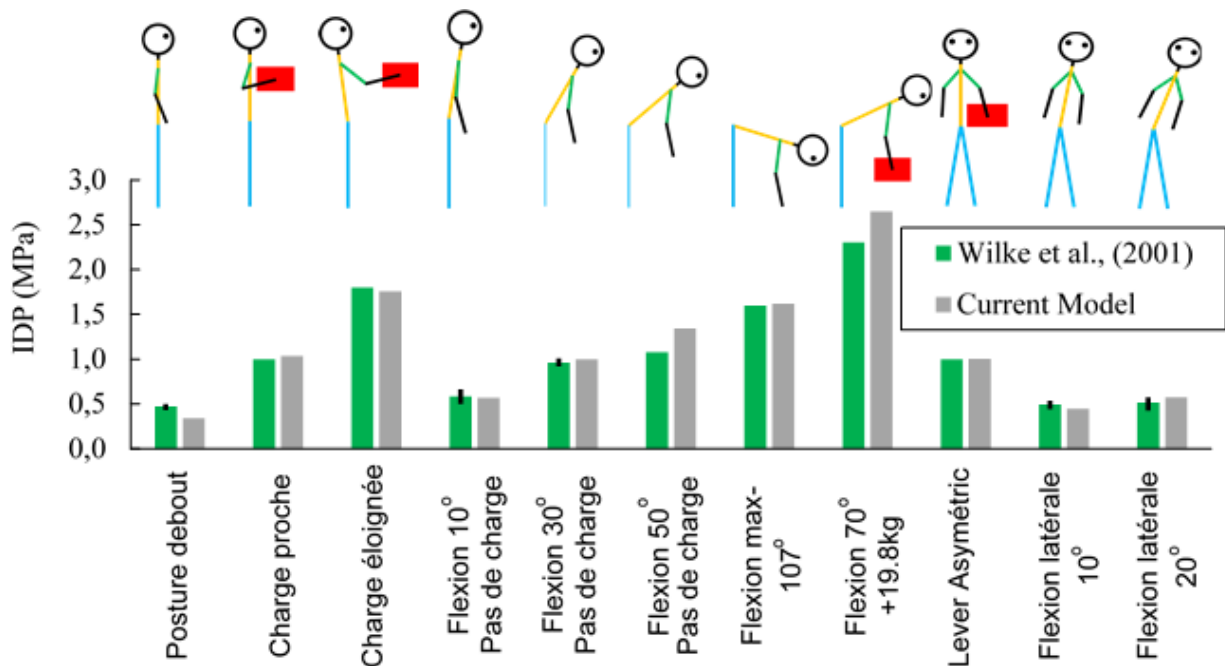


Figure 4-3. Pressions intradiscales mesurées par rapport à celles calculées du modèle au niveau L4-L5; le modèle est personnalisé ici pour correspondre aux paramètres personnels du sujet ayant participé à l'étude *in vivo* de Wilke et al (2001) : sexe = homme, âge = 45 ans, Poids = 72 kg et Taille = 173,9 cm.

On constate une bonne concordance dans les tâches des CVM en extension sous les 242 Nm (Figure 4-4a) et en flexion sous les 151 Nm (Figure 4-4b) en comparant les estimations du modèle (personnalisées en fonction des paramètres de 12 sujets) avec la moyenne des EMG enregistrés chez 12 sujets masculins (âge, poids et taille moyen de 25 ans, 73 kg et 177 cm) pour les muscles superficiels du dos et les muscles abdominaux (El Ouaaid *et al.*, 2013b).

L'effet d'intégrer les paramètres personnalisés des sujets dans les résultats de travaux antérieurs (Arjmand *et al.*, 2010; El Ouaaid *et al.*, 2013b; Ng *et al.*, 2002; Wilke *et al.*, 2001) et d'évaluer leur impact sur les forces de compression et de cisaillement au niveau L4-L5 est présenté à la Figure 4-5 lors d'une tâche de flexion avant. Malgré des différences intersujets relativement faibles, en particulier pour le poids (68-73 kg) et la taille (1,75-1,80 m), des écarts relativement importants ont été observés pour des angles de flexion élevés, atteignant des différences maximales de 21 % en compression et de 30 % en cisaillement.

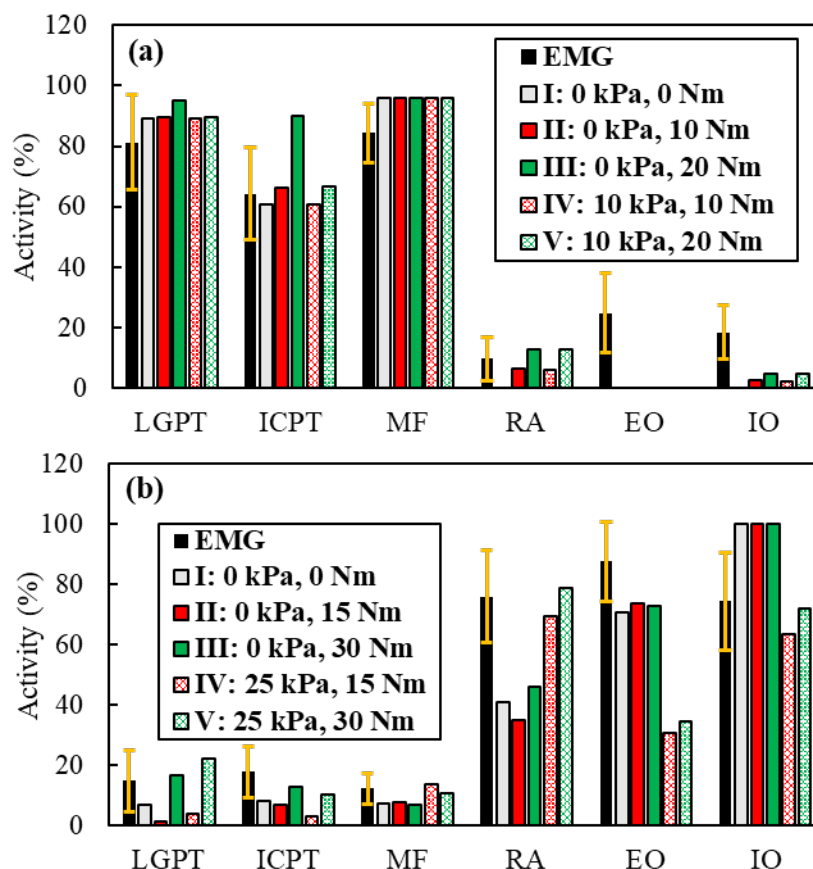


Figure 4-4. Activités musculaires estimées lors des tâches MVE :
 (a) sous l'effet d'un moment d'extension de 242 Nm (moyenne de 12 sujets) pour différentes valeurs de pression intra-abdominale (PIA) (0 et 10 kPa) et de moments antagonistes (0, 10 et 20 Nm), (b) sous l'effet d'un moment de flexion de 151 Nm (moyenne de 12 sujets) pour différentes valeurs de PIA (0 et 25 kPa) et de moments antagonistes (0, 15 et 30 Nm), Paramètres du modèle ajustés sur la moyenne des sujets : sexe = homme, âge = 25 ans, Poids = 73 kg et Taille = 177,7 cm.

4.5 Discussion

Cette étude visait principalement à améliorer et personnaliser de façon majeure un modèle musculosquelettique du tronc existant. Le segment T11-T12 a été ajouté en tant que corps déformable, l'architecture des muscles du tronc a été mise à jour avec l'addition de plusieurs fascicules musculaires et une nouvelle méthode de mise à l'échelle a été incorporée pour personnaliser le modèle en fonction du sexe, de l'âge, du poids et de la taille. Ce cadre de mise à l'échelle modifie la géométrie des muscles (c.-à-d. la longueur, la surface et les bras de levier), les structures osseuses et les propriétés articulaires passives.

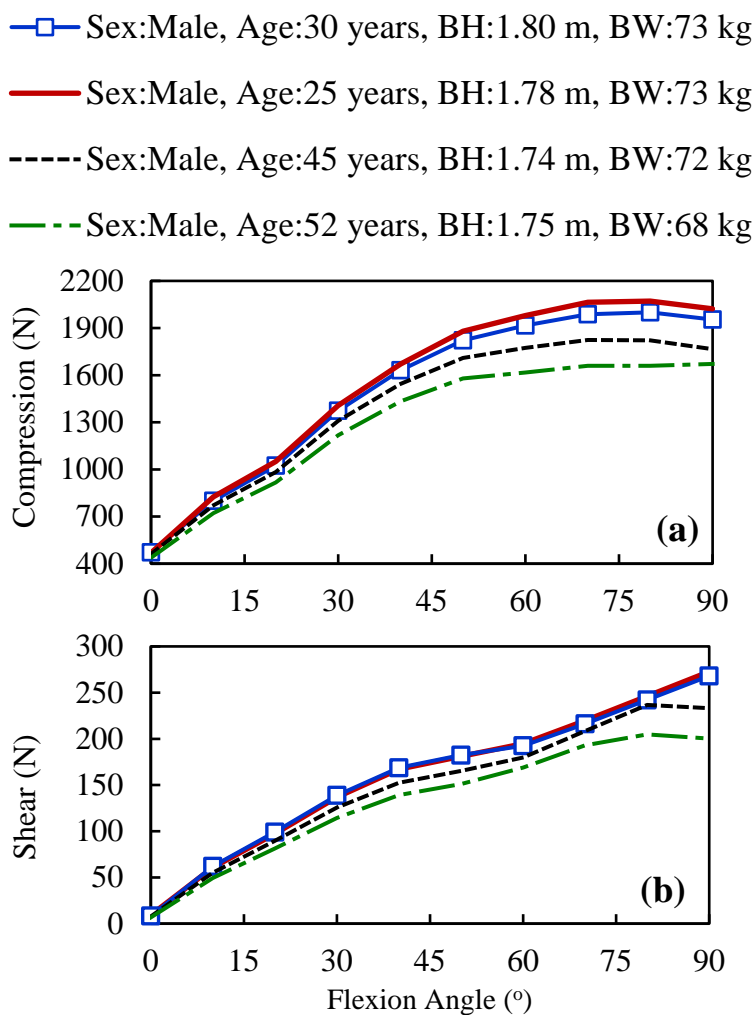


Figure 4-5. Prédiction des forces (a) de compression et (b) de cisaillement au niveau du disque L4-L5 pour 4 paramètres personnels différents.

La validation des prédictions du modèle a été effectuée dans le cadre de nombreuses tâches pour lesquelles le PID était disponible ou encore lorsque des EMG de surface ont été recueillis dans des études antérieures. De plus, on a tenu compte de postures de flexion avant, d'une part, et des tâches MVE, d'autre part, pour étudier le rôle des composantes passives et actives du modèle sous diverses conditions de charges et mouvements. Dans l'ensemble, les résultats du modèle amélioré sont satisfaisants tant dans les PID que dans les activités musculaires estimées avec les mesures *in vivo* correspondantes (Arjmand *et al.*, 2010; El Ouaid *et al.*, 2013b; Ng *et al.*, 2002; Wilke *et al.*, 2001). Enfin, dans le cadre d'une étude préliminaire visant à étudier les effets du sexe, de l'âge, du poids et de la taille sur le chargement lombaire, des différences relativement importantes ont été observées malgré des différences intersujets relativement faibles.

Dans ce type d'études, les limites sont nombreuses tant par le fait que la modélisation du tronc est extrêmement complexe que par le fait que les différences entre les individus sont considérablement variées. La mise à jour du modèle ainsi que la considération des facteurs personnalisés (sexe, âge, poids et taille) s'est effectuée à partir des connaissances actuelles, souvent étendues, mais également faibles dans certains cas (comme l'âge). À l'occasion, des hypothèses simplificatrices sont nécessaires pour parvenir à des solutions qui toutefois peuvent générer des résultats douteux. Par conséquent, plus la tâche étudiée est complexe, plus le modèle approprié doit être adapté en fonction de cette complexité, toutefois un certain recul est nécessaire dans l'analyse des résultats pour tenir compte des limites des connaissances.

En conclusion, le modèle MS amélioré a démontré sa validité sur plusieurs conditions expérimentales et son application, en tenant compte des différences individuelles, devrait permettre de mieux évaluer le chargement lombaire de travailleurs dans des tâches complexes de manutention.

4.6 Addendum

Un article plus fondamental traitant de certains paramètres du modèle musculosquelettique du tronc a été publié par la suite :

Référence :

Ghezelbash, F., Eskandari, A.H., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2018b). Effects of motion segment simulation and joint positioning on spinal loads in trunk musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, 70, 149-156.

Comme ce sujet s'adresse plus particulièrement aux spécialistes de la modélisation, nous ne ferons qu'un simple résumé ici. Pour les personnes intéressées, consultez l'article directement sur le site de l'IRSST.

Résumé : Les modèles musculosquelettiques (MS) représentent les segments vertébraux de la colonne vertébrale par des joints sphériques/poutres ayant des propriétés linéaires/non linéaires placées à divers endroits. La fidélité de ces modèles simplifiés a été étudiée pour prédire la cinématique de la colonne ligamentaire en comparaison avec un modèle détaillé par éléments finis (EF). En utilisant les modèles simplifiés sur différentes positions des joints dans un modèle MS du tronc spécifique au sujet, les forces vertébrales ont été estimées lors d'une flexion avant et les résultats comparés aux mesures de pression intradiscale d'une étude antérieure. Par rapport au modèle EF détaillé, les modèles à poutre linéarisée et à joint sphérique n'ont pas réussi à reproduire la cinématique tandis que le modèle à poutre non linéaire (avec des décalages de position de 2 à +4 mm) a montré une performance satisfaisante. Dans les modèles MS sans charge manuelle, l'élimination des ressorts rotatifs, la linéarisation des propriétés passives et le déplacement des joints vers l'arrière de 4 mm ont augmenté les forces de compression (32 %, 17 % et 11 % respectivement) et de cisaillement (63 %, 26 % et 15 %). Le déplacement postérieur des joints de poutre et des joints sphériques a augmenté les forces actives des muscles extenseurs, mais a fait chuter leurs composantes de force passive, ce qui a retardé le phénomène de relaxation en flexion et réduit l'activité antagoniste dans les muscles abdominaux. Dans l'ensemble et dans les tâches symétriques, les poutres déformables aux propriétés non linéaires

sont les plus performantes, suivies par les joints sphériques aux ressorts rotatifs non linéaires. L'utilisation de ressorts rotatifs linéaires ou de poutres linéaires n'est valable que pour de petits angles de flexion ($< 30^\circ$) et sous de faibles charges externes. Les articulations doivent être placées à mi-hauteur du disque entre 2 et +4 mm postérieur du centre géométrique du disque et les propriétés passives (rigidités des articulations) ne doivent pas être négligées.

5. ARTICLE 2 :

EFFECTS OF SEX, AGE, BODY HEIGHT AND BODY WEIGHT ON SPINAL LOADS: SENSITIVITY ANALYSES IN A SUBJECT-SPECIFIC TRUNK MUSCULOSKELETAL MODEL

Référence :

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z., Plamondon, A. et Meakin, J. R. (2016). Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics* 49(14), 3492-3501.

5.1 Introduction

Le chapitre précédent a présenté une mise à niveau du modèle musculosquelettique (MS) du tronc guidé par la cinématique. Aussi un algorithme de mise à l'échelle a permis d'ajuster l'architecture musculaire (les bras de levier des muscles et les aires transverses), la géométrie et les propriétés passives ligamentaires de la colonne vertébrale ainsi que la charge gravitationnelle, le tout en fonction du sexe, de l'âge, du poids et de la taille des sujets. Des tests préliminaires ont permis de constater que les différences individuelles pouvaient affecter le chargement lombaire. Notre objectif est donc d'étudier de manière approfondie les effets de l'âge, du sexe, du poids et de la taille sur le chargement au dos. Pour tenir compte adéquatement des personnes obèses et en surpoids, nous avons d'abord mis au point une nouvelle technique pour estimer la distribution du poids segmentaire le long du tronc (T1 à L5) au fur et à mesure que le poids corporel se modifie. De plus, à l'aide du modèle MS du tronc et d'une cinématique du rachis adaptée en fonction de l'âge et du sexe (Pries *et al.*, 2015), la sensibilité du chargement lombaire a été évaluée sous l'effet de 4 facteurs indépendants (l'âge, le sexe, le poids et la taille) pour cinq tâches sagittales symétriques. Conformément à des études antérieures, nous émettons l'hypothèse que les charges vertébrales sont beaucoup plus sensibles aux variations du poids que celle du sexe, de l'âge et de la taille.

5.2 Méthode

Le modèle MS du tronc mis à jour dans le chapitre précédent a été utilisé pour cette étude de sensibilité. La distribution des poids segmentaires a été définie en fonction de l'indice de masse corporelle (IMC). Pour un IMC inférieur à 25 kg/m², le poids du tronc (tête, bras et tronc) a été distribué sur la base de données tirées de la littérature (De Leva 1996; Pearsall 1994). Cependant, pour un IMC > 25 kg/m², une nouvelle approche a été mise au point (voir article complet de ce chapitre- Ghezelbash *et al.*, 2016), puisque les données existantes, recueillies sur les personnes maigres, ne peuvent être pas appliquées aux personnes obèses et en surpoids.

Une analyse factorielle complète sous l'effet de 4 variables indépendantes (2 sexes × 3 âges × 3 tailles × 5 poids = 90 conditions, Tableau 5.1) a été réalisée. Cinq tâches symétriques dans le plan sagittal ont servi à simuler les 90 conditions de l'analyse. (au total 450 simulations) soit : 1) sujet en position debout droite avec une charge de kg dans les mains; 2 et 3) flexions du tronc

à 20 et à 50 degrés sans charge; 4) flexions à 20 degrés avec 10 kg dans les mains et 5) flexions à 50 degrés avec 5 kg dans les mains.

Les effets principaux ont été observés au moyen de graphiques et des analyses de variance (ANOVA) ont été effectuées pour déterminer l'importance relative des 4 variables indépendantes (Dar *et al.*, 2002; Meakin *et al.*, 2003). Chaque variable dépendante (forces de cisaillement et de compression aux niveaux L4-L5 et L5-S1) a été considérée séparément, les interactions étant négligées (modèle à ordre réduit).

Tableau 5.1. Les niveaux des 4 variables indépendantes de l'analyse factorielle

<i>Facteur</i>	<i>Unité</i>	<i>Niveaux</i>
Sexe	-	Femme – Homme
Age	Année	35 – 47.5 – 60
Taille	cm	150 – 170 – 190
Poids	kg	55 – 71.25 – 87.5 – 103.75 – 120

5.3 Résultats

Des changements au niveau du sexe, du poids, et de la taille affectent le chargement lombaire. Une augmentation du poids de 55 à 120 kg double presque les forces de compression aux niveaux L4-L5 et L5-S1 (Figure 5-1). D'après les résultats de toutes les simulations et pour des paramètres identiques (en termes de poids, taille et âge), les femmes subissent des charges légèrement plus importantes (~ 4,7 % en compression et ~ 8,7 % en cisaillement) que les hommes. Sans une charge aux mains, le chargement lombaire (normalisé par le poids du corps) augmente avec le poids (Figure 5-2). Toutefois, ces tendances s'inversent lorsqu'une charge est ajoutée aux mains (Figure 5-2). Les charges vertébrales (normalisées par la taille) diminuent linéairement avec la taille pour toutes les conditions de charge (Figure 5-3), à l'exception du poids le plus élevé pour la plus petite taille.

Les analyses statistiques confirment les observations graphiques. Les courbes des effets principaux (pour toutes les analyses, Figure 5-4) révèlent que les charges vertébrales à L5-S1 augmentent presque proportionnellement avec le poids du corps. Pour un âge, un poids et une taille identique, les hommes ont des charges vertébrales moins élevées que les femmes avec de plus grandes différences en cisaillement qu'en compression. La taille et l'âge, d'autre part, n'affectent pas considérablement les charges vertébrales. Des tendances similaires ont été obtenues pour les charges lombaires au niveau du disque L4-L5. D'après les analyses de variance (Tableau 5.2), le poids du corps (~ 98,9 % pour la compression et 96,1 % pour le cisaillement) est la variable indépendante qui explique le plus de variances, tandis que le sexe (~ 0,7 % pour la compression et 2,1 % pour le cisaillement), la taille (~ 0,4 % pour la compression et 1,5 % pour le cisaillement) et l'âge (< 5,4 %) n'expliquent qu'une partie faible de la variance des forces vertébrales.

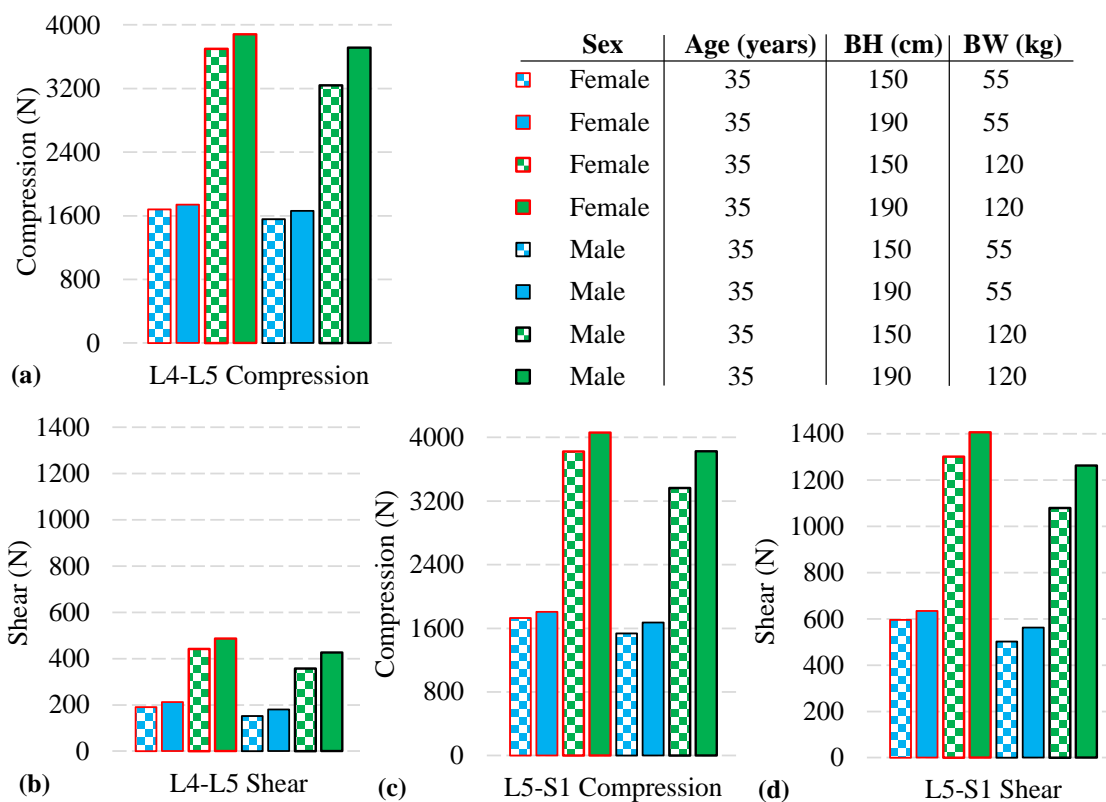


Figure 5-1. Forces de cisaillement et de compression aux niveaux L4-L5 et L5-S1 avec une charge de 5 kg aux mains lors d'une flexion du tronc de 50 ° pour différents sujets de 35 ans.

