UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

L'EFFET DES CHARGES EXTERNES SUR LA BIOMÉCANIQUE ET LA STABILITÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE EN POSTURE DEBOUT

ZAKARIA EL OUAAID

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE DE PHILOSOPHIAE DOCTOR

(GÉNIE MÉCANIQUE)

JUILLET 2014

© Zakaria EL Ouaaid, 2014.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée:

L'EFFET DES CHARGES EXTERNES SUR LA BIOMÉCANIQUE ET LA STABILITÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE EN POSTURE DEBOUT

présentée par : EL OUAAID Zakaria

en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophiae Doctor

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de:

M. BALAZINSKI Marek, Docteur ès sciences, président

M. SHIRAZI-ADL Aboulfazl, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. PLAMONDON André, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., membre

M. VAN HOUTEN Elijah Evenstar Wallace, Ph.D., membre

DÉDICACE

À mes parents

À mes sœurs, frères et ma femme

REMERCIEMENTS

Je remercie tout d'abord mon professeur et mon codirecteur, le Dr. Aboulfazl Shirazi-Adl et le Dr. André Plamondon (IRSST), pour leur encadrement de grande qualité, pour la grande autonomie qu'ils m'ont accordée et aussi pour leurs conseils judicieux, leurs commentaires critiques et pertinents du début jusqu'à la fin de cette thèse.

Je tiens aussi à adresser des remerciements à mes deux rapporteurs, le professeur Navid Arjmand de Sharif University of Technology, Téhéran et du Docteur Christian Larivière de l'IRSST, qui ont consacré du temps à examiner mon travail tout au long de mes années de thèse. De plus, les discussions que j'ai eues avec eux ont été d'un grand enrichissement scientifique et personnel.

Je tiens aussi à remercier tous les membres du jury, présidé par le professeur Marek Balazinski de l'École Polytechnique de Montréal et composé des professeurs L'Hocine Yahia et Alberto Teyssedou de l'École Polytechnique de Montréal et du Professeur Elijah Van Houten, de l'Université de Sherbrooke qui ont consacré leur temps à la lecture de cette thèse.

Je suis très reconnaissant envers l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) et le conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du canada (CRSNG) pour le financement de ma thèse, et aussi plus particulièrement à Madame Sophie Bellefeuille, à Madame Cynthia Appleby, et à Monsieur Hakim Mecheri, qui m'ont accueilli dans leur service au cours de le période des tests expérimentaux. Cette période m'a été très profitable pour approfondir mes connaissances sur le domaine de la biomécanique.

Je remercie vivement mon épouse pour avoir souhaité avec moi cet instant, de m'avoir soutenu par ses encouragements et sa confiance durant toutes ces années de travail. Mes remerciements vont aussi à mes parents, mes sœurs et frères et amis pour leurs encouragements du début jusqu'à la fin de cette thèse.

Enfin, ce travail n'aurait pas pu aboutir sans une bonne ambiance de travail. Cette bonne ambiance existe bel et bien au sein des membres de la section mécanique appliquée pour leurs fructueux échanges et les précieuses collaborations.

RÉSUMÉ

Les lésions et les douleurs vertébrales sont parmi les troubles musculo-squelettiques qui touchent l'ensemble du tronc et notamment les muscles, les disques intervertébraux, les ligaments, les nerfs et les tendons. En conséquence, ces atteintes posent un problème de santé majeur et peuvent conduire à des incapacités physiques et à une augmentation de taux d'absentéisme élevé en particulier chez la population active en milieu de travail. Ces atteintes représentent alors un défi économique et social non seulement pour les personnes affectées, mais aussi pour toute la société. L'agent causal le plus rapporté dans la littérature est l'effort excessif effectué lors des travaux de manutention, qui se traduit par de plus grandes forces sur les différentes structures actives (muscles) et passives (disques, ligaments) de la colonne vertébrale. La manutention d'une charge excessive est l'une des principales hypothèses, sur laquelle reposent plusieurs recherches pour donner plus d'explications sur la cause des lésions vertébrales. En l'absence de mesures directes de la réponse neuromusculaire et du chargement spinal lors des efforts de manutention, les modèles de la colonne vertébrale sont considérés comme un outil fiable et non-invasif pour étudier les cas critiques lors des travaux de manutention. Ces modèles constituent donc un axe fondamental de recherche pour mettre au point des programmes efficaces de réadaptation et de prévention des affections vertébrales.