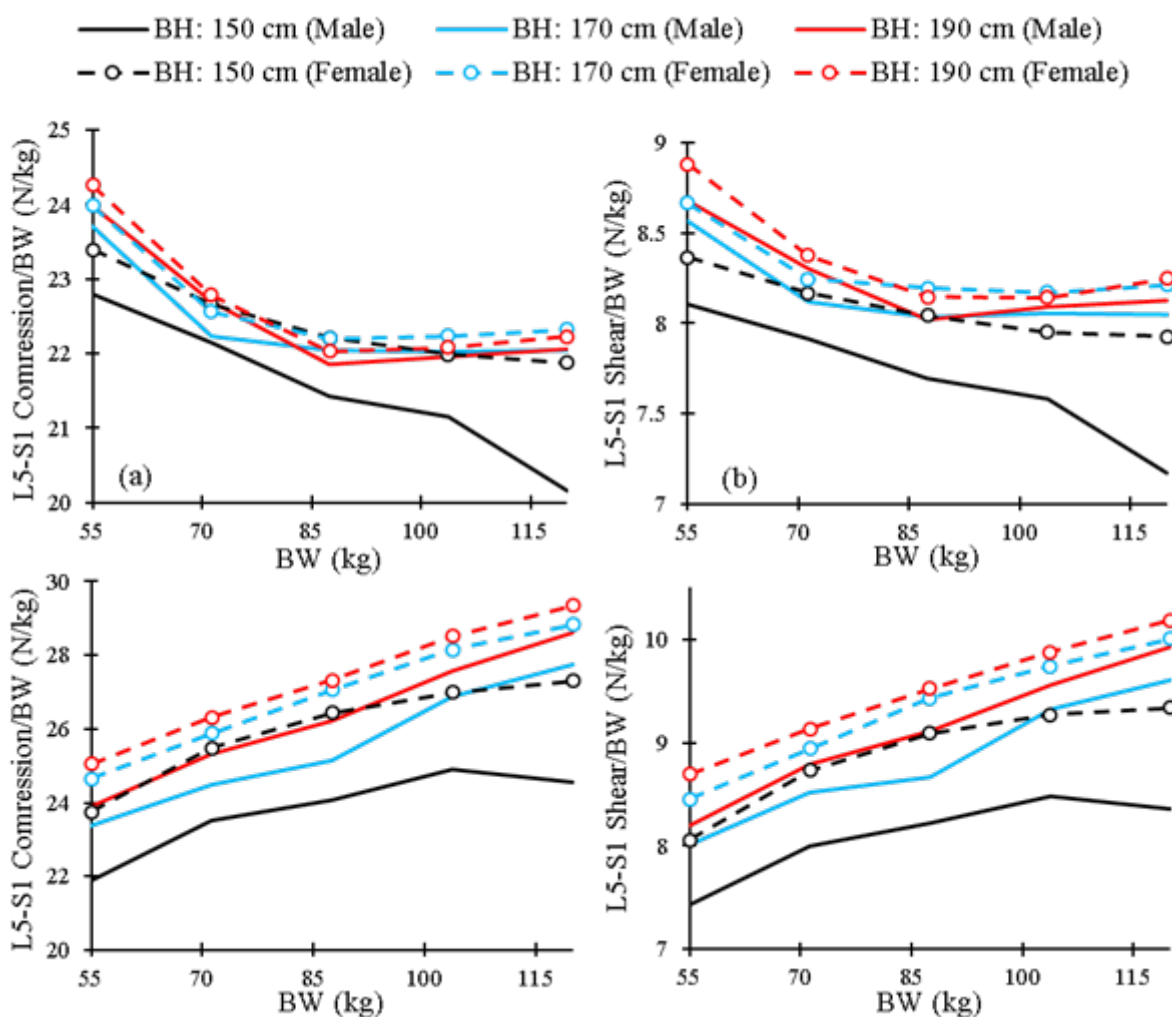


Figure 5-2. Forces de compression (gauche) et de cisaillement (droite) à L5/S1, normalisées par le poids corporel, pour 3 tailles différentes et pour le sexe sous (a, b) une flexion de 20 ° avec 10 kg de charge aux mains et (c, d) une flexion de 50 ° sans charge externe. L'âge = 47,5 ans.

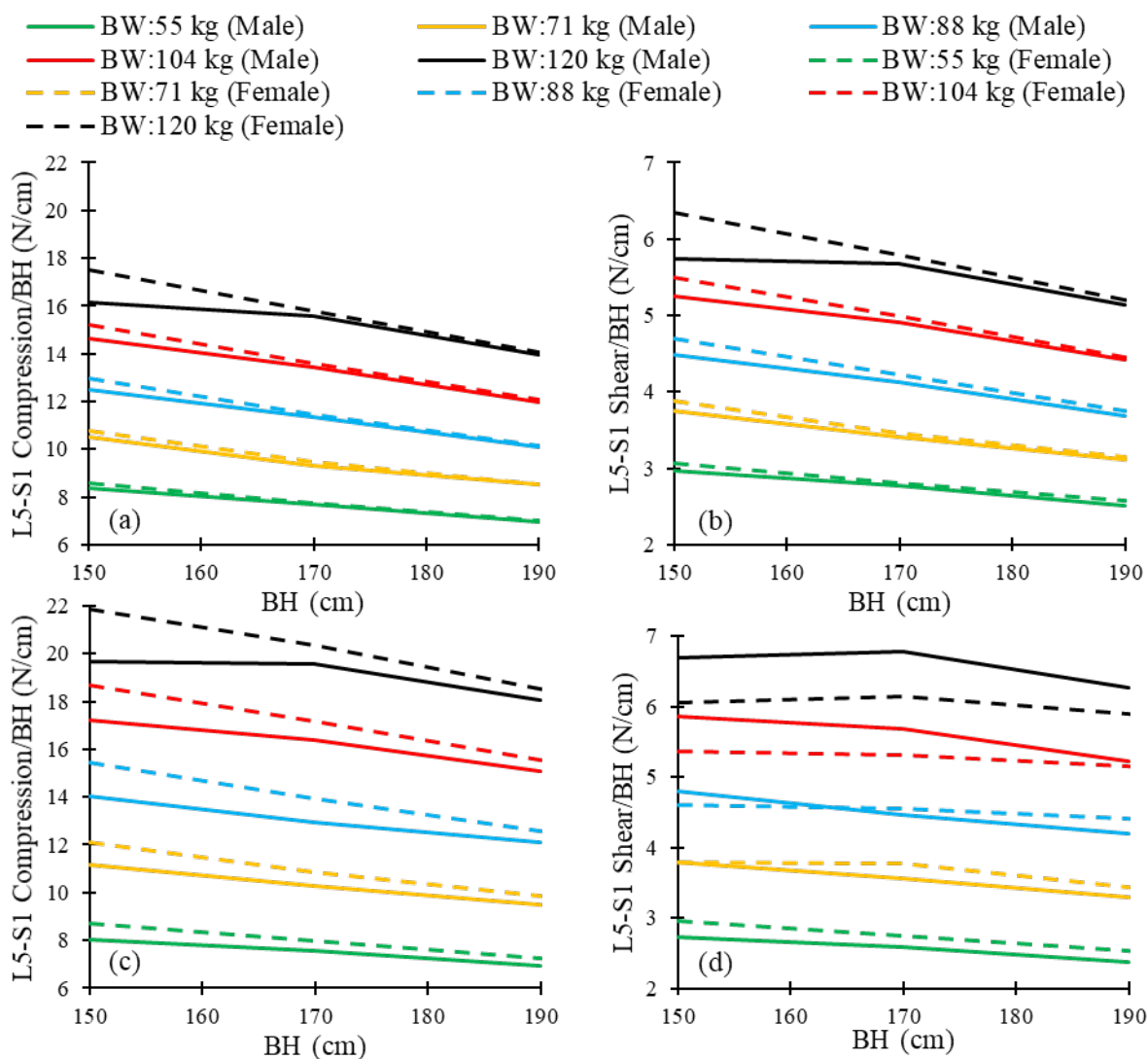


Figure 5-3. Forces de compression (gauche) et de cisaillement (droite) à L5-S1, normalisées en fonction de la taille pour 5 grandeurs de poids différentes et pour le sexe sous (a, b) une flexion 20 ° avec une charge de 10 kg, et (c, d) flexion 50 ° sans charge. L'âge = 47,5 ans.

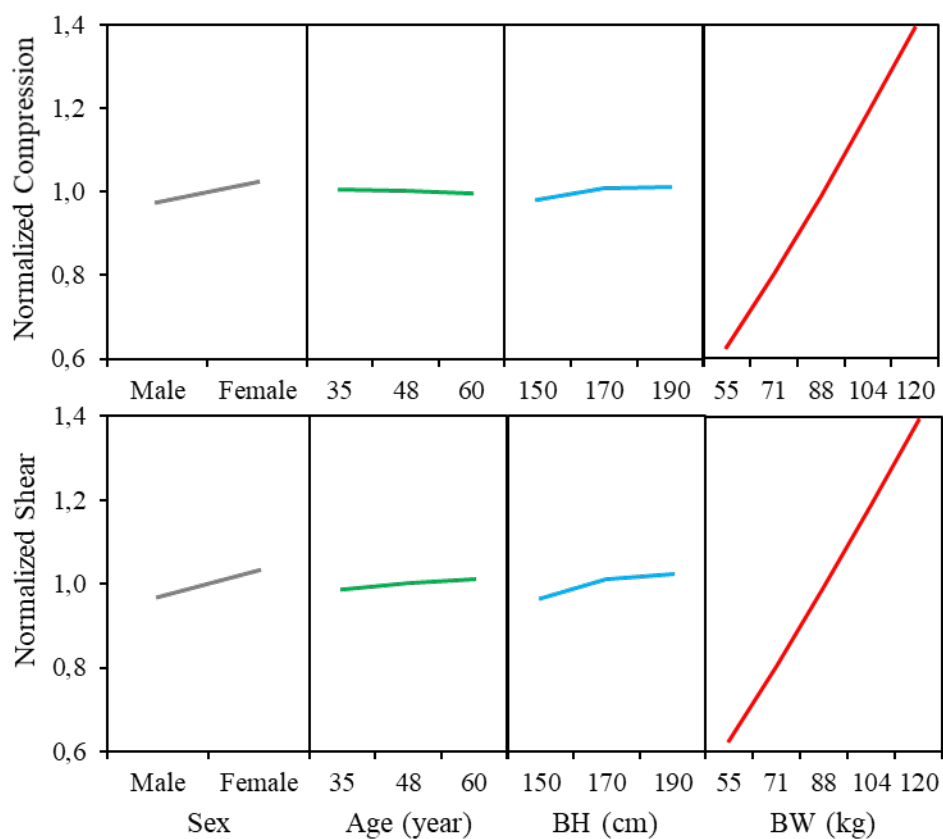


Figure 5-4. Effet principal des forces de compression (en haut) et de cisaillement (en bas) à L5-S1 pour toutes les simulations normalisées aux valeurs moyennes de chaque tâche.

Tableau 5.2. Contribution (%) de chaque facteur pour diverses tâches simulées

<i>Tâche</i>	<i>Réponses</i>	<i>Sexe</i>	<i>Age</i>	<i>Taille</i>	<i>Poids</i>
Debout avec 5 kg	L4-L5 Compression	0.2	0.3	0.4	99.2
	L5-S1 Compression	0.2	0.3	0.5	98.9
	L4-L5 Cisaillement	13.6	5.4	32.0	49.0
	L5-S1 Cisaillement	0.5	0.4	0.0	99.1
Flexion à 20 ° sans charge	L4-L5 Compression	0.2	0.0	0.0	99.8
	L5-S1 Compression	0.6	0.0	0.1	99.2
	L4-L5 Cisaillement	4.3	0.3	3.4	92.0
	L5-S1 Cisaillement	1.1	0.1	0.5	98.3
Flexion à 50 ° sans charge	L4-L5 Compression	0.1	0.0	0.1	99.7
	L5-S1 Compression	0.5	0.0	0.3	99.2
	L4-L5 Cisaillement	4.3	0.4	4.4	91.0
	L5-S1 Cisaillement	1.0	0.1	0.9	98.0
Flexion à 20 ° avec 10 kg	L4-L5 Compression	0.9	0.0	0.8	98.3
	L5-S1 Compression	1.5	0.0	1.0	97.5
	L4-L5 Cisaillement	3.7	0.8	2.2	93.2
	L5-S1 Cisaillement	2.4	0.6	1.5	95.5
Flexion à 50 ° avec 5 kg	L4-L5 Compression	0.7	0.1	0.9	98.3
	L5-S1 Compression	1.3	0.0	1.2	97.4
	L4-L5 Cisaillement	3.7	0.9	2.6	92.8
	L5-S1 Cisaillement	2.2	0.6	1.8	95.4
Toutes les tâches	L4-L5 Compression	0.5	0.0	0.3	99.2
	L5-S1 Compression	1.0	0.0	0.5	98.5
	L4-L5 Cisaillement	4.1	0.6	3.2	92.2
	L5-S1 Cisaillement	1.6	0.2	1.1	97.1
L'ensemble	Compression	0.7	0.0	0.4	98.9
	Cisaillement	2.1	0.3	1.5	96.1

5.4 Discussion

Cette recherche a permis, à l'aide d'un modèle MS du tronc spécifique au sujet, d'étudier les effets de l'âge, du sexe, de la taille et du poids corporel sur le chargement lombaire. Toutefois, les résultats ne sont pas exempts d'erreurs. Par exemple, le modèle n'a pas convergé pour les femmes de grandes tailles, plus âgées et obèses, ayant une charge dans les mains (≥ 5 kg) à des angles de flexion élevée ($\geq 70^\circ$) parce que, contrairement au chargement lombaire, la contribution de la taille sur le moment de force induite n'était pas négligeable, et les muscles des femmes n'ont pas pu compenser le moment de force requis au dos. Autre exemple, seules les tâches à symétrie sagittale ont été simulées ici. La sensibilité des estimations (de charges) aux facteurs personnalisés peut changer lors de tâches asymétriques, bien que les conclusions devraient probablement demeurer inchangées. Des changements dans l'angle de cyphose thoracique ou des altérations dans la lordose initiale (Meakin *et al.*, 2008a) pourraient aussi influencer les résultats. Par conséquent, une certaine prudence dans l'analyse des résultats est toujours de mise.

Effet de l'âge : Aucune étude n'a étudié les effets d'âge en utilisant un modèle musculosquelettique détaillé du tronc. Les études existantes sur le sujet (Boocock *et al.*, 2015; Shojaei *et al.*, 2016; Song et Qu 2014) ont utilisé des modèles simples à chaînons. Contrairement à nos résultats, Shojaei *et al.*, (2016) ont signalé une force de cisaillement significativement plus faible à L5-S1 chez les jeunes participants. Toutefois, l'utilisation d'un modèle dynamique à chaînons sans considération aux nombreux détails nécessaires (architecture des muscles, structure passive, etc.) à une analyse de tâche complexe (asymétrie de posture) pourrait conduire à des résultats différents.

Effet du sexe : Marras *et al.*, (2003;1995) ont estimé un chargement lombaire moins élevé chez les femmes par rapport aux hommes. Toutefois, les hommes étaient, en moyenne, plus lourds et plus grands que les femmes. Ces différences entre le poids et la taille des groupes ainsi que l'utilisation d'un modèle EMG moins avancé sans algorithme de mise à l'échelle (Dreischarf *et al.*, 2016b) ont pu jouer un rôle dans les estimations plus faibles des charges vertébrales chez les femmes. En accord avec nos résultats, Shojaei et al (2016) ont calculé des forces de cisaillement plus importantes (~ 6 %) chez les femmes.

Effet du poids et de la taille : Conformément à nos résultats, Hajhosseinali *et al.*, (2015) et Han *et al.*, (2013b) ont constaté que le poids corporel a un impact majeur sur les charges vertébrales. Aussi, les personnes obèses souffrent davantage d'un affaissement de la colonne vertébrale (Yar 2008). En plus, Han *et al.*, (2013b) confirment que la taille a un effet moindre sur les charges vertébrales.

Des facteurs spécifiques reliés au sujet affectent les charges vertébrales. Par exemple, dans un cas où tous les sujets sont d'âge, de poids et de taille identiques, les femmes subissent des charges plus importantes en raison du bras de levier du moment musculaire au dos plus petit et des contributions articulaires passives (Tableau 5.3). Les résultats indiquent aussi que les changements dus à l'âge influencent à peine les charges vertébrales qui pourraient être causées au rythme lombo-pelvien et aux contributions passives/bras de levier du moment musculaire (Tableau 5.3). En augmentant les moments externes, le poids corporel influence de façon marquée les charges vertébrales, tandis que l'augmentation des moments externes due à la taille

est presque compensée par les bras de levier du moment musculaire plus grands et les contributions articulaires passives (Tableau 5.3).

Tableau 5.3. Effets des changements des paramètres personnels (sexe, âge, poids et taille) sur les paramètres du modèle

<i>Paramètre</i>	<i>Propriétés passives articulaires</i>	<i>Bras de levier du moment musculaire</i>	<i>Ratio Lumbopelvic</i>	<i>Moment Externe</i>
Sexe*	↘	↘	↘ or ↗	No Change
Age↗	↗	↗	↘	No Change
Taille↗	↗ [‡]	↗	No Change	↗
Poids↗	↗	↗	No Change	↗

↗: Augmentation

↘: Diminution

* : Homme → femme

‡ : ↗ taille augmente les propriétés passives lorsque l'IMC est maintenu constant.

En l'absence de charge dans les mains, le chargement vertébral normalisé (en regard du poids corporel) augmente davantage avec le poids chez les deux sexes et en particulier chez les hommes et les femmes ayant un poids corporel supérieur (Figure 5-2). Cela met en évidence le rôle crucial du poids corporel dans l'augmentation des charges vertébrales, en particulier chez les personnes obèses. Elle démontre également l'augmentation exponentielle des charges vertébrales avec le poids corporel. Cette tendance disparaît toutefois dans les conditions où une charge est supportée dans les mains (Figure 5-2) et dans lesquelles les diminutions sont plus importantes lorsque cette charge est plus élevée, ce qui indique l'effet majeur des charges externes sur le chargement vertébral.

Les charges vertébrales excessives sont reconnues comme un facteur de risque pour les troubles au dos (Bovenzi *et al.*, 2015; Coenen *et al.*, 2013; Marras *et al.*, 1995) et de dégénérescence discale (Adams *et al.*, 2000; Rannou *et al.*, 2004; Stokes et Latridis 2004). Par conséquent, des poids corporels plus élevés qui entraînent des charges vertébrales plus importantes ainsi qu'une accumulation de graisse au niveau du tronc peuvent prédisposer les individus à un risque plus élevé de troubles du dos. Aussi les femmes supportent des charges vertébrales légèrement plus élevées (d'âge, de poids et de taille identiques aux hommes) et combinées à d'autres facteurs de risque (p. ex. : facteurs psychologiques, capacité physique, différents postes de travail (Bielby et Baron 1986)), elles pourraient jouer un rôle dans la prévalence accrue des lombalgies chez les femmes indiquées dans certaines études (DePalma *et al.* 2012; Schneider *et al.*, 2006). Bien que les résultats actuels suggèrent que l'âge (entre 35 et 60 ans) n'affecte pas les charges vertébrales, le vieillissement pourrait réduire le seuil de tolérance aux lésions des disques intervertébraux et rendre plus vulnérables les personnes âgées aux lésions (Adams *et al.*, 2015; Adams et Roughley 2006).

Conclusion : L'effet sur le chargement lombaire de divers facteurs personnels dont l'âge, le sexe, le poids et la taille ont été étudiés sur une série de tâches. Les variations de poids corporel ont la plus grande influence sur les charges vertébrales, suivies par celles du sexe, de la taille et de l'âge. Sans charge dans les mains, le taux d'augmentation des charges vertébrales dépasse celui du poids corporel, ce qui met en évidence l'augmentation exponentielle des charges vertébrales et donc du risque de blessure avec le poids corporel, surtout chez les personnes obèses. Pour

des groupes d'âge, de poids et de taille identiques, les charges vertébrales sont légèrement plus importantes (~ 4,7 % en compression et ~ 8,7 % en cisaillement) chez les femmes que chez les hommes.

5.5 Addendum

Un article plus spécifique traitant des effets de l'obésité sur le chargement lombaire a été publié par la suite :

Référence :

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Arjmand, N. et Parnianpour, M. (2017). Obesity and obesity shape markedly influence spine biomechanics: A subject-specific risk assessment model. *Annals of Biomedical Engineering*, 45 (10), 2373- 2382.

Comme cet objectif n'était pas inscrit au projet, nous ne ferons qu'un simple résumé, mais pour de plus amples informations, consultez directement l'article sur le site de l'IRSST.

Résumé : Les mécanismes de la douleur au dos liés à l'obésité demeurent inexplorés. L'objectif de cette étude était d'étudier l'effet de l'obésité sur le chargement lombaire et les risques de blessures au dos. Différentes morphologies d'obèses ont d'abord été déterminées par une analyse par composantes principales (PCA) basée sur 5 852 personnes obèses. Les charges vertébrales, le nombre de répétitions (cycles) jusqu'à la fracture vertébrale et la stabilité du tronc ont été estimés au moyen d'un modèle musculosquelettique du tronc spécifique au sujet. Trois formes d'obésité (en fonction de la circonférence abdominale) de trois poids corporels différents (86, 98 et 109 kg) ont été analysées. Un supplément de poids corporel de 12 kg augmentait les charges vertébrales d'environ 11,8 %. Une taille de circonférence élevée (pour des obèses de poids identiques) a augmenté les forces sur colonne vertébrale d'environ 20 kg de poids corporel supplémentaire et le risque de fracture vertébrale de 3 à 7 fois, par rapport aux obèses de taille plus petite. Un poids plus élevé, une flexion avant et une charge dans les mains ont augmenté la marge de stabilité du tronc. Le chargement lombaire s'accroît de façon marquée avec le poids corporel, surtout avec une circonférence abdominale élevée de la taille. Le risque de fracture de fatigue vertébrale augmente également de façon substantielle à des circonférences de taille plus grandes, mais pas aux plus petites. En somme, l'obésité et ses différentes formes doivent être prises en compte sur le chargement lombaire.

6. ARTICLE 3 :

TRUNK MUSCULOSKELETAL RESPONSE IN MAXIMUM VOLUNTARY EXERTIONS : A COMBINED MEASUREMENT- MODELING INVESTIGATION

Référence :

Ghezelbash, F., El Ouaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2018a). Trunk musculoskeletal response in maximum voluntary exertions: A combined measurement-modeling investigation. *Journal of Biomechanics*, 70, 124-133.

6.1 Introduction

Les tâches de contractions musculaires volontaires maximales (CVM) quantifient la force du tronc ainsi que les activités électriques musculaires (EMG) maximales avec des implications cliniques et biomécaniques.

Des études antérieures ont indiqué que la force maximale isométrique du tronc s'exerçait lors d'une tâche en extension, la plus faible en torsion axiale, et entre les deux lors des tâches en flexion avant et en flexion latérale (Azghani *et al.*, 2009; Larivière *et al.*, 2009); des moments de force supérieure jusqu'à 350 Nm ont été rapportés en extension (Gravel *et al.*, 1997; Kumar 1996; Larivière *et al.*, 2009). Les moments CVM mesurés varient en fonction de la posture (Gravel *et al.*, 1997; Kumar 1996; O'sullivan *et al.*, 2006), du sexe (plus grand chez les hommes) (Kumar 1996; Lee et Kuo 2000; Plamondon *et al.*, 2014), et de la douleur lombaire (Dankaerts *et al.*, 2004; Larivière *et al.*, 2003; Ng *et al.*, 2002). Des patrons d'activité complexes sont enregistrés dans les muscles du tronc pendant les efforts maximaux, en particulier en flexion latérale et en rotation axiale, avec des activités EMG beaucoup plus élevées au niveau des muscles agonistes que des muscles antagonistes (Cholewicki *et al.*, 1995; Ng *et al.*, 2002; Song et Chung 2004).

L'estimation des forces musculaires du tronc, des charges internes et du stress musculaire maximal lors des efforts CVM exige des modèles musculosquelettiques (MS) du tronc qui tiennent compte adéquatement des structures actives et passives du tronc. L'objectif de cet article consiste à évaluer la performance d'un modèle MS du tronc existant (voir chapitre 3), d'estimer les forces vertébrales, et d'explorer les différences entre hommes et femmes dans des efforts volontaires maximaux.

6.2 Méthode

Avec l'approbation du comité d'éthique de Polytechnique Montréal, 19 participants ont été recrutés dans le cadre de cette étude : 9 femmes : taille = 163,4 ± 3,7 cm; poids = 61 ± 4,5 kg; âge = 24,1 ± 4,3 ans; 10 hommes : taille = 174,6 ± 4,2 cm; poids = 72,2 ± 8,7 kg; âge = 30,6 ± 6,5 ans). Chaque participant devait effectuer à deux reprises une contraction isométrique volontaire maximale (CVM) sur chacune des directions suivantes : en flexion avant, en extension, en flexion latérale et en rotation axiale dans un dynamomètre en position droite semi-assise (Larivière *et al.*, 2001). Lors des essais (d'une durée d'environ 8 s), les sujets ont été encouragés verbalement à exercer leur effort maximal pendant que leur bassin et leurs jambes étaient immobilisés et leurs

mains croisées sur la poitrine. Chaque essai était suivi d'un repos de deux minutes. Les signaux EMG de 12 muscles superficiels ont été enregistrés lors des efforts maximaux (longissimus, iliocostalis pars thoracic/lumborum, multifidus, externe oblique, interne oblique et rectus abdominis).

Les tâches CVM ont été simulées dans notre modèle personnalisé MS du tronc (voir chapitre 3) dans les 6 directions mesurées pour l'ensemble des 19 sujets. Une analyse de variance (ANOVA) a été utilisée pour comparer les moments maximaux exercés dans les axes principaux et couplés (c.-à-d. autour de 2 axes et +) ainsi que les charges vertébrales estimées (en cisaillement et en compression) entre les femmes et les hommes.

6.3 Résultats

Les résultats montrent que les femmes ont exercé des moments CVM moyens inférieurs dans les axes principaux par rapport à leurs homologues masculins (Figure 6-1) et les différences étaient statistiquement significatives pour toutes les CVM sauf en flexion avant (Tableau 6.1). Alors qu'en flexion et en extension, les moments couplés moyens étaient faibles (~ 9 %), ceux-ci étaient plutôt importants dans les directions axiales et latérales, atteignant en moyenne jusqu'à ~ 50 % des moments de l'axe principal (Tableau 6.2).

Les EMG estimées en extension et en flexion étaient fortement corrélées (Pearson : $r = 0,69$ et $r = 0,76$, respectivement; Figure 6-2) aux EMG mesurées. Cependant, les activités musculaires estimées dans les CVM en flexion latérales et en rotation axiales étaient très faiblement corrélées avec les EMG mesurés (Pearson $r = 0,27$ et $0,13$, respectivement;). Les charges vertébrales les plus importantes ont été produites dans les CVM en extension (Figure 6-3) chez les deux sexes. Dans les CVM en flexion latérale et rotation axiale, cependant, les charges de compression et de cisaillement sur les vertèbres lombaires peuvent atteindre des valeurs moyennes importantes de ~ 5 500 N et ~ 1 700 N, respectivement. Les charges vertébrales les plus faibles ont été exercées dans les CVM en flexion chez les deux sexes (Figure 6-3) et celles-ci ont été significativement influencées par le sexe ($p = 0,03$ en cisaillement et compression) et la direction du CVM ($p < 0,001$).

Tableau 6.1. ANOVA sur l'effet du sexe sur les moments principaux (indiquées en caractères gras) et couplés lors des CVM

<i>Direction du moment</i>	<i>Flexion CVM</i>	<i>Extension CVM</i>	<i>F. Latérale D. CVM</i>	<i>F. Latérale G. CVM</i>	<i>R. Axiale D.CVM</i>	<i>R. axiale G.CVM</i>
Moment en flexion	0.1711	0.0294*	0.1900	0.4732	0.6400	0.2337
Moment flexion latérale	0.8558	0.8534	0.0207*	0.0017*	0.0900	0.3422
Moment en rotation axiale	0.3620	0.9069	0.6811	0.2316	0.0034*	0.0070*

* Différence significative ($p < 0.05$);

D : Droite; G : Gauche; F : Flexion; R : Rotation

Tableau 6.2. Moyenne et écart-type des moments primaires (en gras) et des moments couplés (N.m) mesurés dans différentes directions et leurs valeurs normalisées en fonction des moments primaires (entre parenthèses). Les résultats de chaque CVM sont présentés séparément

<i>Étude</i>	<i>Direction</i>	<i>Flexion CVM</i>	<i>Extension CVM</i>	<i>F. Latérale D.CVM</i>	<i>F.Latérale G.CVM</i>	<i>R. Axiale D.CVM</i>	<i>R. Axiale G.CVM</i>
Présente Étude 9 Femmes	<i>Flexion</i>	124 ± 17 (100 %)	-190 ± 45 (100 %)	-25 ± 31 (-21 %)	-49 ± 49 (48 %)	-21 ± 69 (-33 %)	10 ± 47 (-14 %)
	<i>F. Latérale D</i>	9 ± 11 (7 %)	17 ± 21 (-9%)	117 ± 31 (100 %)	-103 ± 36 (100 %)	-21 ± 45 (-33 %)	33 ± 36 (-45 %)
	<i>R. Axiale D.</i>	-11 ± 6 (-9 %)	-10 ± 23 (5 %)	-23 ± 26 (-20 %)	8 ± 29 (-8 %)	64 ± 19 (100 %)	-74 ± 20 (100 %)
Présente Étude 10 Hommes	<i>Flexion</i>	144 ± 38 (100 %)	-236 ± 39 (100 %)	-53 ± 56 (-35 %)	-34 ± 41 (22 %)	-39 ± 96 (-40 %)	-23 ± 66 (23 %)
	<i>F. Latérale D</i>	8 ± 15 (6 %)	19 ± 26 (-8 %)	151 ± 28 (100 %)	-156 ± 26 (100 %)	-53 ± 30 (-55 %)	48 ± 33 (-47%)
	<i>R. Axiale D.</i>	-5 ± 17 (-3 %)	-12 ± 19 (5 %)	-18 ± 33 (-12 %)	27 ± 36 (-17 %)	97 ± 23 (100 %)	-102 ± 20 (100 %)
Ng et al., (2001) 12 Hommes	<i>Flexion</i>	119 ± 38 (100 %)	-169 ± 37 (100 %)	3 ± 24 (2 %)	-2 ± 16 (1 %)	17 ± 30 (22 %)	11 ± 33 (-14 %)
	<i>F. Latérale D</i>	3 ± 12 (3 %)	-17 ± 19 (10 %)	129 ± 32 (100 %)	-138 ± 36 (100 %)	21 ± 26 (27 %)	-52 ± 41 (67 %)
	<i>R. Axiale D.</i>	1 ± 11 (1 %)	-6 ± 11 (4 %)	19 ± 17 (15 %)	-18 ± 15 (13 %)	78 ± 25 (100 %)	-78 ± 19 (100 %)
Larivière et al., (2009)* 20 Hommes	<i>Flexion</i>	186 ± 34 (100 %)	270 ± 70 (100 %)	68 ± 27 (34 %)	66 ± 32 (35 %)	74 ± 32 (56 %)	80 ± 51 (61 %)
	<i>F. Latérale D</i>	16 ± 11 (9 %)	25 ± 16 (9 %)	199 ± 32 (100 %)	190 ± 40 (100 %)	59 ± 22 (45 %)	63 ± 23 (48 %)
	<i>R. Axiale D.</i>	15 ± 12 (8 %)	32 ± 21 (12 %)	37 ± 16 (19 %)	35 ± 12 (18 %)	132 ± 31 (100 %)	131 ± 31 (100 %)

Note : D : Droite; G : Gauche; F : Flexion; R : Rotation

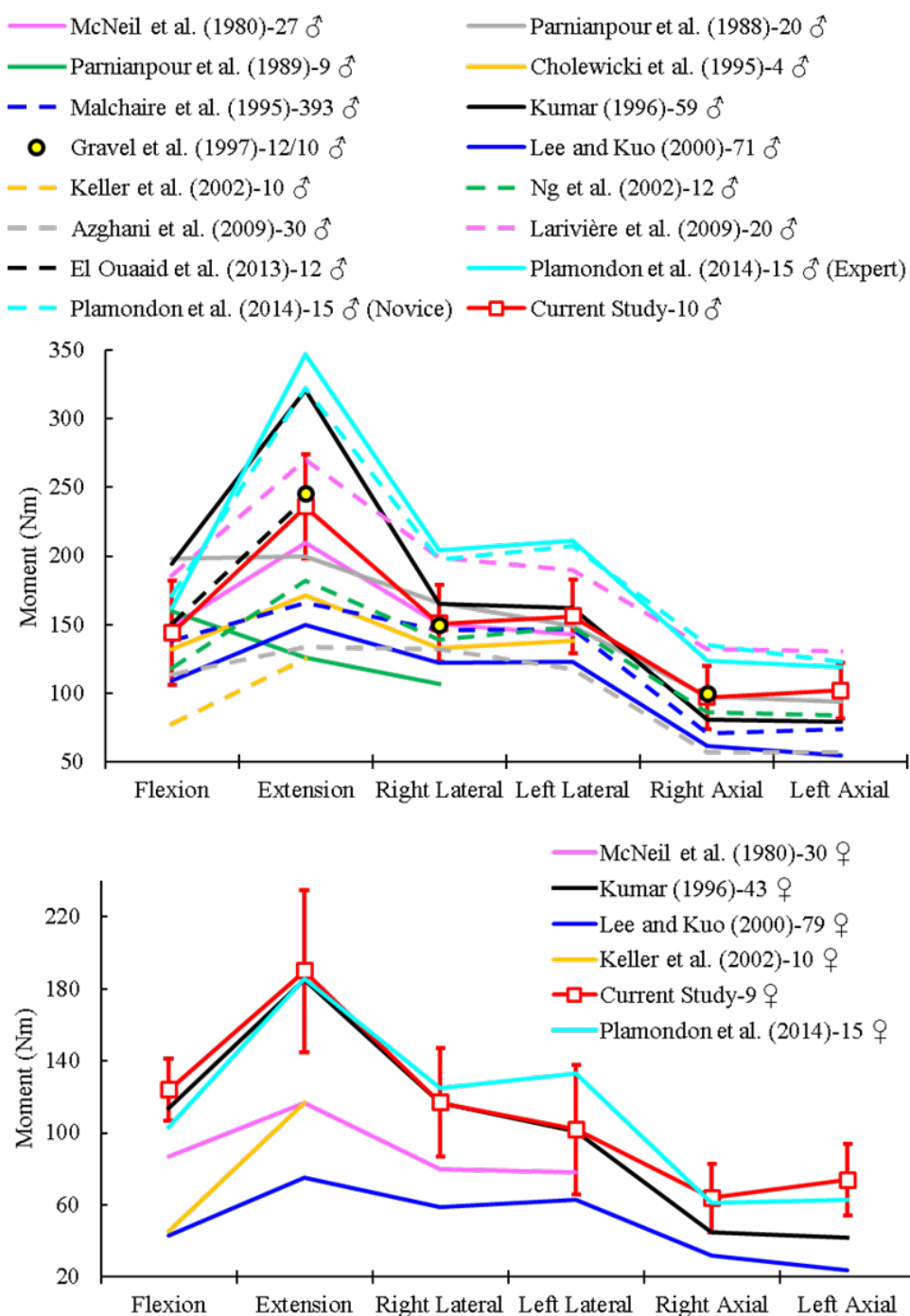


Figure 6-1. Moments CVM moyens (Nm) des hommes (en haut) et des femmes (en bas) par rapport aux études antérieures menées dans des directions différentes. Le nombre de sujets dans chaque étude est également indiqué.

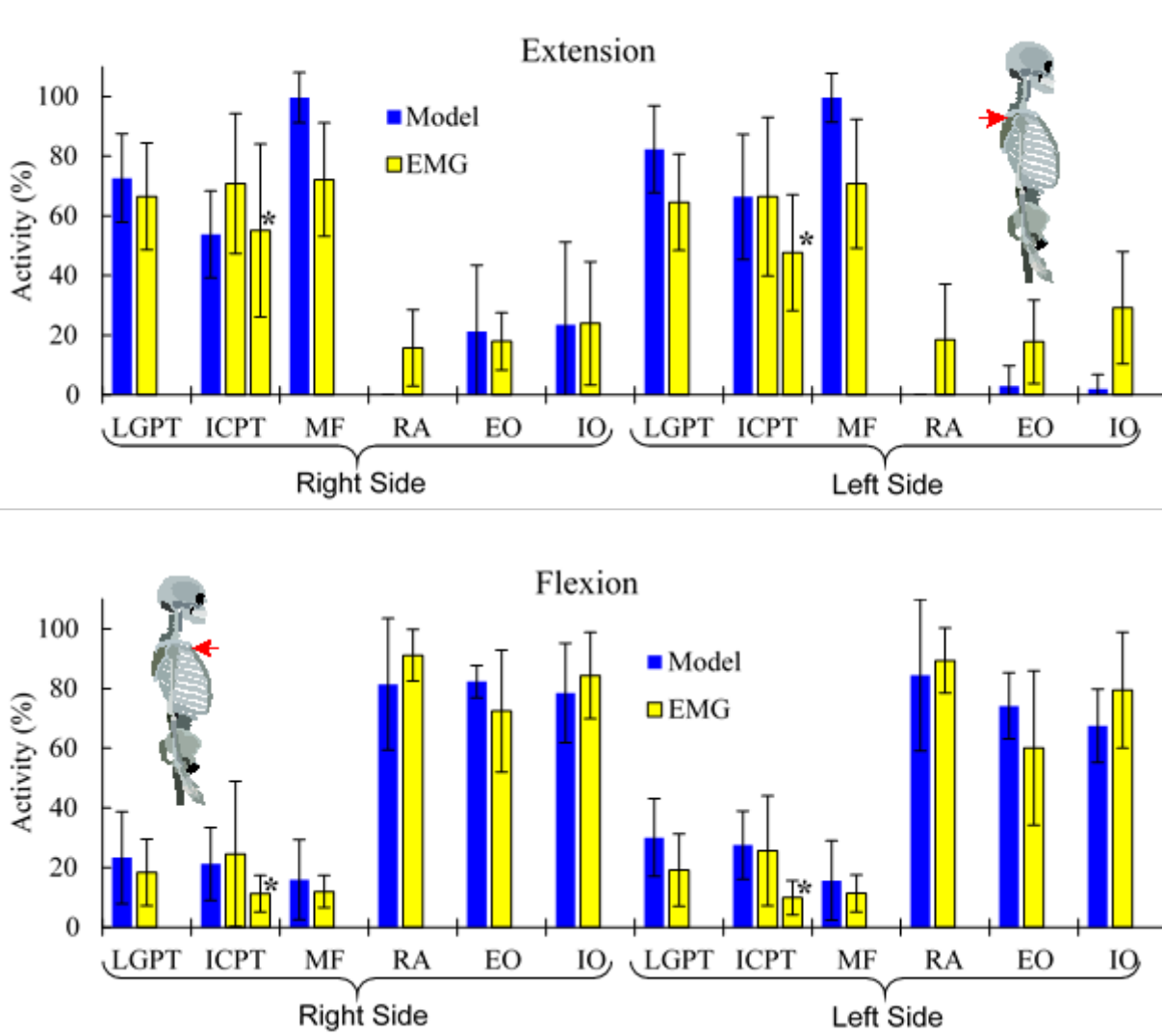


Figure 6-2. Activités musculaires normalisées mesurées par rapport aux activités musculaires normalisées estimées dans les tâches d'extension (en haut) et de flexion (en bas) des CVM. Les barres marquées d'un astérisque (*) présentent les EMG de l'ICPT collectés au niveau L3 (LGPT : longissimus pars thoracic; ICPT : iliocostalis pars thoracic; MF : multifidus; RA : rectus abdominis; EO : external oblique; IO : internal oblique).

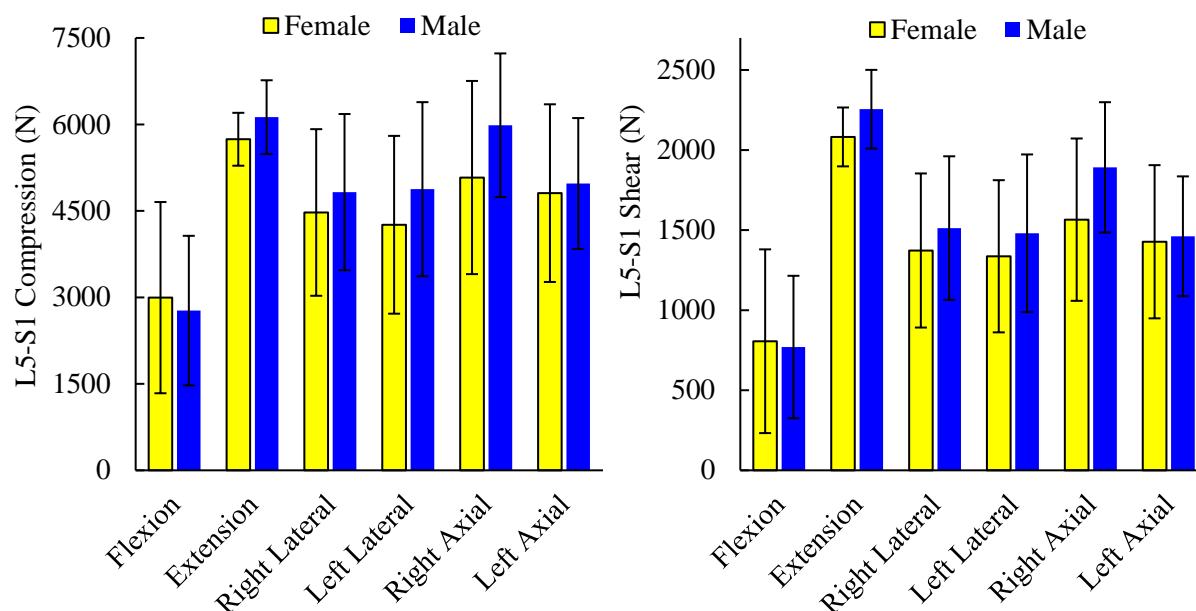


Figure 6-3. Calcul des forces de compression L5-S1 (à gauche) et de cisaillement (à droite) estimées chez les sujets féminins et masculins lors des CVM. Les variables sexe et direction de la CVM ont toutes deux significativement influencé les charges vertébrales ($p < 0.03$).

6.4 Discussion - Conclusion

Les moments CVM mesurés chez les individus peuvent être utiles par exemple : aux cliniciens, aux ergonomes, aux professionnels de la santé et de la sécurité au travail pour estimer les efforts musculaires acceptables lors d'efforts cycliques (Potvin 2012); pour évaluer les progrès des patients suite à des séances de réadaptation (Stokes 2011); ou encore, identifier les patients souffrant de blessures au dos (Burkhart *et al.*, 2017). Aussi, les efforts CVM demeurent un moyen efficace d'évaluer les modèles. Ainsi, certains modèles peuvent échouer à prédire des contraintes musculaires maximales raisonnables et des activités musculaires si l'architecture musculaire, le protocole d'estimation des forces musculaires, les propriétés passives des tissus et les algorithmes de mise à l'échelle ne sont pas réalistes et précis. Nos moments mesurés concordent en général avec les résultats d'études précédentes. Les différences entre les femmes et les hommes dans les moments CVM mesurés ont tous atteint des niveaux significatifs à l'exception de ceux en flexion avant, et les femmes ont exercé des moments principaux plus petits. Les moments mesurés dans les différentes directions étaient en accord avec la moyenne de ceux rapportés dans des études antérieures, bien que les sujets féminins de notre étude aient exercé des moments plus importants que les autres. Les activités musculaires maximales (EMG) estimées étaient en concordance avec celles mesurées en flexion et en extension, mais celles estimées en flexion latérale et en rotation axiale, l'étaient beaucoup moins. On peut déduire que le modèle est valide pour les efforts en flexion et en extension, mais que des améliorations restent à faire sur les deux autres axes principaux. Les forces de compression et de cisaillement à L5-S1 lors des tâches maximales en extension ont été très élevées et s'élevaient en moyenne à ~ 5 867 N et ~ 2 144 N, respectivement.