Dans la littérature, il existe plusieurs équations prédictives permettant d'estimer de manière simple les forces de compression et de cisaillement agissant sur les centres articulaires lombaires lors des tâches de manutention. Ces équations ont été développées en ayant recours à des modèles biomécaniques, des méthodes d'optimisation, des études expérimentales d'électromyographie (*EMG*) et de la cinématique. Cependant, certains paramètres qui influencent les structures vertébrales active et passive, tel que la rotation pelvienne, la rotation lombaire, la courbure lombaire, la taille de la colonne, les postures asymétriques, etc., ont souvent été négligés. L'objectif principal de cette étude était d'évaluer l'influence de varier la grandeur, la position et l'orientation d'une charge externe sur les forces musculaires et les charges internes de la colonne vertébrale lorsque le moment net externe demeure identique à *L5-S1*. Ainsi, une étude expérimentale d'*EMG* et de la cinématique combinée à une deuxième étude de modélisation de la colonne vertébrale a été réalisée pour atteindre cet objectif. Ce dernier a été divisé en quatre parties spécifiques se résumant comme suit :

- combiner un modèle d'éléments finis de la colonne vertébrale avec un nouvel algorithme d'optimisation pour prédire à la fois les forces dans les muscles agonistes et antagonistes lors d'une tâche de manutention symétrique effectuée en position debout droite et avec une charge externe à différentes hauteurs,

- valider le modèle d'éléments finis (EF) à partir du nouvel algorithme d'optimisation et des données expérimentales provenant d'une étude dynamométrique des efforts maximums statiques en extension et en flexion (Des contractions maximales volontaires en extension et flexion : *CMV*),

- évaluer l'influence de l'orientation, de la hauteur et de l'amplitude d'une charge externe sur la cinématique et l'activité EMG des muscles du tronc en conservant le même moment externe à *L5-S1* et finalement

- prédire la réponse neuromusculaire et les efforts internes (de compression et de cisaillement) de la colonne lombaire en appliquant les mêmes conditions de chargement et les mêmes contraintes de l'étude expérimentale sur le modèle d'*EF* basé sur la cinématique.

***Équilibre de la colonne vertébrale* :** Afin de calculer les forces musculaires ainsi que les forces de compression et cisaillement appliquées sur les articulations intervertébrales, on calcule, en premier lieu, les moments d'équilibre à tous les niveaux de la colonne lombaire par le modèle d'EF en tenant compte de la charge externe, du poids du tronc, de la cinématique du tronc, de la position spatiale de chaque membre supérieur et des propriétés de matériaux des segments fonctionnels. Dans un second lieu, et à partir du diagramme du corps libre, on obtient des équations d'équilibre redondantes, dont les inconnus sont les forces des muscles du tronc. Pour résoudre le problème de la redondance des équations d'équilibre, on combine itérativement un algorithme d'optimisation (algorithme du premier objectif) avec une analyse incrémentale d'EF jusqu'à la convergence.

Modèle d'élément finis : Dans cette thèse, un modèle d'*EF* thoraco-lombaire (T1-S1) non-linéaire, symétrique dans le plan sagittale de la colonne vertébrale et pratiquement basé sur la cinématique du tronc a été utilisé. En résumé, les disques intervertébraux *T12-S1* sont représentés par des poutres déformables tandis que les vertèbres lombaires sont modélisées par des éléments rigides. Les vertèbres thoraciques *T1-T12* sont considérées comme un seul corps rigide. Le comportement mécanique des segments fonctionnels *T1-S1* (vertèbres, disques, facettes et ligaments) est représenté par des relations non-linéaires d'une part entre les compressions et les

déformations et d'autre part entre les moments passifs et les courbures. La géométrie du modèle, pour sa part, a été déterminée par les points de centres des vertèbres et des disques créés par *CT* (*Computed Tomography*) sur des échantillons lombaires cadavériques et sur des données extraites de la littérature. L'architecture musculaire du modèle est symétrique dans le plan sagittal et comprend quarante-six muscles locaux attachés à la colonne lombaire et dix globaux liés à la cage thoracique. Les muscles globaux incorporés dans le modèle sont : *iliocostalis lumborum pars thoracic* (*ICPT*), *longissimus thoracic pars thoracic* (*LGPT*), *rectus abdominus* (*RA*), *external oblique* (*EO*) et *internal oblique* (*IO*). Pour ce qui a trait à la partie lombaire, les muscles locaux qui ont été introduits dans le modèle sont : le *multifidus* (*MF*), le *quadratus lumborum* (*QL*), l'*iliopsoas* (*IP*), l'*iliocostlis lumborum pars lumborum* (*ICPL*) et le *longissimus thoracis pars loumborum* (*LGPL*). L'aire de la section physiologique (*PCSA*) et les insertions de ces muscles sont tirées de la littérature. Les muscles dorsaux *ICPT* et *LGPT* sont des muscles extenseurs et les muscles abdominaux *RA*, *EO* et *IO* sont des muscles fléchisseurs en raison de leurs points d'attachement.

Algorithme d'optimisation : La somme des contraintes des muscles agonistes (*ago*) élevées à la puissance *m* moins la somme des contraintes des muscles antagonistes (*antg*) élevées à la puissance *n* ($F_{obj} = \sum \sigma_{ago}^{m} - \sum \sigma_{antg}^{n}$), était la fonction objective d'un nouvel algorithme d'optimisation, dans lequel on a introduit pour la première fois les forces des muscles antagonistes comme des variables inconnues. Les contraintes d'égalité de cette optimisation étaient les équations d'équilibre et une autre nouvelle contrainte d'égalité fixant la somme des moments des muscles antagonistes, a été ajoutée. Selon la capacité physiologique des muscles, les contraintes d'inégalité ont été déterminées de sorte que les forces musculaires (composantes actives) soient positives (ou nulles) et de façon à ce que les contraintes musculaires ne dépassent pas leur intensité maximale de 0.6 MPa. Les tâches de maintien étudiées étaient symétriques dans le plan sagittal et les sujets en posture debout droite. Une charge externe a été notamment levée à différentes hauteurs par rapport à *L5-S1*. En outre, différents exposants ont été introduits dans la fonction objective afin de calculer les forces musculaires abdominales et évaluer leur effet sur les forces de compression et de cisaillement à *L5-S1* ainsi que sur la stabilité de la colonne vertébrale. Pour ce faire, une équation prédictive de la force de compression à l'articulation *L5-S1* et une autre de la force critique de flambement ont été développées et analysées dans le but de