Comme dans toutes études, il existe des limites qui doivent être considérées dans l'interprétation des données. Par exemple, l'emplacement des électrodes de surface EMG était restreint à des endroits précis sur les muscles. Aussi, l'EMG était sensible à plusieurs problèmes techniques : au placement des électrodes pour les différents muscles; aux difficultés de capturer les activités muscles obliques internes et multifidus avec des électrodes de surface (Stokes *et al.*, 2003); et aux bruits des signaux (p. ex. : diaphonie (*crosstalk*), artéfacts de mouvement) (De Luca *et al.*, 2010). Enfin, le choix des muscles du modèle avec celui de l'EMG de surface pouvait influencer les comparaisons.

En résumé, nous avons mesuré les moments CVM de 19 participants (9 femmes et 10 hommes) dans les principaux axes de mouvement du tronc (en flexion, en extension, en flexion latérale et en rotation axiale) tout en recueillant les signaux EMG de 12 muscles superficiels. L'EMG estimée était fortement (en flexion et en extension) à faiblement (en flexion latérale et en rotation axiale) corrélées avec les EMG mesurés. Les femmes exerçaient beaucoup moins de forces (moments) que leurs homologues masculins dans toutes les directions, à l'exception des CVM en flexion. Des charges lombaires très importantes ont été estimées lors des efforts maximaux en extension et des valeurs beaucoup moindres en flexion avant.

7. ARTICLE 4 :

SUBJECT-SPECIFIC REGRESSION EQUATIONS TO ESTIMATE LOWER SPINAL LOADS DURING SYMMETRIC AND ASYMMETRIC STATIC LIFTING

Référence :

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., El Ouaaid, Z., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2020). Subject-specific regression equations to estimate lower spinal loads during symmetric and asymmetric static lifting. *Journal of Biomechanics*, 102, 1-12, 109550.

7.1 Introduction

Il est reconnu que les charges excessives et/ou cumulatives sur la colonne vertébrale jouent un rôle dans la cause des lésions au dos (Adams *et al.*, 2000; Adams et Roughley 2006). Une estimation juste des forces musculaires et des charges exercées sur la colonne vertébrale dans les diverses activités quotidiennes et professionnelles est donc essentielle pour une prévention efficace, une meilleure conception des lieux de travail ainsi que pour le traitement et la prise en charge des patients souffrant de maux de dos. Un certain nombre d'outils de différents degrés de complexité et de validité ont été développés et appliqués pour estimer les charges sur la colonne vertébrale (Rajaei *et al.*, 2015). Il y a bien sûr les modèles musculosquelettiques (MS) de grande complexité comme celui guidé par la cinématique (Ghezelbash *et al.*, 2016; Arjmand et Shirazi-Adl, 2006; voir chapitre 3). Toutefois, il est possible d'utiliser d'autres approches, généralement moins précises en raison d'un niveau de complexité moins avancée. Par exemple, le logiciel 3DSSPP (University of Michigan, Center for Ergonomics) est un programme convivial, mais il ne tient pas compte de plusieurs aspects dont une architecture musculaire complète ou encore la nécessité de satisfaire à la condition d'équilibre à tous niveaux vertébraux (Arjmand *et al.*, 2007) qui peuvent donner des résultats erronés. *AnyBody Modeling System* (Bassani *et al.*, 2017; Damsgaard *et al.*, 2006) et *OpenSim* (Bruno *et al.*, 2015b; Bruno *et al.*, 2017; Delp *et al.*, 2007) sont des programmes génériques de modélisation MS assez complets, cependant, ils supposent des centres de rotation fixes dans les articulations sphériques et négligent le comportement non linéaire de tissus passifs de la colonne vertébrale, ce qui affecte négativement les prédictions des charges vertébrales (Arshad *et al.*, 2016; Ghezelbash *et al.*, 2015; Ghezelbash *et al.*, 2018b). Des approches génériques plutôt que physiologiques sont également utilisées pour mettre à l'échelle les modèles MS (Rasmussen *et al.*, 2005). De plus, l'application adéquate de ces programmes exige une formation préalable et une connaissance suffisante de leurs capacités.

Les équations de régression et les réseaux neurones artificiels (Arjmand *et al.*, 2013), d'autre part, sont des alternatives simples, précises et pratiques lorsqu'elles sont basées sur des modèles MS plus complexes. Ces équations peuvent être très utiles aux intervenants en santé et en sécurité du travail (**SST**) comme les ergonomes. Cependant, les équations de régression et les réseaux neurones existants : se limitent aux postures symétriques (Arjmand *et al.*, 2011; Arjmand *et al.*, 2012; Merryweather *et al.*, 2008; Potvin 1997) et aux charges vertébrales en compression (Merryweather *et al.*, 2008; Potvin 1997); négligent la grandeur et la localisation des charges externes (McGill *et al.*, 1996); et/ou utilisent un modèle simplifié du tronc (Merryweather *et al.*,

2008; Potvin 1997). En outre, bien qu'il existe des différences anthropométriques entre les sujets comme le poids corporel (Ghezelbash *et al.*, 2016a) qui a un impact significatif sur les charges lombaires, aucune des équations de régression actuelles ne tient compte de ces différences (Arjmand *et al.*, 2011; Arjmand *et al.*, 2012; McGill *et al.*, 1996; Merryweather *et al.*, 2008; Potvin 1997).

L'objectif de cette étude visait à développer des équations de régression spécifiques aux sujets pour prédire le chargement lombaire (à L4-L5 et L5-S1) en utilisant un modèle d'EF guidé par la cinématique. L'exactitude de ce modèle et des équations de régression ont été évaluées en comparant les activités musculaires estimées par le modèle avec ceux obtenus au moyen de l'EMG et des pressions intradiscales (PDI) calculées avec ceux de la littérature existante.

Cette recherche veut donc offrir aux intervenants en SST des équations prédictives simples des forces de compression et de cisaillement sur la colonne vertébrale comme outil d'aide à la décision en vue de minimiser les risques en manutention impliquant des postures symétriques et asymétriques

7.2 Méthode

Avec l'approbation du comité d'éthique de Polytechnique Montréal, 19 participants ont été recrutés dans le cadre de cette étude : 9 femmes : taille = $163,4 \pm 3,7$ cm; poids = $61 \pm 4,5$ kg; âge = $24,1 \pm 4,3$ ans; 10 hommes : taille = $174,6 \pm 4,2$ cm; poids = $72,2 \pm 8,7$ kg; âge = $30,6 \pm 6,5$ ans). Les participants devaient effectuer des tâches statiques en postures symétriques et asymétriques.

Les sujets devaient tenir une charge aux mains de quatre poids différentes (2, 6, 10 et 14 kg) : à quatre hauteurs (mi-tibia, genou, mi-fémur et ombilic); à quatre angles asymétriques ($A = 0^\circ$, 30° , 60° et 90° , à gauche des participants, figure 8.1); et à une distance horizontale fixe des pieds ($0,2 \times BH$). La cinématique segmentaire a été mesurée avec le système Optotrak (Northern Digital, Canada) en utilisant 12 clusters (pieds, cuisses, bras et avant-bras, bassin, T11, C7 et tête) avec quatre marqueurs LED collés sur chaque cluster. L'activité électrique musculaire (EMG) de 14 muscles superficiels a été enregistrée à l'aide d'électrodes de surface : longissimus thoracis pars thoracis et lumborum, iliocostalis pars thoracis et lumborum, multifidus, externe oblique, interne oblique et rectus abdominis). Les signaux des déplacements bruts étaient filtrés par un filtre passe-bas (fréquence d'angle à 10 Hz). Les signaux EMG ont d'abord été filtrés un passe-bande (30-450 Hz), puis les valeurs quadratiques moyennes du signal ont été évaluées sur des fenêtres de 50 ms. Les participants ont effectué chacune des tâches à une seule reprise pour un total de 64 essais (4 poids \times 4 hauteurs \times 4 angles). Les données ont été recueillies alors que les participants tenaient statiquement la charge manuelle à un endroit prédéfini (hauteur et angle d'asymétrie) les genoux tendus. Les valeurs moyennes des données de l'EMG et de la cinématique au cours de cette période ont été prises en compte dans les analyses subséquentes. Les EMG ont été normalisés par rapport aux valeurs moyennes quadratiques maximales d'efforts isométriques volontaires maximaux (en flexion, en extension, en flexion latérale et en rotation axiale voir chapitre 6, Ghezelbash *et al.*, 2018a).

Le modèle MS du tronc guidé par la cinématique (section 4.2 – pour plus de détails : Ghezlbash *et al.*, 2016b) a été utilisé pour déterminer les forces de compression et de cisaillement des 64 tâches statiques. Pour comparer les EMG estimées par le modèle MS avec les EMG mesurés, nous avons utilisé la cinématique enregistrée spécifique de chaque sujet, tandis que pour développer les équations de régression, nous avons pris la cinématique moyenne de tous les sujets à chaque hauteur de charge.

Deux séries de simulations ont été réalisées pour élaborer les équations de régression (1- en position debout droite et 2- en flexion avant), et pour comparer les valeurs d'EMG mesurée aux prédictions du modèle. Pour développer les équations de régression lors des postures fléchies, nous avons simulé toutes les permutations (au total 3840 cas) : des différentes hauteurs de la charge (équivalentes à une flexion du tronc); de la distance de la charge externe par rapport aux articulations de l'épaule (D); de l'angle d'asymétrie (A); de la grandeur de la charge externe; (M); de la taille du sujet (Taille); du sexe (homme = 0 et femme = 1); et de l'indice de masse corporelle (IMC- équivalent au poids corporel en fonction de la taille) (Tableau 7.1, Figure 7-1). La cinématique moyenne des sujets au cours de diverses activités de lever a été utilisée pour développer les équations de régression en faisant varier le poids, la taille et le sexe durant les simulations. (Tableau 7.1). Les sujets supportaient différentes charges manuelles à différentes hauteurs (mi-tibia, genou, mi-cuisse et nombril) et la cinématique du tronc mesurée (rotations 3D de T11 et S1) lors de ces tâches a été appliquée au modèle. À chaque tâche, la hauteur de charge et l'angle de flexion du tronc (F; Figure 7-1) sont considérés comme des variables indépendantes. Étant donné qu'en posture debout droite, la portée des mains est supérieure à celle d'une posture fléchie, des simulations supplémentaires ont été effectuées (1440 cas) et des équations de régression ont été élaborées séparément pour la posture debout droite (Tableau 7.1). De plus, pour comparer les EMG estimées du modèle MS avec les EMG mesurées, nous avons simulé les mêmes tâches effectuées par chaque sujet ($64 \times 19 = 1\,216$ cas au total) en utilisant la position des charges ainsi que la cinématique du tronc après ajustement du modèle en fonction des paramètres anthropométriques des sujets.

Une analyse de régression multiple a été effectuée pour identifier les associations probables entre les mesures de rotations moyennes mesurées (à T11 et à S1) et les variables de prédiction (angles de flexion (**F**) et angles asymétriques (**A**)). Pour corréler les données d'entrée (Tableau 7.1) avec celles de sortie (cisaillement et compression à L4-L5 et L5-S1), des équations de régression ont été élaborées par élimination rétrospective (Backward). Enfin l'importance relative des variables indépendantes (poids corporel, taille, sexe, angle de flexion, charge externe, etc.) dans la prédiction du chargement lombaire a été estimée au moyen d'une analyse de dominance (Azen et Budescu, 2003).

Pour évaluer la performance du modèle MS et des équations de régression associées, les EMG estimées du modèle ont été comparées avec celles mesurées. Également la pression intradiscale (IDP) à L4-L5 estimées à partir d'une équation de régression (Ghezlbash *et al.*, 2016b) a été comparée à celle obtenue d'études antérieures en fonction de la taille et du poids des participants.

7.3 Résultats

Les angles de flexion (F) et les angles d'asymétrie (A) expliquent ~ 94 % de la variance des rotations mesurées à T11 et S1. Une erreur relative moyenne faible (< 11 %) et un R^2 élevé (> 0,92 %) soulignent une bonne qualité de prédiction des équations de régression dans l'estimation des forces de cisaillement et de compression à L4-L5 et L5-S1, (voir spécifiquement les tableaux 8.3 et 8.4 de l'article : Ghezlbash *et al.*, 2019).

D'après une analyse de dominance (Azen et Budescu, 2003), l'angle de flexion (F) du tronc (45 %), le masse (M) de la charge externe (22 %), le bras de levier (D) du moment de la charge externe (12 %), le poids corporel (11 %) et l'asymétrie de posture (A) (8 %) étaient les prédicteurs les plus influents. Les effets du sexe et de la taille étaient plutôt mineurs (< 2 %) . Des forces de compression (> 3 500 N) et de cisaillement (> 1 200 N) importantes ont été estimées au niveau L5-S1 pour certaines tâches simulées. Les IDP estimées étaient fortement associées aux valeurs rapportées de la littérature ($R^2 = 0,85$; Figure 7-2). Enfin, les EMG estimées étaient en concordance modérée (pour les muscles extenseurs; $R^2 = 0,46$) à faible (pour les muscles abdominaux; $R^2 = 0,02$) avec les EMG mesurées (Figure 7-3).

Pour simplifier l'utilisation des équations de régression par des intervenants en SST, d'autres ensembles moins complexes que celles détaillées dans l'article de Ghezlbash *et al.*, (2019) sont présentées aux Tableau 7.2 (pour la posture debout droite) et Tableau 7.3 (pour la flexion du tronc).

Tableau 7.1. Paramètres considérés dans le développement des équations de régression : Niveaux d'élévation de la charge (équivalent à la flexion du tronc, F; degrés); Distance horizontale de la charge externe par rapport à l'articulation de l'épaule (D; cm); Angle d'asymétrie (A; degrés), Amplitude de la charge externe (M; kg), sexe (femme = 1; homme = 0), Taille (Taille; cm) et Indice de masse corporelle (IMC; kg/m²)

Paramètres	Debout droit	Flexion
Elévation charge	35 cm au-dessus L5-S1	Mid-Tibia, Genou, Mid-Femur and Umbilicus niveaux
D (cm)	25 - 42.5 - 60	0 - 30
A(°)	4 niveaux entre 0° to 70° Basé sur les mesures cinématiques	
M (kg)	2 - 6 - 10 - 14 - 20	
Sexe	Femme (1) - Homme (0)	
Taille (cm)	160 - 175 - 190	
BMI (kg/m ²)	19 - 22.7 - 26.3 - 30	

Tableau 7.2. Coefficients de régression calculés, R², erreur quadratique moyenne (RMSE) et valeurs p dans le cas des équations de régression simplifiées d'une posture debout droite.

<i>Paramètres</i>	<i>L4-L5</i>				<i>L5-S1</i>			
	Compression		Cisaillement		Compression		Cisaillement	
	Coef.*	p-value	Coef.*	p-value	Coef.*	p-value	Coef.*	p-value
Constant	-204.351	0.0318	-37.9325	< 0.0001	-248.898	0.0225	-101.123	0.0387
Poids BW	4.679044	< 0.0001	-	-	4.205276	0.0019	1.28281	0.0347
Masse M	36.82329	< 0.0001	4.231926	< 0.0001	37.62007	< 0.0001	17.28064	< 0.0001
Angle A	14.87763	< 0.0001	1.762924	< 0.0001	16.81412	< 0.0001	6.518624	< 0.0001
Distance D	6.084262	0.0003	1.361311	< 0.0001	5.036162	0.0084	2.737565	0.0014
BW×M	-0.26962	< 0.0001	-0.03851	< 0.0001	-0.29877	< 0.0001	-0.1301	< 0.0001
BW×A	0.084762	< 0.0001	0.027077	< 0.0001	0.101963	< 0.0001	0.048093	< 0.0001
BW×D	0.047192	0.0184	-	-	0.063031	0.0060	0.021919	0.0331
M×A	-	-	0.036045	< 0.0001	-	-	-	-
M×D	1.492331	< 0.0001	0.183784	< 0.0001	1.652713	< 0.0001	0.586288	< 0.0001
A×D	0.045116	0.0003	0.010277	0.0003	0.063599	< 0.0001	0.024133	0.0002
R ²	0.96		0.94		0.96		0.95	
RMSE (N)	159.57		35.51		182.79		82.00	
Mean (N)	2086.15 ± 822.37		256.35 ± 143.01		2192.24 ± 929.80		858.38 ± 372.67	

*Coef. : Coefficient

Tableau 7.3. Coefficients de régression calculés, R², erreur quadratique moyenne (RMSE) et valeurs p dans le cas des équations de régression simplifiées des postures du tronc fléchies.

Paramètres	L4-L5				L5-S1			
	Compression		Cisaillement		Compression		Cisaillement	
	Coef.*	p-value	Coef.*	p-value	Coef.*	p-value	Coef.*	p-value
Constant	92.21616	0.0431	-70.1973	< 0.0001	71.3142	0.00948	-49.8027	< 0.0001
Poids BW	8.722677	< 0.0001	1.314008	< 0.0001	9.654267	< 0.0001	4.434174	< 0.0001
Masse M	-	-	3.130555	< 0.0001	-	-	3.66045	< 0.0001
Angle A	17.46986	< 0.0001	2.842044	< 0.0001	20.6088	< 0.0001	8.363289	< 0.0001
Flexion F	-3.24825	< 0.0001	0.49279	< 0.0001	-5.42554	< 0.0001	-	-
Distance D	-4.71189	0.0050	1.049813	< 0.0001	-	-	-	-
BW×M	-	-	-0.02008	0.0026	0.069926	0.00168	-	-
BW×A	-	-	-	-	-	-	-	-
BW×F	0.231067	< 0.0001	0.034287	< 0.0001	0.240893	< 0.0001	0.068312	< 0.0001
BW×D	0.048462	0.0118	-	-	0.029001	0.00404	-	-
M×A	-0.06832	0.0029	-0.03431	< 0.0001	-0.17423	< 0.0001	-0.04069	< 0.0001
M×F	0.905165	< 0.0001	0.108536	< 0.0001	0.913375	< 0.0001	0.22104	< 0.0001
M×D	2.441194	< 0.0001	0.302128	< 0.0001	2.538994	< 0.0001	1.068737	< 0.0001
A×F	-0.09638	< 0.0001	-0.02123	< 0.0001	-0.09936	< 0.0001	-0.06633	< 0.0001
A×D	-0.02195	0.0403	-0.01147	< 0.0001	-0.06479	< 0.0001	-0.00166	0.6534
F×D	0.052136	< 0.0001	-0.00393	0.0014	0.022737	0.00760	-0.00484	0.0844
R ²	0.94		0.95		0.94		0.92	
RMSE (N)	287.38		40.78		292.38		110.45	
Mean (N)	2925.21 ± 1211.28		388.59 ± 175.63		3032.31 ± 1205.98		1056.23 ± 392.21	

*Coef. : Coefficient

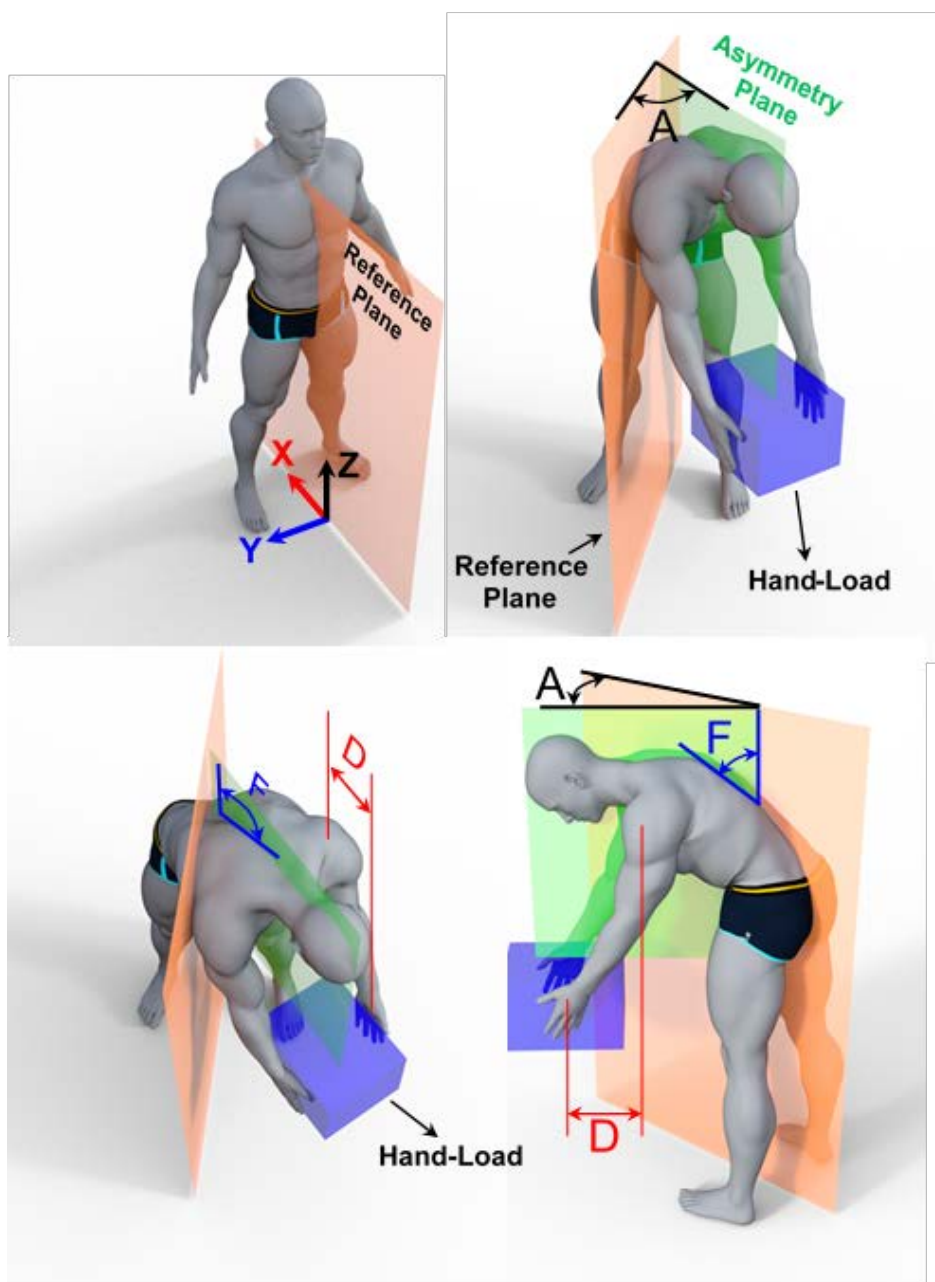


Figure 7-1. Représentation schématique du système de coordonnées global et d'une tâche de levée asymétrique (A : angle asymétrique; F : angle de flexion; D : bras de levier du moment de l'articulation de l'épaule). Le plan d'asymétrie (perpendiculaire au plan transversal - surligné en vert) est défini pour passer à travers le thorax et la charge externe dans la position du tronc déformée. L'angle entre l'axe Z et le plan tangent au tronc à T11 est défini comme F. Pour plus de détails sur les angles F et A, voir Ghezlbash *et al.*, 2019.

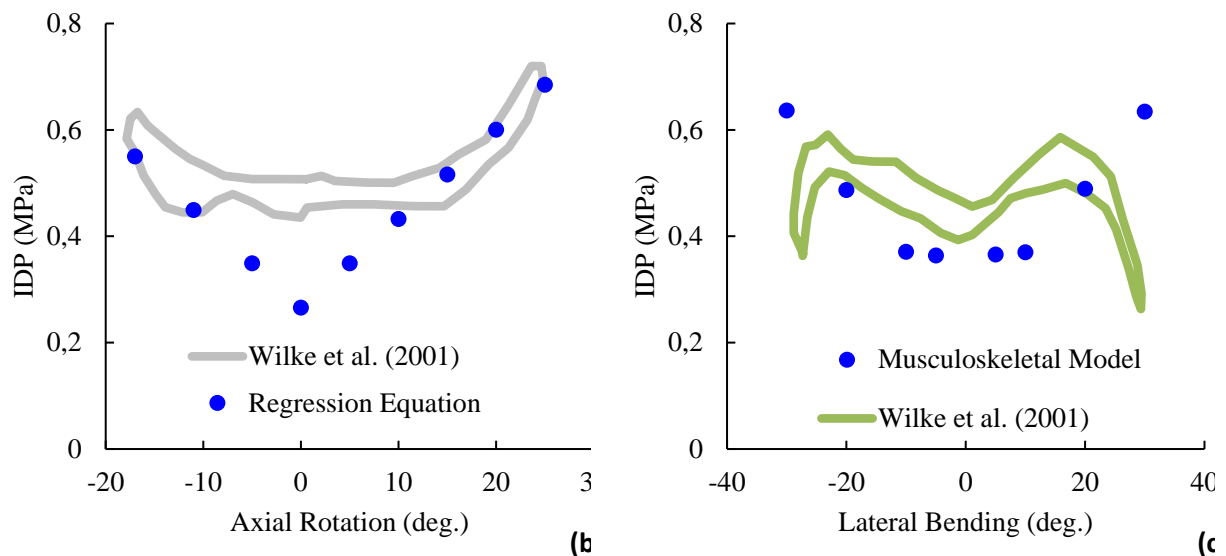
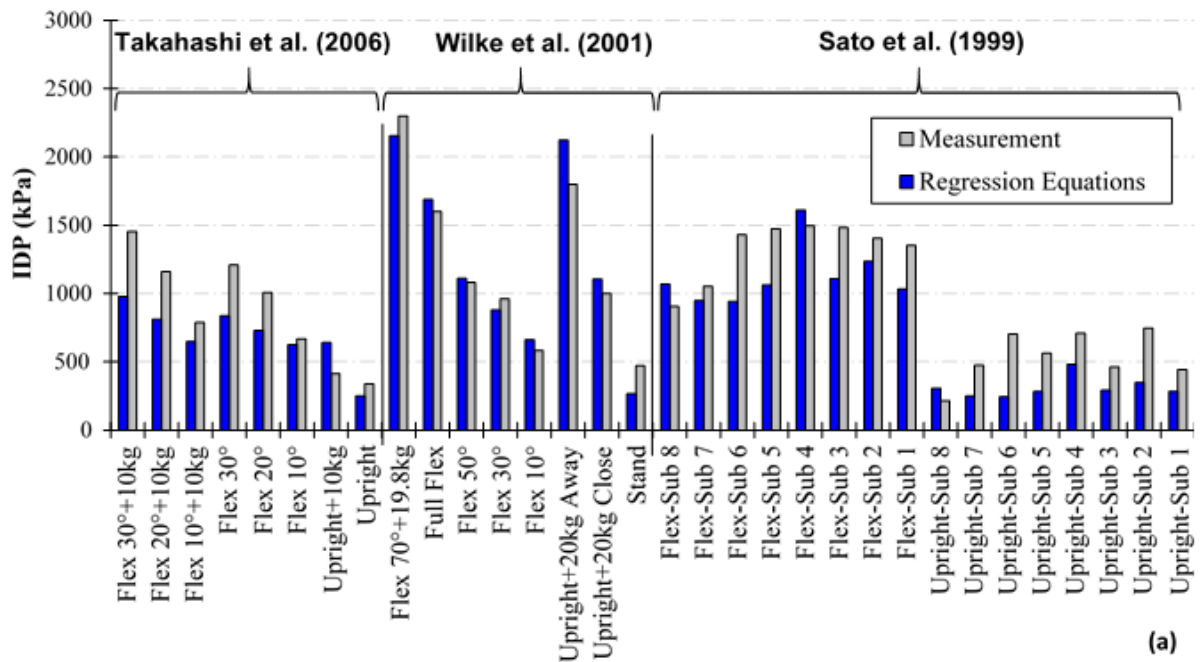


Figure 7-2. Pressions intradiscales (IDP) estimées à partir des équations de régression (a et b) et du modèle MS (c), par rapport aux mesures lors de tâches sagittales symétriques (a; Flex = flexion : Sub = Sujet; Sato *et al.*, (1999) ont mesuré le IDP de 8 sujets), la rotation axiale (b) et la flexion latérale (c; les équations de régression proposées ne permettent pas d'estimer les charges vertébrales en flexion latérale pure; nous avons donc utilisé le modèle MS pour estimer ces charges.)

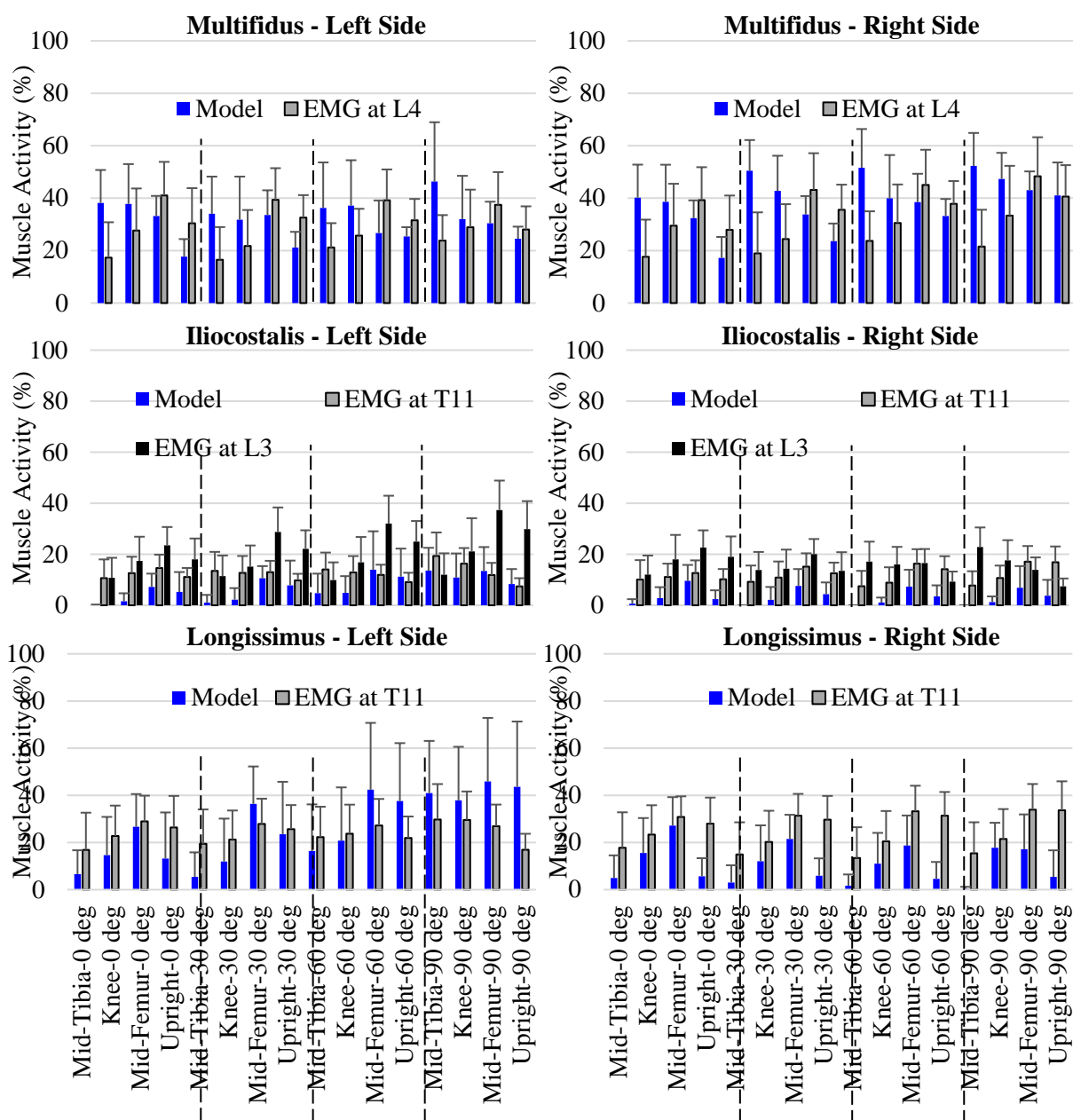


Figure 7-3. Moyenne (les barres représentent un écart-type) des activités musculaires estimées et des EMG mesurées chez 19 sujets des muscles dorsaux droit et gauche pendant diverses activités de levée à différentes hauteurs de charge (droit debout, mi-fémur, genou et mi-tibia) et à différents angles d'asymétrie (A = 0, 30, 60, 90 °) avec 14 kg de charge aux mains

7.4 Discussion

Une estimation valide du chargement vertébral spécifique au sujet fait partie intégrante d'une évaluation des risques de blessures en santé et en sécurité au travail, à la conception de postes de travail personnalisés et aux programmes de prévention des maux de dos. En l'absence d'approches non invasives fiables, des équations de régression peuvent être construites à partir des résultats de modèles MS complexes et offrent des alternatives simples et solides. Dans la présente étude, des équations de régression personnalisées ont été développées pour estimer les forces de cisaillement et de compression aux niveaux L4-L5 et L5-S1 lors de tâches statiques asymétriques en utilisant notre modèle MS du tronc. Les prédictions d'activité musculaire du modèle personnalisé étaient en concordance modérée (pour les muscles du dos) à faible (pour les muscles abdominaux) avec nos EMG mesurés. Enfin, les valeurs de pression intradiscale (IDP) étaient fortement associées aux mesures *in vivo* de la littérature ($R^2 = 0,85$).

Limites : Les équations de régression sont limitées aux tâches de levée à deux mains, et il est considéré que la charge externe et le thorax restent dans le même plan asymétrique (Figure 7-1 et Figure 8-1). Par conséquent, ces équations ne peuvent pas prédire les charges vertébrales dans toutes conditions de postures asymétriques comme une flexion latérale pure. La cinématique moyenne de 15¹ sujets au cours de diverses tâches a été utilisée ainsi que des variations de poids et de taille des deux sexes (Tableau 7.1) pour développer les équations de régression. Il y a donc lieu d'être prudent lorsque les conditions de travail dépassent le contexte dans lequel les équations ont été développées. Par exemple, dans le cas d'un lever de charge de 20 kg, la cinématique du tronc n'a pas été évaluée, ce qui pourrait générer des erreurs de prédiction. Néanmoins, les équations de régression permettent tout de même d'estimer les charges lombaires lors de tâches quasi statiques qui demeurent adéquates pour des tâches dynamiques à des vitesses intermédiaires (Bazrgari *et al.*, 2008a). Enfin, les équations de régression proposées ont été élaborées à partir de la cinématique de sujets jeunes et en santé n'ayant aucune expérience en manutention. Encore une fois, l'extrapolation des équations aux patients souffrant de maux de dos et aux travailleurs expérimentés exige une certaine prudence. Pour d'autres limitations du modèle MS, voir les travaux antérieurs (Ghezelbash *et al.*, 2017a; Ghezelbash *et al.*, 2016b).

Interprétations : Rajaei *et al.* (2015) ont comparé divers outils de prédictions du chargement au dos et ont indiqué que le logiciel AnyBody et les équations de régression développés par Arjmand *et al.* (2011; 2012) étaient les outils les plus proches des mesures IDP (Wilke *et al.*, 2001). Cependant, les outils précédents négligeaient le rôle important des paramètres anthropométriques (Arjmand *et al.*, 2011; 2012) ou utilisaient des algorithmes de mise à l'échelle des sujets simplistes (Rasmussen *et al.*, 2005). En outre, les performances des outils antérieurs n'ont pas été comparées avec d'autres mesures comme l'EMG et l'IDP lors des tâches de levage. Aussi, les équations de régression que nous proposons (tableaux 8.3 et 8.4) tiennent compte des principaux paramètres anthropométriques en utilisant des bases de données d'imagerie (Anderson *et al.*, 2012; Shi *et al.*, 2014) et des principes biomécaniques (Ghezelbash *et al.*, 2016a, b).

¹ Les données de 4 participants n'ont pas été retenues

Après avoir ajusté le modèle et les équations de régression en fonction des paramètres anthropométriques des sujets, les EMG estimées et mesurées ont été comparées. Pour les tâches symétriques (Asymétrie = 0°), il y avait concordance entre les deux EMG.; cependant, dans les tâches asymétriques, la concordance de l'EMG estimée variait de moyen à faible avec celles mesurées. Cela était peut-être dû en partie à des problèmes intrinsèques avec les signaux EMG. Par rapport aux IDP, celles-ci étaient fortement associées aux différentes mesures rapportées de la littérature ($R^2 = 0,85$) (Sato *et al.*, 1999; Takahashi *et al.*, 2006; Wilke *et al.*, 2001) ce qui démontre une bonne validité des équations de régression à estimer les charges vertébrales.

L'asymétrie de posture (**A**) affecte de façon significative les charges vertébrales, mais les équations de régression précédentes étaient limitées aux postures symétriques (Arjmand *et al.*, 2011;2012; Merryweather *et al.*, 2008; Potvin 1997). Un angle d'asymétrie plus grand augmente les charges vertébrales (en particulier aux angles de flexion (**F**) < 50°). En conséquence, dans des conditions identiques (poids, taille, sexe, **F**, **M**asse et **D**istance), la posture la plus sécuritaire en termes de chargement lombaire correspond à une posture symétrique dans le plan sagittal ($A = 0^\circ$). Lors d'un lever de charge, il est donc conseillé de faire face à cette charge. Par exemple, lorsque les données d'entrée correspondent à $F = 20^\circ$, $M = 5$ kg, $D = 0$ cm, Poids = 75 kg, Taille = 175 cm et sexe = homme, les forces de compression et de cisaillement à L5-S1 passent à un angle $A = 0^\circ$ de 1 137 N et 395 N respectivement à 2 531 N (augmentation de 123 %) et 927 N (de 135 %) à $A = 70^\circ$

Dans les équations de régression actuelles, l'identification de la posture lors d'une levée asymétrique ne nécessite que deux paramètres distincts : les angles de flexion (**F**) et d'asymétrie (**A**) (Figure 7-1). Bien qu'en général, six composantes de rotation (trois rotations T11 du tronc et trois rotations S1 du bassin) soient nécessaires pour déterminer la cinématique angulaire 3D de la colonne vertébrale, les équations de régression ont démontré que **F** et **A** seuls peuvent être utilisés de façon satisfaisante comme mesures de substitution aux six composantes de rotation ($R^2 > 0,94$). Par conséquent, au lieu de mesurer des rotations multiples au niveau du tronc et du bassin (nécessitant souvent un système de caméra vidéo), ces angles (**F** et **A**) peuvent être estimés approximativement sur le lieu de travail et être introduits dans les équations de régression. Il faut noter que dans l'article publié (Ghezelbash *et al.*, 2019) un autre ensemble d'équations de régression est fourni pour que les données d'entrées des équations de régression soient identiques à ceux de l'équation de levage révisée du NIOSH (Waters *et al.*, 1993).

L'angle de flexion (**F**) du tronc (45 %), la masse (**M**) de la charge externe (22 %), le bras de levier (**D**) du moment de la charge externe (12 %), le poids corporel (11 %) et l'asymétrie de posture (**A**) (8 %) étaient les prédicteurs les plus influents. Comme l'effet du sexe et celui de la taille étaient mineurs (< 1 %), ils ont été éliminés dans une version simplifiée des équations de régression (Tableau 7.2 et Tableau 7.3) dans laquelle seuls les termes significatifs ($p < 0,05$) ont été retenus. La suppression du nombre de prédicteurs a légèrement réduit le R^2 ; mais pour des intervenants en SST, les équations de régression simplifiées sont des alternatives pratiques et relativement précises aux équations de régression complètes.

Les lésions au dos peuvent être causées par une surcharge mécanique ou à une charge répétée qui conduisent probablement à une dégénérescence des disques puis à des douleurs (Adams *et al.*, 2000; Adams et Roughley 2006) au niveau des disques lombaires (particulièrement à L4-L5 et L5-S1) (Cheung *et al.*, 2009; Hadjipavlou *et al.*, 2008; Jang *et al.*, 2016). Les équations de

régression proposées permettent d'effectuer une évaluation biomécanique des risques de blessure au dos liés à une tâche. NIOSH a fixé la limite acceptable de compression vertébrale à 3 400 N (Warters *et al.*, 1993). Toutefois, ce niveau limite est à revoir et des travaux futurs devraient améliorer ces estimations. Entretemps, la limite de 3 400 N du NIOSH demeure une valeur acceptable pour protéger bon nombre de travailleurs.

En résumé, des équations de régression spécifiques au sujet ont été développées pour prédire les charges de cisaillement et de compression de la colonne vertébrale aux niveaux L4-L5 et L5-S1 lors de levée de charge statique en postures symétrique et asymétrique. Les équations de régression ont été en mesure de prédire des charges vertébrales qui se rapprochaient beaucoup de celles ayant fait l'objet de mesures de pression intradiscale. Les EMG mesurées étaient en concordance modérée à faible avec les EMG estimées de 19 jeunes participants en santé. Enfin, les variables qui ont eu le plus d'influence sur le chargement lombaire sont : la flexion du tronc, le poids de la charge, le bras de levier de la charge externe, le poids corporel et l'asymétrie de posture.

8. ARTICLE 5 : COMPARISON OF DIFFERENT LIFTING ANALYSIS TOOLS IN ESTIMATING LOWER SPINAL LOADS – EVALUATION OF NIOSH CRITERION

Référence :

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2020). Comparison of different lifting analysis tools in estimating lower spinal loads: Evaluation of NIOSH criterion. *Journal of Biomechanics*, 112, 110024.

8.1 Introduction

Les professionnels en santé et en sécurité du travail et les ergonomes utilisent les équations de lever du NIOSH pour évaluer les risques de blessures au dos et ainsi atténuer les douleurs dorsales qui se produisent sur le lieu de travail (Waters et Putz-Anderson, 1991 ; Waters *et al.*, 1993). Les équations du NIOSH utilisent des critères biomécaniques, physiologiques et psychologiques pour évaluer la sécurité d'une tâche de soulèvement d'une charge. Le critère biomécanique, c'est-à-dire une compression vertébrale à L5-S1 < 3 400 N (Waters *et al.*, 1993) est la limite acceptable fixée aux tâches de lever peu fréquentes. Pour évaluer la compression à L5-S1, les auteurs de l'équation du NIOSH ont utilisé un modèle biomécanique simple sans évaluation/validation approfondie et cette évaluation n'a été que partiellement prise en compte malgré les progrès remarquables réalisés récemment dans la modélisation biomécanique de l'appareil locomoteur (Dreischarf *et al.*, 2016).

Divers outils d'analyse biomécanique du lever de charge, y compris des modèles musculosquelettiques (**MS**) et des équations de régression, ont été mis au point pour évaluer les risques de blessure lors des activités de manutention manuelle. Ces modèles sont souvent construits à partir des résultats de modèles MS complexes. Développés par différents groupes, ces modèles présentent des différences fondamentales : dans leur architecture musculaire (points d'insertion musculaire et surfaces de section transversale) (Bruno *et al.*, 2017; Ignasiak *et al.*, 2016); dans la technique de modélisation des articulations vertébrales (p. ex : modélisation par poutres/ joints sphériques, linéaire/non linéaire) (Ghezelbash *et al.*, 2015; Ghezelbash *et al.*, 2018b); ainsi que dans l'algorithme de mise à l'échelle (p. ex : ajout des effets du poids, de la taille, du sexe et de l'âge) (Ghezelbash *et al.*, 2016b; Lund *et al.*, 2015; Rasmussen *et al.*, 2005). Par exemple, les modèles MS négligent généralement les degrés de liberté en translation au niveau des articulations intervertébrales, supposent des centres de rotation fixes dans les articulations sphériques et négligent le comportement non linéaire de la colonne vertébrale ligamentaire passive (Ghezelbash *et al.*, 2015; Ghezelbash *et al.*, 2018b). En outre, ces outils soit : négligent totalement les asymétries de postures des tâches et les facteurs anthropométriques spécifiques au sujet (tels que la taille, le poids, l'âge et le sexe) sur le chargement vertébral; ou soit utilisent des approches simplistes pour prendre en compte les facteurs anthropométriques (Tableau 8.1). Les points négligés précédents peuvent potentiellement affecter la fidélité d'un modèle et donc la précision de ses prédictions sur les charges vertébrales.

Tableau 8.1. Comparaison qualitative des outils d'analyse de lever de charge utilisés dans ce travail.

<i>Parameter</i>	<i>3DSSPP</i>	<i>McGill</i>	<i>AnyBody</i>	<i>OpenSim</i>	<i>Nos Équations</i>
Équilibre aux niveaux vertébraux	X	✓	✓	✓	✓
Enveloppe des muscles	X	X	✓	✓	✓
Posture lombaire	X	X	✓	✓	✓
Rotation du tronc	✓	X	✓	✓	✓
Asymétrie de posture	✓*	✓	✓	✓	✓
Degrés de liberté segmentaire	X	✓*	✓	✓	✓
Modèle architecture musculaire	X	✓	✓	✓	✓
Contribution des tissus passifs	X	✓	✓	X	✓
Calcul des forces de compression	✓	✓*	✓	✓	✓
Calcul des forces de cisaillement	✓	X	✓	✓	✓
Poids du sujet	✓*	✓*	✓	✓	✓
Taille du sujet	✓*	✓*	✓	✓	✓
Sexe du sujet	✓	X	X	X	✓
Personnalisation physiologique	X	X	X	✓	✓
Facilité d'utilisation	✓*	✓	X	X	✓

✓ : Considéré; X : Négligé; ✓* : Partiellement considéré

L'objectif de ce chapitre consiste à (1) comparer les performances d'un certain nombre d'outils d'analyse de lever de charge et (2) évaluer la limite de poids à soulever recommandée par le NIOSH (**RWL = Recommended Weight Limit**) au cours de différentes tâches symétriques/asymétriques. Cinq outils d'analyse de lever (modèles MS et équations de régression) sont utilisés ici pour estimer les charges vertébrales pour 24 tâches de lever symétriques/asymétriques pour deux individus de poids corporels (70 et 93 kg). Les charges vertébrales estimées sont comparées entre elles ainsi qu'avec des mesures *in vivo* de la pression intradiscale (**IDP**). Aussi, des exemples de poids corporels et de postures où la RWL (estimée à partir de l'équation du NIOSH) dépasse les limites de sécurité biomécaniques seront présentés (compression < 3 400 N et cisaillement < 1 000, 1 250 ou 1 500 N (Gallagher et Marras, 2012; Skrzypiec *et al.*, 2012)).

8.2 Méthode

Cinq outils d'analyse de lever de charge ont été évalués dans cette étude : 1) les équations de régression de notre groupe (**Nous**) (Chapitre 7; Ghezlbash *et al.*, 2020); 2) **OpenSim** (Bruno *et al.*, 2015); 3) **Anybody** (Behjati et Arjmand, 2019 ; De Zee *et al.*, 2007); 4) **3DSSPP**; et (5) le polynôme de **McGill** (McGill *et al.*, 1996b). Ces outils ont été utilisés pour l'estimation du chargement lombaire dans 24 tâches symétriques/asymétriques pour : trois hauteurs verticales de la charge manuelle par rapport au sol ($V = 27, 67$ et 117 cm); deux distances horizontales par rapport à la cheville ($H = 30$ et 60 cm); et pour quatre angles d'asymétrie de posture ($A = 0, 30, 60$ et 90°) (Figure 8-1). Deux tailles/poids corporels différents (179 cm/ 70 kg et 176 cm/ 93 kg; équivalent à des IMC de 22 et 30 kg/m²) ont été pris en compte. Dans les tâches précédentes, le poids des charges manuelles a été estimé à partir de l'équation de lever du NIOSH (= 23 kg \times multiplicateur du bras de levier de charge \times multiplicateur de la distance verticale de la charge \times multiplicateur de l'asymétrie). De plus, des IDP ont été calculées à partir du chargement lombaire estimé par les outils et comparées aux mesures de Wilke *et al.*, (2001) pour 11 des tâches symétriques/asymétriques.

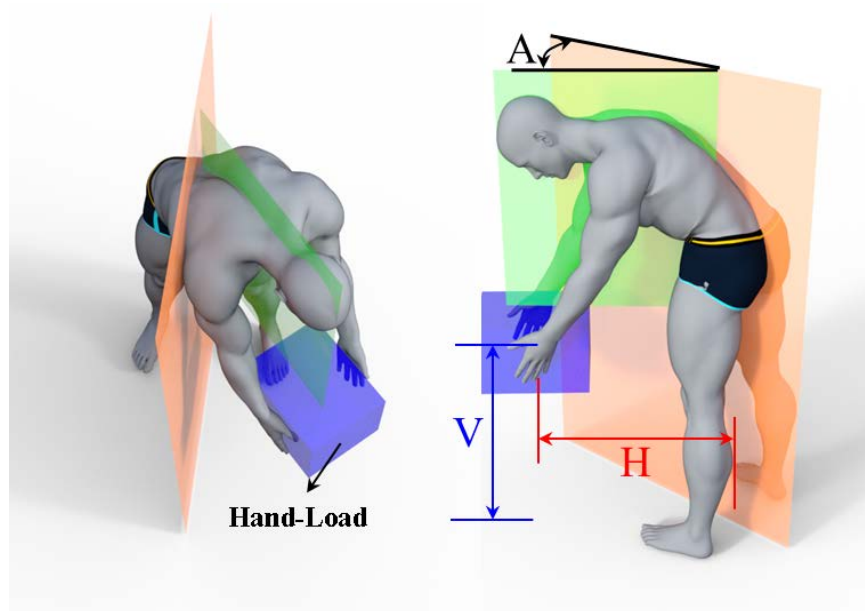


Figure 8-1. Représentation schématique d'une tâche de lever asymétrique (A : angle d'asymétrie; H : distance horizontale entre les mains (charge) et les chevilles; V : distance verticale des mains (charge) par rapport au sol). Le plan d'asymétrie (surligné en vert - perpendiculaire au plan transversal) est défini pour passer par T11, T1 et par la charge des mains dans la posture déformée.

Lors de levers peu fréquents, le critère biomécanique est le principal déterminant de la RWL de l'équation du NIOSH; cependant, ce critère biomécanique du NIOSH ne tient compte que de la compression vertébrale à L5-S1 ($< 3\ 400$ N) et néglige les charges vertébrales à d'autres niveaux et d'autres directions (c'est-à-dire les forces de cisaillement) (NIOSH, 1981). Pour évaluer l'équation du NIOSH, la RWL a été déterminée à partir de nos équations de régression (Ghezlbash *et al.*, 2020) en cherchant la masse minimale de chargement qui générerait une

compression de 3 400 N et/ou des forces de cisaillement de 1 000, 1 250 ou 1 500 N (Gallagher et Marras, 2012; Skrzypiec *et al.*, 2012) à L4-L5 et L5-S1 pour une femme moyenne (poids = 64 kg et taille = 160 cm; NIOSH, 1981). En outre, une étude paramétrique a été réalisée sur les effets du poids corporel (55, 64 et 80 kg) sur nos estimations de la RWL.

8.3 Résultats

Nos équations de régression (Nous : erreur moyenne = 0,11 MPa; $R^2 = 0,9$) ont eu la meilleure correspondance (suivies par *OpenSim*, *AnyBody*, le polynôme de McGill et 3DSSPP) par rapport aux mesures IDP *in vivo* (Figure 8-2 et Tableau 8.2). Des différences assez importantes ont été enregistrées dans les estimations des forces de compression (r moyen de Pearson = 0,80; écart-type de la différence relative = 26 %; Tableau 8.3) et surtout dans celles des forces de cisaillement (r moyen de Pearson = 0,68; écart-type de la différence relative = 56 %; Tableau 8.4). Le modèle *OpenSim* n'a pas convergé dans les tâches avec des charges externes importantes, en flexion et en asymétrie, et même un accroissement des contraintes musculaires maximales à 1,7 MPa n'a pas résolu le problème. Le polynôme de McGill était limité aux seules forces vertébrales au niveau L4-L5. Tous les outils ont par ailleurs démontré que les RWL du NIOSH pouvaient être supérieures à leur propre limite de sécurité (compression < 3 400 N), en particulier chez les sujets ayant un poids corporel plus important. L'évaluation qualitative de chaque outil est présentée dans le Tableau 8.5.

Sous la condition du 3 400 N maximum de compression à L4-L5 et L5-S1, l'équation du NIOSH avait une RWL globalement conservatrice (les RWL estimées par nos équations de régressions étaient pour la plupart au-dessus de la ligne d'identité; Figure 8-3a). Lorsque la compression (< 3 400 N) et le cisaillement (< 1 000 N) à L4-L5 et L5-S1 étaient tous deux pris en compte, la RWL estimée par le NIOSH restait conservatrice principalement pour les angles d'asymétrie < 30 ° (Figure 8-3b) alors que pour les angles d'asymétrie plus importants > 30 °, la RWL (qui ne prend pas en compte les forces de cisaillement) générait des charges de cisaillement > 1 000 N, Figure 8-3b). Avec des seuils de 1 250 ou 1 500 N comme critères de cisaillement maximum (au lieu de 1 000 N (Gallagher et Marras, 2012; Skrzypiec *et al.*, 2012)), les RWL ont été jugées relativement conservatrices par rapport à nos estimations, Figure 8-3b. L'augmentation du poids corporel a considérablement réduit les estimations des RWL faites par nos équations de régression alors que les prévisions du NIOSH sont restées inchangées, Figure 8-3c et d.

Tableau 8.2. Coefficient de détermination calculé (R^2) et erreur moyenne entre les IDP estimées et mesurées

Paramètres	Nous	AnyBody	OpenSim*	McGill'	3DSSPP
R^2	0.96	0.75	0.95	0.90	0.77
Erreur moyenne IDP (MPa)	0.11	0.19	0.14	0.21	0.27

Tableau 8.3. Coefficients de corrélation estimés, erreur relative \pm écart-type, erreur moyenne quadratique (RMSD) et charges vertébrales moyennes (\pm écart-type) en compression à L4-L5 déterminés par chacun des outils pour le participant le plus lourd (IMC = 30 kg/m²)

<i>Analyse</i>	<i>Outils</i>	<i>Nous</i>	<i>AnyBody</i> [‡]	<i>OpenSim</i> [*]	<i>3DSSPP</i>	<i>McGill's</i>
Correlation de Pearson	Nous	-	0.79	0.84	0.74	0.79
	AnyBody [‡]	0.79	-	0.84	0.70	0.79
	OpenSim [*]	0.84	0.84	-	0.85	0.91
	3DSSPP	0.74	0.70	0.85	-	0.74
	McGill's	0.79	0.79	0.91	0.74	-
Erreur relative (%) \pm Écart-type	Nous	-	15 \pm 19	3 \pm 20	26 \pm 18	16 \pm 30
	AnyBody [‡]	-15 \pm 19	-	-13 \pm 17	11 \pm 23	2 \pm 26
	OpenSim [*]	-3 \pm 20	13 \pm 17	-	18 \pm 17	16 \pm 15
	3DSSPP	-26 \pm 18	-11 \pm 23	-18 \pm 17	-	-9 \pm 30
	McGill's	-16 \pm 30	-2 \pm 26	-16 \pm 15	9 \pm 30	-
RMSD(N)	Nous	-	759	524	913	830
	AnyBody [‡]	759	-	644	839	736
	OpenSim [*]	524	644	-	777	551
	3DSSPP	913	839	777	-	906
	McGill's	830	736	551	906	-
Moyenne du chargement vertébral (N) \pm Écart-type	-	3 433 \pm 705	3 046 \pm 1 072	2 912 \pm 987	2 675 \pm 730	3 096 \pm 1 199

[‡]Les résultats ont été tirés de (Behjati et Arjmand, 2019).

^{*}OpenSim ne convergeait pas dans les tâches de très grands angles asymétriques.

Tableau 8.4. Coefficients de corrélation estimés, erreur relative \pm écart-type, erreur moyenne quadratique (RMSD) et charges vertébrales moyennes (\pm écart-type) en cisaillement à L5-S1 déterminés par chacun des outils pour le participant le plus léger (IMC = 22 kg/m²)

<i>Analyse</i>	<i>Outils</i>	<i>Nous</i>	<i>AnyBody[‡]</i>	<i>OpenSim[*]</i>	<i>3DSSPP</i>	<i>McGill's</i>
Correlation de Pearson	Nous	-	0.43	0.55	0.67	†
	AnyBody [‡]	0.43	-	0.87	0.81	†
	OpenSim [*]	0.55	0.87	-	0.78	†
	3DSSPP ^{**}	0.67	0.81	0.78	-	†
	McGill's	†	†	†	†	†
Erreur relative (%) \pm Écart-type	Nous	-	32 \pm 25	-7 \pm 43	81 \pm 22	†
	AnyBody [‡]	-32 \pm 25	-	-42 \pm 28	58 \pm 19	†
	OpenSim [*]	7 \pm 43	42 \pm 28	-	94 \pm 27	†
	3DSSPP ^{**}	-81 \pm 22	-58 \pm 19	-94 \pm 27	-	†
	McGill's I	†	†	†	†	†
RMSD(N)	Nous	-	350	505	517	†
	AnyBody [‡]	350	-	606	315	†
	OpenSim [*]	505	606	-	842	†
	3DSSPP ^{**}	517	315	842	-	†
	McGill's	†	†	†	†	†
Moyenne du chargement vertébral (N) \pm Écart-type	-	1 054 \pm 188	778 \pm 221	1 127 \pm 559	378 \pm 114	†

‡ Les résultats ont été tirés de (Behjati et Arjmand, 2019).

*OpenSim ne convergeait pas dans les tâches de très grands angles asymétriques.

**3DSSPP utilise un modèle sagittal 2D pour estimer les charges vertébrales à L5-S1; par conséquent, seules les tâches symétriques ont été retenues

† Le Polynôme de McGill ne prédit pas les forces de cisaillement.

Tableau 8.5. Remarques sur les outils d'analyse de lever

<i>Outils</i>	<i>Lacunes</i>
Nous	Chargement vertébral plus élevé en comparaison avec d'autres outils
<i>AnyBody</i>	Utilisation d'articulations sphériques avec des ressorts de rotation linéaires pour prendre en compte la colonne vertébrale ligamentaire passive; algorithme de mise à l'échelle heuristique
<i>OpenSim</i>	Les muscles ne peuvent pas contrebalancer les charges externes sous l'effet de grands angles d'asymétrie avec des charges importantes.
McGill's	Limitée à la compression au niveau L4-L5; elle prend seulement en données d'entrée les moments nets externes; elle ne tient donc pas compte des effets de l'orientation de la charge; pas d'algorithme de mise à l'échelle
3DSSPP	Modèle MS simple en particulier lors du calcul des charges vertébrales à L5-S1; en comparaison aux autres outils, c'est celui avec les plus petites estimations des charges vertébrales - Algorithme d'échelle heuristique

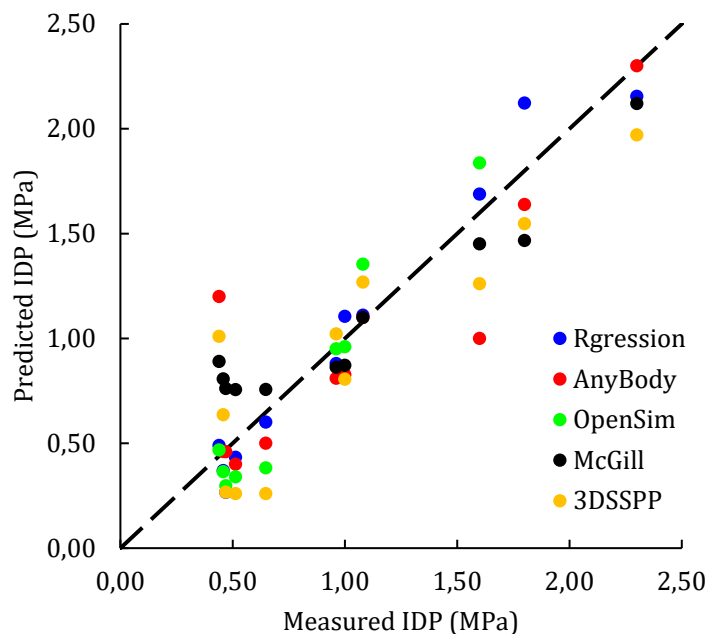


Figure 8-2. Estimation des IDP à partir de différents outils d'analyse de lever par rapport aux mesures réelles (au niveau L4-L5).

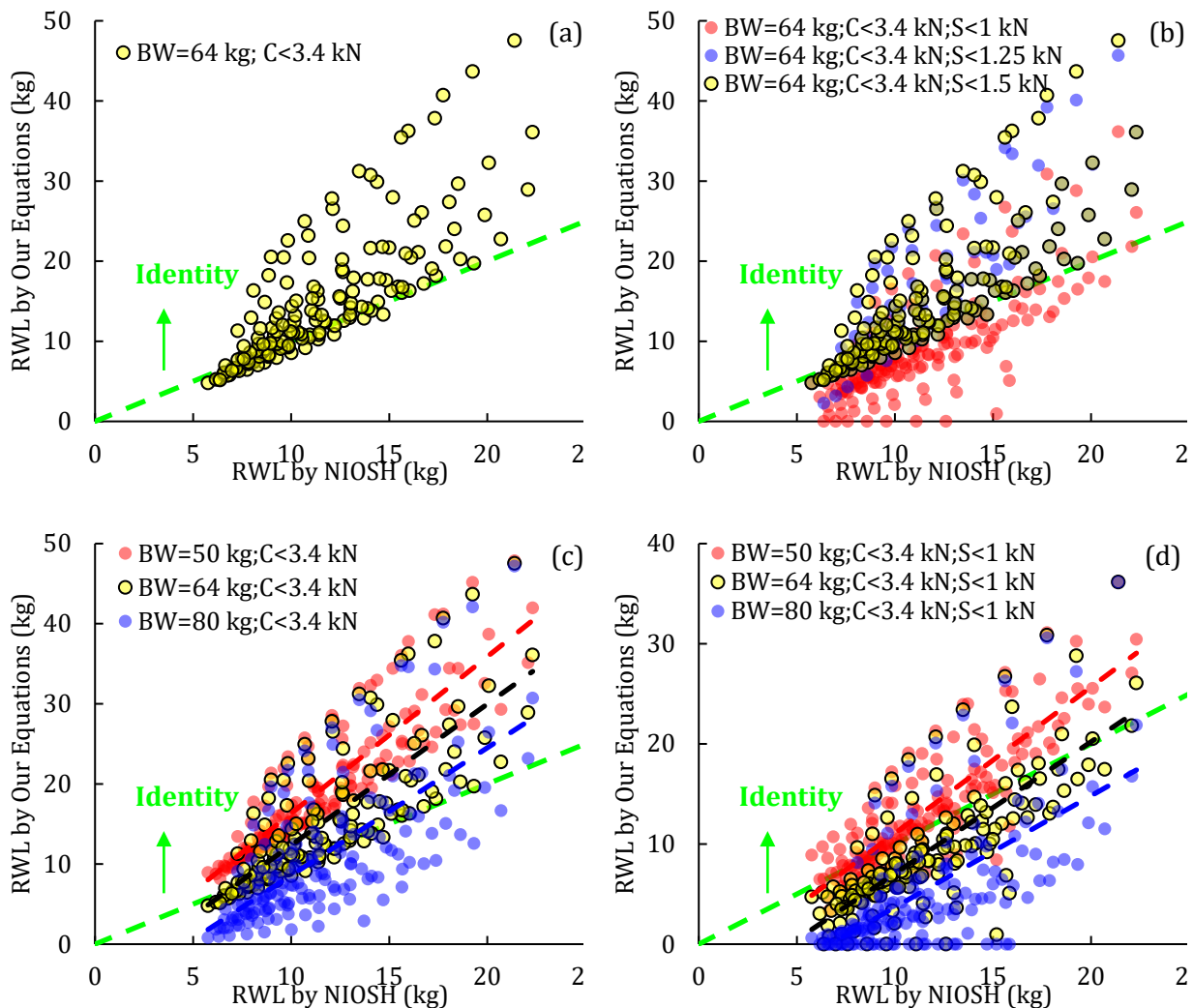


Figure 8-3. (a) RWL estimé par NIOSH par rapport à celui de nos équations de régression lorsque seule la compression vertébrale ($C < 3400$ N) à L4-L5 et L5-S1 est prise en compte comme critère biomécanique (poids corporel = 64 kg et taille corporelle = 160 cm). (b) RWL estimé par NIOSH par rapport à celui de nos équations de régression lorsque la compression vertébrale ($C < 3400$ N) et le cisaillement ($S < 1000$, 1250 ou 1500 N) à L4-L5 et L5-S1 sont tous deux pris en compte comme critères biomécaniques (poids corporel = 64 kg et taille corporelle = 160 cm) RWL estimé par NIOSH par rapport à nos équations de régression pour différents poids corporels (BW) lorsque : (c) seule la compression vertébrale (< 3400 N); ou (d) à la fois la compression et le cisaillement ($C < 3400$ N et $S < 1000$ N) à L4-L5 et L5-S1 sont pris comme critères biomécaniques (taille du corps = 160 cm). La RWL a été estimée à $H = 25, 30, \dots, 60$ cm, $V = 20, 40, \dots, 100$ cm, et $A = 0, 30, 60, 90^\circ$ (figure 8.1). Les points directement sur l'axe horizontal montrent que dans ces tâches, les forces de cisaillement de la colonne vertébrale dépassent 1000 N sans aucune charge manuelle.

8.4 Discussion

En comparaison avec les mesures *in vivo*, nos équations de régression suivies par *OpenSim*, *AnyBody*, le polynôme de McGill et al (1996b) et 3DSSPP ont prédit de manière satisfaisante les IDP au niveau L4-L5. Les outils d'analyse étaient meilleurs dans la prédiction de la compression (r moyen de Pearson = 0,80; écart-type de la différence relative = 26 %) que dans le cas des forces de cisaillement (r moyen de Pearson = 0,68; écart-type de la différence relative = 56 %). Les RWL du NIOSH ont généré une compression lombaire > 3400 N (critère de sécurité biomécanique du NIOSH) ainsi qu'un cisaillement > 1 000 N en particulier chez les sujets ayant un poids corporel plus élevé et dans des angles d'asymétrie plus importants.

Limites : Lors de la comparaison des différents modèles MS, seulement deux poids corporels (70 et 93 kg) ont été pris en compte; toutefois les charges vertébrales varient presque linéairement avec le poids corporel (Ghezelbash *et al.*, 2016a). Les outils ont été comparés dans le cadre de tâches de lever symétriques et asymétriques et d'autres activités de manutention n'ont pas été étudiées telles que la poussée et la traction (El Ouaid *et al.*, 2018; El Ouaid *et al.*, 2014). La comparaison entre les outils a été limitée aux niveaux lombaires inférieurs, L4-L5 et L5-S1. Enfin les multiplicateurs du NIOSH correspondant à un soulèvement peu fréquent en négligeant la fréquence et la répétition d'une tâche n'ont pas été évalués.

Interprétations : Les outils d'analyse du lever de charge évalué dans cette étude utilisent différents algorithmes d'estimation de la force (par exemple, basés sur l'EMG, l'optimisation), plusieurs types de modèles de la colonne vertébrale (par exemple, multiarticulation, articulation simple), des algorithmes de mise à l'échelle variés, des architectures musculaires et des propriétés actives/passives, qui ont tous contribué aux variations dans la force de compression et des forces de cisaillement des charges sur la colonne vertébrale. La sensibilité des forces de cisaillement à l'orientation du plan de projection (c'est-à-dire un plan transversal du disque) explique en partie les différences plus importantes de ces forces. Tous les outils ont prédit de manière satisfaisante les IDP par rapport aux mesures *in vivo* (Wilke *et al.*, 2001; Wilke *et al.*, 1999). Toutefois, il convient de noter que ces mesures *in vivo* ont été effectuées sur un seul sujet, que la IDP varie en fonction du temps et de l'emplacement dans le nucleus pulposus (Schmidt et Shirazi-Adl, 2018), et que la relation compression/IDP utilisée ici est une approximation (Ghezelbash *et al.*, 2016b); par conséquent, les comparaisons de IDP doivent être effectuées avec la plus grande prudence.

Certains outils d'analyse de lever violent les principes physiques et physiologiques. Avec un modèle de la colonne vertébrale à un seul niveau, le 3DSSPP ne satisfait pas aux équations d'équilibre des moments à tous les niveaux (Arjmand *et al.*, 2007). En outre, il utilise un modèle 2D simple pour évaluer les charges au niveau L5-S1. Le modèle d'*OpenSim* ne dispose pas de ressorts ou de poutres de rotation pour simuler la colonne ligamentaire (Bruno *et al.*, 2015) et ne pouvait donc pas contrebalancer les charges externes dans les tâches exigeantes et asymétriques pour lesquelles la résistance était non négligeable. De plus il n'était pas possible de résoudre le problème pour toutes les tâches en augmentant la contrainte musculaire maximale de la colonne à 1,5 MPa (Ghezelbash *et al.*, 2018a). Enfin *AnyBody* et 3DSSPP ont utilisé des algorithmes de mise à l'échelle heuristique pour tenir compte des variations de taille et de poids, bien qu'une telle approche ne soit pas physiologique (Rasmussen *et al.*, 2005).

En raison des différences qui existent entre les individus (p. ex : poids corporel, taille, sexe, la cinématique, la force vertébrale), il est clair que des seuils uniques sur la compression et/ou les forces de cisaillement ne peuvent pas représenter les risques de blessure pour l'ensemble de la population. Pour estimer la RWL, les équations du NIOSH ont utilisé une valeur limite de compression de 3 400 N à L5-S1 basée sur une charge de rupture vertébrale à partir de plusieurs études (Waters et Putz-Anderson, 1991). Avec une compression de 3 400 N choisit pour être inférieur à la charge de rupture de 80 % de la population, elle dépasse la charge de sécurité pour les 20 % restants (Brinckmann *et al.*, 1987; Waters et Putz-Anderson, 1991). Pour comparer les RWL de nos équations avec celles de l'équation de lever du NIOSH et en l'absence de toute indication sur les données anthropométriques utilisées dans cette dernière (NIOSH, 1981; Waters et Putz-Anderson, 1991), un poids (64 kg) et une taille (160 cm) d'une femme du 50e centile dans les années 1980 a été retenue comme données d'entrée (Figure 8-3c). Le critère biomécanique du NIOSH et l'équation de lever sont indépendants du poids du sujet, et la RWL par le NIOSH reste relativement conservateur pour les individus de masse maigre (IMC < 25 kg/m²), mais pour les individus plus lourds, la RWL a généré une compression vertébrale > 3 400 N (ce qui a violé le critère biomécanique du NIOSH-Figure 8-3c). Il est vrai qu'un poids corporel plus élevé augmente sensiblement les charges vertébrales (Ghezelbash *et al.*, 2017; Han *et al.*, 2013), mais il peut aussi augmenter la densité minérale osseuse ainsi que la taille des vertèbres et donc la résistance à la rupture des vertèbres (Brinckmann *et al.*, 1987; Brinckmann *et al.*, 1989; Huber *et al.*, 2016). En outre, certaines études épidémiologiques suggèrent qu'un poids corporel plus important (et des charges sur la colonne vertébrale) peut même jouer un rôle protecteur en retardant la dégénérescence discale (Videman *et al.*, 2010).

L'équation du NIOSH a suggéré des RWL relativement conservatrices par rapport à nos estimations pour une femme de poids moyen (IMC = 25 kg/m²) en compression < 3 400 N et en cisaillement < 1 250 N (Figure 8-3c et d); cependant, les RWL de l'équation ont généré un cisaillement > 1 000 N dans certaines tâches (Gallagher et Marras, 2012). Dans un certain nombre de cas, pour une limite de cisaillement de 1 000 N, des charges nulles (0 kg) ont été recommandées par nos équations de régression sous l'effet d'une flexion et d'une asymétrie plus importantes suggérant que le seuil de la force de cisaillement est dépassé sous la seule charge de gravité du tronc sans aucun poids externe dans les mains (Figure 8-3). L'analyse de sensibilité a montré que l'augmentation de la charge de cisaillement maximale admissible de 1 000 N à 1 250 N modifiait sensiblement les RWL estimées à partir de nos équations (Figure 8-3b); cependant, les différences entre les seuils de cisaillement variant de 1 250 et 1 500 N restaient faibles, car dans une majorité des tâches, le cisaillement de la colonne vertébrale est inférieur à 1 200 N. Plusieurs études ont estimé une charge de rupture de la colonne vertébrale en cisaillement pur, mais un segment vertébral ne subit que rarement (voire jamais) ce type de chargement pur.

Il convient de noter que l'estimation des étendues de rupture et du risque de lésion des segments vertébraux reste assez difficile en raison des difficultés techniques liées à l'application des forces de cisaillement et de compression (Skrzypiec *et al.*, 2013; Skrzypiec *et al.*, 2012) pour différentes postures et de la dépendance du seuil de rupture à de nombreux paramètres tels que l'historique des charges, la posture, la taille, la densité minérale osseuse, etc. (Huber *et al.*, 2016). Une analyse précise des risques biomécaniques nécessite la détermination des charges vertébrales et des charges de rupture chez chaque personne prise individuellement, en utilisant des modèles de rupture personnalisés et fiables. Enfin, la douleur dorsale est un problème aux multiples

facettes, et une prise en compte adéquate des paramètres génétiques, psychosociaux et biomécaniques (Wang et Battié, 2014) est essentielle pour une évaluation, une prévention et un traitement efficace des affections au dos.

En résumé : Les charges sur la colonne lombaire estimées par les équations de régression (développées dans le cadre de ce projet -chapitre 7), *OpenSim*, *AnyBody*, le polynôme de McGill *et al.* (1996b) et 3DSSPP étaient globalement plus proches en compression qu'en cisaillement, et tous les outils présentaient une concordance satisfaisante avec les mesures *in vivo* de la pression intradiscale. Dans de nombreuses tâches, en particulier pour des conditions de poids corporels plus élevés avec des charges manuelles et des angles d'asymétrie, les estimations des poids recommandés au moyen de l'équation de lever du NIOSH ont généré des forces de compression lombaire > 3 400 N ainsi que des forces de cisaillement > 1 000 N tandis que chez les individus moins lourds, les poids recommandés du NIOSH sont demeurés conservateurs (compression < 3 400 N et cisaillement < 1 250 N). Bien que la charge estimée par l'équation de lever du NIOSH est indépendante du poids corporel, ce dernier a sensiblement modifié la valeur trouvée dans nos équations de régression.

9. LES RETOMBÉES DE LA RECHERCHE

Les deux premiers objectifs de cette recherche consistaient à mettre à jour le modèle musculosquelettique (MS) du tronc, puis ensuite de développer des équations de régression capable de prédire les chargements vertébraux dans des postures symétriques et asymétriques. En conséquence, un modèle MS du tronc a été amélioré en affinant l'architecture musculaire, en ajoutant un nouveau disque déformable (T11-T12) et en introduisant un algorithme de mise à l'échelle pour explorer les effets de variations d'âge, de sexe, de poids corporel et de taille sur la biomécanique et les charges vertébrales. L'algorithme de mise à l'échelle a permis d'ajuster l'architecture musculaire (bras du moment de force musculaire et aire de section transverse), la géométrie de la colonne vertébrale, les propriétés passives de la colonne ligamentaire et les charges gravitationnelles segmentaires en fonction du sexe du sujet, de l'âge, du poids et de la taille. Une analyse de sensibilité des données d'entrée du modèle a démontré que le poids corporel (et l'obésité dans un cas extrême) affectait considérablement les charges vertébrales tandis que les effets des autres facteurs (taille sexe et âge) restaient relativement faibles. Par la suite, des équations de régression personnalisées ont été développées pour estimer les charges vertébrales lors de diverses tâches de levée symétrique et asymétrique. La performance et la validité du modèle ont été évaluées en comparant : 1) les pressions intradiscales (IDP) estimées avec des mesures *in vivo* issues de la littérature et 2) les activités musculaires (EMG) estimées (lors d'efforts maximaux et de tâches de levée de charges) avec les EMG mesurés. Dans le premier cas, les résultats de l'IDP ont été très satisfaisant et dans le second, la concordance de l'EMG estimée variait de moyen à faible avec celles mesurées.

Le troisième et dernier objectif (Chapitre 1) consistait à comparer les chargements vertébraux estimés à partir de 5 outils d'analyse de lever différents ainsi qu'évaluer de manière critique la limite de poids recommandée par l'équation de lever du NIOSH. Cet article a permis de constater que les équations de régression développées dans cette recherche ont eu la meilleure correspondance (suivies par *OpenSim*, *AnyBody*, le polynôme de McGill et 3DSSPP) par rapport aux mesures intradiscales *in vivo*. Aussi pour des conditions de poids corporels plus élevés avec des charges manuelles et des angles d'asymétrie, les estimations des poids recommandés au moyen de l'équation de lever du NIOSH ont généré des forces de compression lombaire > 3 400 N ainsi que des forces de cisaillement > 1 000 N tandis que chez les individus moins lourds, les poids recommandés du NIOSH sont demeurés conservateurs (compression < 3 400 N et cisaillement < 1 250 N).

9.1 Retombées scientifiques

Un grand total de sept articles scientifiques ont été écrits dont six publiés, tous accessibles (ou bientôt accessible) sur le site internet de l'IRSSST

- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2016). Subject-specific biomechanics of trunk: Musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 15(6), 1699-1712.
- Ghezelbash, F., Eskandari, A. H., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2018b). Effects of motion segment simulation and joint positioning on spinal loads in trunk musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, 70, 149-156.

- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z., Plamondon, A. et Meakin, J. R. (2016). Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3492-3501.
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Arjmand, N. et Parnianpour, M. (2017). Obesity and obesity shape markedly influence spine biomechanics: A subject-specific risk assessment model. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(10), 2373- 2382.
- Ghezelbash, F., El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2018a). Trunk musculoskeletal response in maximum voluntary exertions: A combined measurement-modeling investigation. *Journal of Biomechanics*, 70, 124-133.
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., El Ouaaid, Z., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2020) Subject-specific regression equations to estimate lower spinal loads during symmetric and asymmetric static lifting. *Journal of Biomechanics*, 102, 1-12, 109550.
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2020). Comparison of different lifting analysis tools in estimating lower spinal loads: Evaluation of NIOSH criterion. *Journal of Biomechanics*, 112, 110024.

9.2 Retombées pratiques

Le modèle MS du tronc est un outil de recherche avancé utile seulement pour des chercheurs chevronnés. Son application s'effectue principalement dans le cadre de recherches subventionnées et celles-ci devraient se poursuivre sur de nombreuses années encore. Toutefois, pour des intervenants en SST, on retient plusieurs concepts importants :

1. le poids corporel est un facteur important du chargement vertébral qu'il ne faut pas négliger;
2. l'asymétrie de posture (**A**) affecte de façon significative les charges vertébrales;
3. les facteurs qui influent le plus sur le chargement vertébral sont dans l'ordre : l'angle de flexion du tronc (**F**) (45 %); la masse (**M**) de la charge externe (22 %); le bras de levier (**D**) du moment de la charge externe (12 %); le poids corporel (11 %) et l'asymétrie de posture (**A**) (8 %). Ainsi réduire l'inclinaison du tronc en prenant une charge à hauteur de hanche est une des mesures les plus efficaces pour réduire le chargement lombaire. Il faut spécifier qu'un contexte de travail différent pourrait modifier l'importance de ces facteurs.
4. deux équations de prédiction du chargement lombaire ont été construites pour estimer le chargement lombaire dans des postures symétriques et asymétriques. Ces équations peuvent être utilisées, par exemple, par des ergonomes pour évaluer des manutentionnaires dans des postes de travail à risque afin de modifier ces postes pour les rendre plus sécuritaires.

9.3 Comment utiliser les équations de régression du chapitre 7

Ces équations peuvent être facilement utilisées en suivant ces étapes :

1. vous devez choisir entre l'équation destinée à une personne en position debout droite (Tableau 7.2) ou en position du tronc fléchi (Tableau 7.3). Puis, si vous désirez le chargement lombaire à L4-L5 ou encore L5-S1 (le plus souvent : L5-S1). Exemple du chargement lombaire en compression à L5-S1 en position fléchie (Tableau 7.3);
2. vous devez ensuite déterminer chacun des paramètres suivants :
 - a. POIDS (kg) : le poids corporel du travailleur; exemple 70 kg;
 - b. MASSE (kg) : la masse en kg de la charge à soulever; exemple 15 kg;
 - c. ANGLE A (en degrés) : l'angle d'asymétrie du travailleur; pour vous aider à identifier ce paramètre, utiliser la Figure 7-1; exemple : 30 degrés;
 - d. FLEXION F (en degrés) : la flexion du tronc du travailleur; pour vous aider à identifier ce paramètre, utiliser la Figure 7-1; exemple 45 degrés;
 - e. DISTANCE D (en cm) : estimer la distance horizontale de la charge aux épaules; pour vous aider à identifier ce paramètre, utiliser la Figure 7-1; exemple 10 cm;
3. ensuite, introduisez chacun des paramètres dans l'équation ou encore (plus facilement) dans un tableau Excel; la force de compression estimée est égale à 2 749 N

Forces de compression à L5-S1			
Paramètres	Paramètres	Coefficients	Para * Coeff
Constant	1	71,3142	71,3
Poids BW	70	9,654267	675,8
Masse M	15	0	0,0
Angle A	30	20,6088	618,3
Flexion F	45	-5,42554	-244,1
Distance D	10	0	0,0
BW×M	1050	0,069926	73,4
BW×A	2100	0	0,0
BW×F	3150	0,240893	758,8
BW×D	700	0,029001	20,3
M×A	450	-0,17423	-78,4
M×F	675	0,913375	616,5
M×D	150	2,538994	380,8
A×F	1350	-0,09936	-134,1
A×D	300	-0,06479	-19,4
F×D	450	0,022737	10,2
			2749

Une force de compression de 2 749 N est sous le seuil du 3 400 N recommandé par le NIOSH (Waters *et al.*, 1993). Toutefois, ce niveau limite est à revoir et des travaux futurs devraient améliorer ces estimations. De plus, il est important de noter que ces équations ne s'appliquent que pour des conditions de manutention quasi statique avec une charge aux deux mains. Si la tâche de manutention s'éloigne de beaucoup du contexte de la Figure 7-1, il y a lieu d'être prudent dans l'interprétation des valeurs du chargement lombaire obtenues.

10. CONCLUSION

Un modèle musculosquelettique guidé par la cinématique, mis à jour par une architecture musculaire améliorée, un disque déformable additionnel (T11-T12) et un nouvel algorithme de mise à l'échelle a été utilisé pour examiner la biomécanique personnalisée de la colonne vertébrale. En personnalisant tous les paramètres du modèle MS (les bras de levier des muscles, les aires transverses musculaires, le chargement gravitationnel, la géométrie de la colonne, les propriétés passives et la cinématique de la colonne vertébrale), et en effectuant une analyse de sensibilité sur les données d'entrées du modèle (sexe, âge, taille et poids), il a été démontré que le poids d'une personne influence nettement les forces de chargement subies par la colonne vertébrale, alors que l'influence des autres facteurs était plutôt faible. Lors de tâches de contraction musculaire volontaire maximale (CVM) en flexion et en extension, les valeurs prédites d'activité musculaire par le modèle personnalisé étaient très près des EMG enregistrés, alors que les prédictions concernant les CVM en rotation axiale et en flexion latérale n'avaient pas la même exactitude.

Des équations de régression faciles à utiliser ont été mises au point dans le but de prédire les forces de compression et de cisaillement subies par la colonne vertébrale (aux niveaux L4-L5 et L5-S1) lors de tâches symétriques et asymétriques. Les équations personnalisées ont correctement estimé les valeurs de pression intradiscale en comparant les valeurs calculées avec les résultats mesurés *in vivo* issus de la littérature. Lors de plusieurs tâches symétriques et asymétriques, les valeurs estimées des activités musculaires étaient moyennement (pour les muscles du dos) à faiblement (pour les muscles abdominaux) comparables avec les EMG enregistrés des participants. Par conséquent, les équations de régression proposées peuvent être utilisées pour évaluer les risques de blessures lors d'activités de manutention. Enfin, ces équations de régression ont eu la meilleure correspondance (suivies par *OpenSim*, *AnyBody*, le polynôme de McGill et 3DSSPP) par rapport aux mesures intradiscales *in vivo*. Aussi, les estimations des poids recommandés au moyen de l'équation de lever du NIOSH ont généré des forces de compression lombaire plus élevées que la limite recommandée chez des personnes de poids corporel supérieur tandis que chez les individus moins lourds, les poids recommandés du NIOSH sont demeurés conservateurs (compression < 3 400 N et cisaillement < 1 250 N).

BIBLIOGRAPHIE

- Adams, M. A. (2015). Intervertebral disc tissues. Dans B. Derby, R. Akhtar (Édit.), *Mechanical properties of aging soft tissues* (p. 7-35). New York, NY: Springer.
- Adams, M. A., Freeman, B. J., Morrison, H. P., Nelson, I. W. et Dolan, P. (2000). Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine*, 25(13), 1625-1636.
- Adams, M. A. et Roughley, P. J. (2006). What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? *Spine*, 31(18), 2151-2161.
- Anderson, D. E., D'Agostino, J. M., Bruno, A. G., Manoharan, R. K. et Bouxsein, M. L. (2012). Regressions for estimating muscle parameters in the thoracic and lumbar trunk for use in musculoskeletal modeling. *Journal of Biomechanics*, 45(1), 66-75. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.10.004
- Andersson, G., Örtengren, R. et Schultz, A. (1980). Analysis and measurement of the loads on the lumbar spine during work at a table. *Journal of Biomechanics*, 13(6), 513-520.
- Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2005). Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. *Spine*, 30(23), 2637-2648.
- Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2006a). Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 510-521.
- Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2006b). Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *European Spine Journal*, 15(8), 1265-1275.
- Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2006c). Sensitivity of kinematics-based model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. *Medical Engineering & Physics*, 28(6), 504-514.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A. et Bazrgari, B. (2006d). Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, 21(7), 668-675.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A. et Parnianpour, M. (2007). Trunk biomechanical models based on equilibrium at a single-level violate equilibrium at other levels. *European Spine Journal*, 16(5), 701-709.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A. et Parnianpour, M. (2008a). Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(3), 291-299.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A. et Parnianpour, M. (2008b). Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. *Clinical Biomechanics*, 23(8), 969-978.
- Arjmand, N., Gagnon, D., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A. et Larivière, C. (2009). Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models. *Clinical Biomechanics*, 24(7), 533-541.
- Arjmand, N., Gagnon, D., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A. et Larivière, C. (2010). A comparative study of two trunk biomechanical models under symmetric and asymmetric loadings. *Journal of Biomechanics*, 43(3), 485-491.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Larivière, C. et Parnianpour, M. (2011). Predictive equations to estimate spinal loads in symmetric lifting tasks. *Journal of Biomechanics*, 44(1), 84-91.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M. et Larivière, C. (2012). Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. *Clinical Biomechanics*, 27(6), 537-544.

- Arjmand, N., Ekrami, O., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Parnianpour, M. (2013). Relative performances of artificial neural network and regression mapping tools in evaluation of spinal loads and muscle forces during static lifting. *Journal of Biomechanics*, 46(8), 1454-1462.
- Arjmand, N., Amini, M., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Parnianpour, M. (2015). Revised NIOSH lifting equation may generate spine loads exceeding recommended limits. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 47, 1-8. doi: 10.1016/j.ergon.2014.09.010
- Arshad, R., Zander, T., Dreischarf, M. et Schmidt, H. (2016). Influence of lumbar spine rhythms and intra-abdominal pressure on spinal loads and trunk muscle forces during upper body inclination. *Medical Engineering & Physics*, 38(4), 333-338.
- Azen, R. et Budescu, D. V. (2003). The dominance analysis approach for comparing predictors in multiple regression. *Psychological Methods*, 8(2), 129.
- Azghani, M., Farahmand, F., Meghdari, A., Vossoughi, G. et Parnianpour, M. (2009). Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 223(6), 755-766. doi: 10.1243/09544119JEIM537
- Bassani, T., Stucovitz, E., Qian, Z., Briguglio, M. et Galbusera, F. (2017). Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4/L5 level. *Journal of Biomechanics*, 58, 89-96. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.025
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. et Arjmand, N. (2007). Analysis of squat and stoop dynamic liftings: Muscle forces and internal spinal loads. *European Spine Journal*, 16(5), 687-699.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. et Kasra, M. (2008a). Computation of trunk muscle forces, spinal loads and stability in whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration*, 318(4), 1334-1347.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. et Kasra, M. (2008b). Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations: Relative roles of inertia and muscle forces. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2639-2646.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., Trottier, M. et Mathieu, P. (2008c). Computation of trunk equilibrium and stability in free flexion: Extension movements at different velocities. *Journal of Biomechanics*, 41(2), 412-421.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. et Lariviere, C. (2009). Trunk response analysis under sudden forward perturbations using a kinematics-driven model. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1193-1200.
- Behjati, M. et Arjmand, N. (2019). Biomechanical assessment of the NIOSH Lifting equation in asymmetric load-handling activities using a detailed musculoskeletal model. *Human Factors*, 61(2), 191-202. doi: 10.1177/0018720818795038
- Bielby, W. T. et Baron, J. N. (1986). Men and women at work: Sex segregation and statistical discrimination. *American Journal of Sociology*, 91(4), 759-799. doi: 10.1086/228350
- Bigos, S., Spengler, D., Martin, N., Zeh, J., Fisher, L., Nachemson, A. et Wang, M. (1986). Back injuries in industry: A retrospective study: II: Injury factors. *Spine*, 11(3), 246-251.
- Bongers, P. M., de Winter, C. R., Kompier, M. A. et Hildebrandt, V. H. (1993). Psychosocial factors at work and musculoskeletal disease. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19(5), 297-312.
- Boocock, M. G., Mawston, G. A. et Taylor, S. (2015). Age-related differences do affect postural kinematics and joint kinetics during repetitive lifting. *Clinical Biomechanics*, 30(2), 136-143.

- Bovenzi, M., Schust, M., Menzel, G., Hofmann, J. et Hinz, B. (2015). A cohort study of sciatic pain and measures of internal spinal load in professional drivers. *Ergonomics*, 58(7), 1088-1102.
- Brinckmann, P., Biggemann, M. et Hilweg, D., (1987). Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, 2(2), 94-96.
- Brinckmann, P., Biggemann, M. et Hilweg, D., (1989). Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, 4(2), 1-27.
- Brown, S. H. et Potvin, J. R. (2005). Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 745-754.
- Bruno, A. G., Bouxsein, M. L. et Anderson, D. E. (2015). Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(8), 081003. doi: 10.1115/1.4030408
- Bruno, A. G., Mokhtarzadeh, H., Allaire, B. T., Velie, K. R., De Paolis Kaluza, M., Anderson, D. E. et Bouxsein, M. L. (2017). Incorporation of CT-based measurements of trunk anatomy into subject-specific musculoskeletal models of the spine influences vertebral loading predictions. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(10), 2164-2173.
- Buchbinder, R., Blyth, F. M., March, L. M., Brooks, P., Woolf, A. D. et Hoy, D. G. (2013). Placing the global burden of low back pain in context. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 27(5), 575-589.
- Burdorf, A. et Sorock, G. (1997). Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 23(4), 243-256.
- Burkhart, K. A., Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., Bean, J. F. et Anderson, D. E. (2017). Estimating apparent maximum muscle stress of trunk extensor muscles in older adults using subject-specific musculoskeletal models. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(1), 498-505.
- Chaffin, D. B. (1969). A computerized biomechanical model: Development of and use in studying gross body actions. *Journal of Biomechanics*, 2(4), 429-441.
- Cheung, K. M., Karppinen, J., Chan, D., Ho, D. W., Song, Y.-Q., Sham, P., . . . et Luk, K. D. (2009). Prevalence and pattern of lumbar magnetic resonance imaging changes in a population study of one thousand forty-three individuals. *Spine*, 34(9), 934-940.
- Cholewicki, J. et McGill, S. M. (1995). Relationship between muscle force and stiffness in the whole mammalian muscle: A simulation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117(3), 339-342.
- Cholewicki, J. et McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clinical of Biomechanics*, 11(1), 1-15.
- Coenen, P., Kingma, I., Boot, C. R., Twisk, J. W., Bongers, P. M. et van Dieën, J. H. (2013). Cumulative low back load at work as a risk factor of low back pain: a prospective cohort study. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 23(1), 11-18. doi: 10.1007/s10926-012-9375-z
- da Costa, B. R. et Vieira, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 53(3), 285-323.
- Damkot, D., Pope, M., Lord, J. et Frymoyer, J. (1984). The relationship between work history, work environment and low-back pain in men. *Spine*, 9(4), 395-399.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E. et de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system. *Simulation Modelling Practice & Theory*, 14(8), 1100-1111.

- Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M. et Danneels, L. A. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 333-342.
- Dar, F. H., Meakin, J. R. et Aspden, R. M. (2002). Statistical methods in finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9), 1155-1161.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M. et Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573-1579.
- De Zee, M., Hansen, L., Wong, C., Rasmussen, J. et Simonsen, E.B. (2007). A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics*, 40, 1219-1227. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.030
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., . . . et Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950.
- Delp, S. L., Suryanarayanan, S., Murray, W. M., Uhlir, J. et Triolo, R. J. (2001). Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 371-375.
- DePalma, M. J., Ketchum, J. M. et Saullo, T. R. (2012). Multivariable analyses of the relationships between age, gender, and body mass index and the source of chronic low back pain. *Pain Medicine*, 13(4), 498-506.
- Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Rohlmann, A. et Schmidt, H. (2016). Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 833-845.
- El-Rich, M., Shirazi-Adl, A. et Arjmand, N. (2004). Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: combined model and in vivo studies. *Spine*, 29(23), 2633-2642.
- El Ouaaid, Z., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A. et 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 Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N. et Plamondon, A. (2013a). Coupled objective function to study the role of abdominal muscle forces in lifting using the kinematics-driven model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(1), 54-65.
- El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Larivière, 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(13), 2228-2235.
- El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2014). Elevation and orientation of external loads influence trunk neuromuscular response and spinal forces despite identical moments at the L5-S1 level. *Journal of Biomechanics*, 47(12), 3035-3042.
- El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A. et Plamondon, A. (2018). Trunk response and stability in standing under sagittal-symmetric pull-push forces at different orientations, elevations and magnitudes. *Journal of Biomechanics*, 70, 166-174. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.10.008
- Ferguson, S. et Marras, W. (1997). A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 211-226.

- Freivalds, A., Chaffin, D. B., Garg, A. et Lee, K. S. (1984). A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *Journal of Biomechanics*, 17(4), 251-262.
- Frymoyer, J., Pope, M., Clements, J. H., Wilder, D. G., MacPherson, B. et Ashikaga, T. (1983). Risk factors in low-back pain: An epidemiological survey. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 65(2), 213-218.
- Frymoyer, J. (1990). Magnitude of the problem. Dans J. Weinstein, S. W. Weisel (Édit.), *The lumbar spine* (p. 719-721). Philadelphia, PA: WB Saunders
- Gagnon, D., Lariviere, C. et 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. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 359-372.
- Gallagher, S. et Marras, W.S. (2012). Tolerance of the lumbar spine to shear: A review and recommended exposure limits. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 973-978.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I. A. et Laible, J. P. (1995). Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(5), 802-808.
- Gardner-Morse, M. et Stokes, I. A. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 86-91.
- Gardner-Morse, M. G. et Stokes, I. A. (2004). Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *Journal of Biomechanics*, 37(2), 205-212.
- Garg, A., Boda, S., Hegmann, K. T., Moore, J. S., Kapellusch, J. M., Bhojar, P., . . . et Bloswick, D. (2014). The NIOSH lifting equation and low-back pain: Part 1: Association with low-back pain in the backworks prospective cohort study. *Human Factors*, 56(1), 6-28.
- Gerus, P., Sartori, M., Besier, T. F., Fregly, B. J., Delp, S. L., Banks, S. A., . . . et Lloyd, D. G. (2013). Subject-specific knee joint geometry improves predictions of medial tibiofemoral contact forces. *Journal of Biomechanics*, 46(16), 2778-2786.
- Ghezelbash, F., Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2015). Effect of intervertebral translational flexibilities on estimations of trunk muscle forces, kinematics, loads, and stability. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(16), 1760-1767.
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2016a). Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3492-3501.
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2016b). Subject-specific biomechanics of trunk: musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(6), 1699-1712.
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Arjmand, N. et Parnianpour, M. (2017). Obesity and obesity shape markedly influence spine biomechanics: A subject-specific risk assessment model. *Annals of Biomedical Engineering*, 45, 2373-2382. doi: 10.1007/s10439-017-1868-7
- Ghezelbash, F., El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2018a). Trunk musculoskeletal response in maximum voluntary exertions: A combined measurement-modeling investigation. *Journal of Biomechanics*, 70, 124-133.
- Ghezelbash, F., Eskandari, A., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. et Plamondon, A. (2018b). Effects of motion segment simulation and joint positioning on spinal loads in trunk musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, 70, 149-156. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.11.007
- Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., El Ouaaid, Z., Plamondon, A. et Arjmand, N. (2020). Subject-specific regression equations to estimate lower spinal loads during symmetric and

- asymmetric static lifting. *Journal of Biomechanics*, 102, 109550.
doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109550.
- Gilroy, A. M., MacPherson, B. R., Ross, L. M., Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., . . . et Wesker, K. (2008). *Atlas of anatomy*. Stuttgart, Allemagne: Thieme.
- Granata, K. et Marras, W. (1995). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309-1317.
- Granata, K. et Wilson, S. (2001). Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 650-659.
- Gravel, D., Gagnon, M., Plamondon, A. et Desjardins, P. (1997). Development and application of predictive equations of maximal static moments generated by the trunk musculature. *Clinical Biomechanics*, 12(5), 314-324.
- Hadjipavlou, A., Tzermiadianos, M., Bogduk, N. et Zindrick, M. (2008). The pathophysiology of disc degeneration: A critical review. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 90(10), 1261-1270.
- Hajihosseinali, M., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F. et Ghiasi, M. (2014). A novel stability and kinematics-driven trunk biomechanical model to estimate muscle and spinal forces. *Medical Engineering & Physics*, 36(10), 1296-1304.
- Hajihosseinali, M., Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2015). Effect of body weight on spinal loads in various activities: A personalized biomechanical modeling approach. *Journal of Biomechanics*, 48(2), 276-282.
- Han, K.-S., Rohlmann, A., Zander, T. et Taylor, W. R. (2013). Lumbar spinal loads vary with body height and weight. *Medical Engineering & Physics*, 35(7), 969-977.
- Heneweer, H., Staes, F., Aufdemkampe, G., van Rijn, M. et Vanhees, L. (2011). Physical activity and low back pain: A systematic review of recent literature. *European Spine Journal*, 20(6), 826-845.
- Hoozemans, M. J., Kingma, I., de Vries, W. H. et van Dieën, J. H. (2008). Effect of lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics*, 51(7), 1053-1063.
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F. et Buchbinder, R. (2010). The epidemiology of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(6), 769-781.
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., . . . et Barendregt, J. (2014). The global burden of low back pain: Estimates from the global burden of disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(6), 1-7. doi: 10.1136/annrheumdis-2013-204428
- Huber, G., Nagel, K., Skrzypiec, D.M., Klein, A., Püschel, K. et Morlock, M.M. (2016). A description of spinal fatigue strength. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 875-880.
- Hughes, R. E., Bean, J. C. et Chaffin, D. B. (1995). Evaluating the effect of co-contraction in optimization models. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 875-878.
- Ignasiak, D., Ferguson, S.J. et Arjmand, N. (2016). A rigid thorax assumption affects model loading predictions at the upper but not lower lumbar levels. *Journal of Biomechanics*, 49(13), 3074-3078.
- Jang, T.-W., Ahn, Y.-S., Byun, J., Lee, J.-I., Kim, K.-H., Kim, Y., . . . et Yoon, J.-H. (2016). Lumbar intervertebral disc degeneration and related factors in Korean firefighters. *BMJ Open*, 6(6), 1-6. doi: 10.1136/bmjopen-2016-011587
- Katz, J. N. (2006). Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 88(2), 21-24.
- Kiefer, A., Shirazi-Adl, A. et Parnianpour, M. (1998). Synergy of the human spine in neutral postures. *European Spine Journal*, 7(6), 471-479.

- Kingma, I., Staudenmann, D. et Van Dieen, 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.
- Kumar, S. (1996). Isolated planar trunk strengths measurement in normals: Part III: Results and database. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17(2), 103-111.
- Lamarche, D., Veilleux, F., Provencher, J. et Boucher, P. (2009). *Statistiques sur les lésions en « ITE » du système musculosquelettique 2005–2008*. Québec, QC: CSST.
- Larivière, C., Gagnon, D., Gravel, D., Arsenault, A. B., Dumas, J.-P., Goyette, M. et Loisel, P. (2001). A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clinical Biomechanics*, 16(1), 80-83.
- Larivière, C., Gravel, D., Gagnon, D., Arsenault, A. B., Loisel, P. et Lepage, Y. (2003). Back strength cannot be predicted accurately from anthropometric measures in subjects with and without chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 473-479.
- Larivière, C., Gagnon, D. et Genest, K. (2009). Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. *Journal of Biomechanics*, 42(10), 1498-1505.
- Lawrence, R. C., Helmick, C. G., Arnett, F. C., Deyo, R. A., Felson, D. T., Giannini, E. H., . . . et Hunder, G. G. (1998). Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 41(5), 778-799.
- Lee, Y.-H. et Kuo, C.-L. (2000). Factor structure of trunk performance data for healthy subjects. *Clinical Biomechanics*, 15(4), 221-227.
- Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M. et Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1), 1-11.
- Luo, X., Pietrobon, R., Sun, S. X., Liu, G. G. et Hey, L. (2004). Estimates and patterns of direct health care expenditures among individuals with back pain in the United States. *Spine*, 29(1), 79-86.
- Marras, W. S., Davis, K. G. et Jorgensen, M. (2003). Gender influences on spine loads during complex lifting. *Spine*, 3(2), 93-99.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Gary Allread, W. et Rajulu, S. L. (1995). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38(2), 377-410.
- Martelli, S., Kersh, M. E. et Pandy, M. G. (2015). Sensitivity of femoral strain calculations to anatomical scaling errors in musculoskeletal models of movement. *Journal of Biomechanics*, 48(13), 3605-15.
- McGill, S. M. et Norman, R. W. (1985). Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, 18(12), 877-885.
- McGill, S. et Norman, R. (1986). Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine*, 11(7), 666-678.
- McGill, S. M. (1996). A revised anatomical model of the abdominal musculature for torso flexion efforts. *Journal of Biomechanics*, 29(7), 973-977.
- McGill, S.M., Norman, R.W. et Cholewicki, J., (1996b). A simple polynomial that predicts low-back compression during complex 3-D tasks. *Ergonomics*, 39(9), 1107-1118.
- Meakin, J. R., Shrive, N. G., Frank, C. B. et Hart, D. A. (2003). Finite element analysis of the meniscus: The influence of geometry and material properties on its behaviour. *Knee*, 10(1), 33-41.

- Meakin, J. R., Gregory, J. S., Smith, F. W., Gilbert, F. J. et Aspden, R. M. (2008). Characterizing the shape of the lumbar spine using an active shape model: Reliability and precision of the method. *Spine*, 33(7), 807-813.
- Meng, X., Bruno, A. G., Cheng, B., Wang, W., Bouxsein, M. L. et Anderson, D. E. (2015). Incorporating six degree-of-freedom intervertebral joint stiffness in a lumbar spine musculoskeletal model-method and performance in flexed postures. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(10), 101008. doi: 10.1115/1.4031417
- Merryweather, A. S., Loertscher, M. C. et Bloswick, D. S. (2008). A revised back compressive force estimation model for ergonomic evaluation of lifting tasks. *Work (Reading, Mass.)*, 34(3), 263-272.
- Nelson, N. A. et Hughes, R. E. (2009). Quantifying relationships between selected work-related risk factors and back pain: a systematic review of objective biomechanical measures and cost-related health outcomes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1), 202-210.
- Ng, J. K. F., Parnianpour, M., Richardson, C. A. et Kippers, V. (2001). Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(3), 463-471.
- Ng, J. K. F., Richardson, C. A., Parnianpour, M. et Kippers, V. (2002). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: A comparison between back pain patients and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(1), 112-121.
- NIOSH (1981). *Work practices guide for manual lifting: NIOSH technical report*. Tiré de <https://www.cdc.gov/niosh/docs/81-122/pdf/81-122.pdf?id=10.26616/NIOSH PUB81122>
- NIOSH. (1997). *Musculoskeletal disorders (MSDs) and workplace factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related: Musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity and low back (archive de Internet)*. Tiré de <https://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/pdfs/97-141.pdf?id=10.26616/NIOSH PUB97141>
- O'sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Farrell, G. T., Jefford, E., Naylor, C. S. et O'sullivan, K. J. (2006). Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine*, 31(19), E707-E712.
- Pascual, S. A. et Naqvi, S. (2008). An investigation of ergonomics analysis tools used in industry in the identification of work-related musculoskeletal disorders. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 14(2), 237-245.
- Pearsall, D. J. (1994). *Segmental inertial properties of the human trunk as determined from computed tomography and magnetic resonance imagery*. (Thèse de doctorat, Queen's University, Kingston, ON).
- Phillips, S., Mercer, S. et Bogduk, N. (2008). Anatomy and biomechanics of quadratus lumborum. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 222(2), 151-159.
- Pinder, A. et Frost, G. (2011). Prospective evaluation of the manual handling assessment charts. *Occupational & Environmental Medicine*, 68(1), A73-A73.
- Plamondon, A., Denis, D., Larivière, C., Delisle, A., Gagnon, D., St-Vincent, M. et Nastasia, I. (2014). *Biomechanics and ergonomics in women materials handlers* (Rapport n° R-808). Montreal, QC: IRSST. Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/en/publications-tools/scientific-reports>
- Plante, D., Rothwell, M. et Tufo, H. (1997). Managing the quality of care for low back pain. *The adult spine: Principles and Practice*, 85-105.

- Potvin, J. (1997). Use of NIOSH equation inputs to calculate lumbosacral compression forces. *Ergonomics*, 40(7), 691-707.
- Potvin, J. R. (2012). Predicting maximum acceptable efforts for repetitive tasks: An equation based on duty cycle. *Human Factors*, 54(2), 175-188.
- Pries, E., Dreischarf, M., Bashkuev, M., Putzier, M. et Schmidt, H. (2015). The effects of age and gender on the lumbopelvic rhythm in the sagittal plane in 309 subjects. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3080-3087. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.030
- Raikova, R. (1999). About weight factors in the non-linear objective functions used for solving indeterminate problems in biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 32(7), 689-694.
- Rajaei, M. A., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A. et Schmidt, H. (2015). Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities. *Applied Ergonomics*, 48, 22-32. doi: 10.1016/j.apergo.2014.11.002
- Rannou, F., Lee, T.-S., Zhou, R.-H., Chin, J., Lotz, J. C., Mayoux-Benhamou, M.-A., . . . et Shyy, J. Y.-J. (2004). Intervertebral disc degeneration: The role of the mitochondrial pathway in annulus fibrosus cell apoptosis induced by overload. *American Journal of Pathology*, 164(3), 915-924.
- Rasmussen, J., Zee, M. d., Damsgaard, M., Christensen, S. T., Marek, C. et Siebertz, K. (2005). *A general method for scaling musculo-skeletal models*. Communication présentée au 2005 International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Cleveland, OH.
- Sato, K., Kikuchi, S. et Yonezawa, T. (1999). In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*, 24(23), 2468.
- Scheys, L., Spaepen, A., Suetens, P. et Jonkers, I. (2008). Calculated moment-arm and muscle-tendon lengths during gait differ substantially using MR based versus rescaled generic lower-limb musculoskeletal models. *Gait Posture*, 28(4), 640-648.
- Schmidt, H. et Shirazi-Adl, A., (2018). Temporal and spatial variations of pressure within intervertebral disc nuclei. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 79, 309-313. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.01.012
- Schneider, S., Randoll, D. et Buchner, M. (2006). Why do women have back pain more than men?: A representative prevalence study in the Federal Republic of Germany. *Clinical Journal of Pain*, 22(8), 738-747.
- Schultz, A., Andersson, G., Örtengren, R., Björk, R. et Nordin, M. (1982). Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. *Spine*, 7(4), 390-397.
- Schultz, A. B. (1990) Models for analyses of lumbar spine loads. *Applied Mechanical Reviews*, 43(5), S119-S125.
- Shahvarpour, A., Shirazi-Adl, A., Larivière, C. et Bazrgari, B. (2015). Computation of trunk stability in forward perturbations: Effects of preload, perturbation load, initial flexion and abdominal preactivation. *Journal of Biomechanics*, 48(4), 716-720.
- Shi, X., Cao, L., Reed, M. P., Rupp, J. D., Hoff, C. N. et Hu, J. (2014). A statistical human rib cage geometry model accounting for variations by age, sex, stature and body mass index. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2277-2285.
- Shirazi-Adl, A. (2006). Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. *Journal of Biomechanics*, 39(2), 267-275.
- Shirazi-Adl, A., El-Rich, M., Pop, D. et Parnianpour, M. (2005). Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads: Application of kinematics-based algorithm. *European Spine Journal*, 14(4), 381-392.

- Shirazi-Adl, A., Sadouk, S., Parnianpour, M., Pop, D. et El-Rich, M. (2002). Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. *European Spine Journal*, 11(6), 519-526.
- Shojaei, I., Vazirian, M., Croft, E., Nussbaum, M. A. et Bazrgari, B. (2016). Age related differences in mechanical demands imposed on the lower back by manual material handling tasks. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 896-903.
- Shultz, A. (1990). Biomechanical analyses of loads on the lumbar spine. Dans J. Weinstein, S. W. Weisel (Édit.), *The lumbar spine* (p. 160-171). Philadelphia, PA: WB Saunders
- Skrzypiec, D. M., Klein, A., Bishop, N. E., Stahmer, F., Püschel, K., Seidel, H., Morlock, M. M. et Huber, G. (2012). Shear strength of the human lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 27(7), 646-651
- Skrzypiec, D. M., Bishop, N. E., Klein, A., Püschel, K., Morlock, M. M. et Huber, G. (2013). Estimation of shear load sharing in moderately degenerated human lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 46(4), 651-657.
- Snook, S. H. et Ciriello, V. M. (1991). The design of manual handling tasks: Revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9), 1197-1213.
- Song, J. et Qu, X. (2014). Effects of age and its interaction with task parameters on lifting biomechanics. *Ergonomics*, 57(5), 653-668.
- Song, Y. W. et Chung, M. K. (2004). Quantitative assessment of trunk muscle coactivation in sub-maximal isometric exertion tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(1), 13-20.
- Sparto, P. J. et Parnianpour, M. (1998a). Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. *Spine*, 23(23), 2563-2573.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E. et Simon, S. (1998b). The effect of lifting belt use on multijoint motion and load bearing during repetitive and asymmetric lifting. *Journal of Spinal Disorders*, 11(1), 57-64.
- Stokes, E. K. (2011). *Rehabilitation outcome measures*. Edinburgh, Ecosse: Churchill Livingstone.
- Stokes, I. A. et Gardner-Morse, M. (1995). Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. *Journal of Biomechanics*, 28(2), 173-186.
- Stokes, I. A. et Gardner-Morse, M. (1999). Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *Journal of Biomechanics*, 32(3), 311-316.
- Stokes, I. A. et Gardner-Morse, M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics*, 34(6), 733-740.
- Stokes, I. A., Henry, S. M. et Single, R. M. (2003). Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clinical Biomechanics*, 18(1), 9-13.
- Stokes, I. A. et Iatridis, J. C. (2004). Mechanical conditions that accelerate intervertebral disc degeneration: Overload versus immobilization. *Spine*, 29(23), 2724-2732.
- Takahashi, I., Kikuchi, S.-i., Sato, K. et Sato, N. (2006). Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk: A biomechanical study. *Spine*, 31(1), 18-23.
- Valente, G., Pitto, L., Stagni, R. et Taddei, F. (2015). Effect of lower-limb joint models on subject-specific musculoskeletal models and simulations of daily motor activities. *Journal of Biomechanics*, 48(16), 4198-4205.
- Videman, T., Gibbons, L. E., Kaprio, J. et Battié, M. C. (2010). Challenging the cumulative injury model: Positive effects of greater body mass on disc degeneration. *Spine*, 10(1), 26-31.

- Wang, Y. et Battié, M. C., (2014). Epidemiology of lumbar disc degeneration Dans I. Shapiro, M. Risbud (Édit.), *The intervertebral disc* (p. 139-156). Vienne, Autriche: Springer.
- Waters, T. et Putz-Anderson, V. (1991). *Scientific support documentation for the revised 1991 NIOSH lifting equation*. Cincinnati, OH: NIOSH.
- Waters, T. R., Putz-Anderson, V., Garg, A. et Fine, L. J. (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7), 749-776.
- Waters, T. R., Baron, S. et Kemmlert, K. (1998). Accuracy of measurements for the revised NIOSH lifting equation. *Applied Ergonomics*, 29(6), 433-438.
- Waters, T. R., Lu, M.-L., Piacitelli, L. A., Werren, D. et Deddens, J. A. (2011). Efficacy of the revised NIOSH lifting equation to predict risk of low back pain due to manual lifting: Expanded cross-sectional analysis. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 53(9), 1061-1067.
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. et Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755-762.
- Wilke, H.-J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H. et Claes, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 16(S1), S111-S126.
- Yar, T. (2008). Spinal shrinkage as a measure of spinal loading in male Saudi university students and its relationship with body mass index. *Saudi Medical Journal*, 29(10), 1453-1457.