choisir les exposants *m* et *n* selon un critère visant à minimiser la compression à *L5-S1*, mais avec possiblement plus de stabilité de la colonne vertébrale.

Dans l'ensemble, les résultats ont montré que, si on considérait 3 comme exposant des contraintes musculaires dans la fonction objective ($n = m = 3$), alors, on obtiendrait des rapports entre les forces musculaires qui sont similaires à ceux entre les activités d'*EMG in vivo*. Ces rapports étaient aussi comparables aux rapports de la méthode conventionnelle qui négligeait les forces des muscles abdominaux ($n = 0$). Une solution optimale avec moins de compressions et possiblement plus de stabilité a été trouvée pour le cas de $m = n = 3$. Enfin, les résultats ont mis aussi en évidence que le muscle oblique interne *IO* est le muscle le plus efficace pour les tâches de maintien qui s'effectuent à différentes hauteurs et en posture debout droite.

***Mesures et modélisation des efforts maximaux volontaire en extension et flexion* :** De plus les investigations antérieures de notre groupe sur la réponse biomécanique du modèle cinématique de la colonne vertébrale, une autre étude de validation du même modèle portant cette fois-ci sur les contractions maximales volontaires, a été évaluée. Pour ce faire, douze sujets sains n'ayant pas souffert des maux de dos au cours des dernières années ont été recrutés pour exécuter des efforts maximaux volontaires. Ces sujets avaient presque la même taille (177.67 ± 3.0 cm) et le même poids (72.98 ± 3.9 kg). Avant chaque test dynamométrique, le sujet invité était préparé pour recueillir les signaux EMG. Douze électrodes de surface ont été placées bilatéralement sur les endroits suivants : le *rectus abdominus* (*RA*), l'*external oblique* (*EO*), l'*internal oblique* (*IO*), le *multifidus* (*MF*) au niveau de *L5*, l'*iliocostalis* (*IC*) au niveau de *L3* et le *longissimus* (*LG*) au niveau de *L1*. Par la suite, le sujet a été placé dans un dynamomètre en posture semi-assise pour effectuer des contractions maximales volontaires (*MVC*) : en extension, en flexion avant, en flexion latérale (de chaque côté) et en torsion (de chaque côté). Ensuite, l'activité EMG des muscles du tronc et les moments appliqués sur le sujet au centre L5-S1 dans toutes les directions, ont été mesurés. Dans cette étude, seuls les moments d'extension et flexion ont été analysés et par la suite, appliqués comme des charges externes sur le modèle d'EF pour prédire la réponse neuromusculaire et les forces spinales à des fins de validation.

Les moments mesurés en extension (242.4 ± 64.2 Nm) étaient significativement ($p = 0.0005$) plus élevés que les moments en flexion (151.1 ± 37.3 Nm). Ceux-ci étaient en bon accord avec les résultats rapportés dans la littérature.

En flexion, les signaux *EMG* normalisés moyens des muscles abdominaux *IO*, *EO* et *RA* atteignaient respectivement 73.6 ± 16.6 %, 87.0 ± 12.9 % et 75.1 ± 15.9 % tandis qu'en extension, les signaux des extenseurs *LGPT*, *ICPT* et *MF* étaient 80.5 ± 16.1 %, 63.5 ± 15.9 % et 83.5 ± 10.4 %, respectivement. Dans les deux cas d'extension et flexion, les signaux d'EMG des muscles antagonistes étaient significativement plus faibles (p <0.0002) que ceux des muscles agonistes. En extension, les résultats ont également montré une différence significative (p = 0,016) entre l'*EMG* du muscle *LGPT* et celui d'*ICPT*.

Dans la deuxième partie de cette étude dynamométrique, une analyse d'*EF* sur quatre sujets ayant la même taille que celle du modèle cinématique a été effectuée pour prédire les forces musculaires et les efforts spinaux. Pour cela, les données expérimentales (moments et cinématique) de ces sujets ont été considérées comme des variables d'entrée dans le calcul. Les moments d'extension et de flexion mesurés à *L5-S1*, ont été appliqués d'une manière indirecte par des forces externes au niveau du contact entre le harnais du dynamomètre et le sujet. Des forces musculaires élevées ont été trouvées dans les muscles fléchisseurs en flexion et dans les muscles extenseurs en extension. Selon la littérature et en raison des co-activités d'*EMG* élevées, une pression intra-abdominale (*IAP*) de 25 kPa et un moment (M_{abd}) antagoniste allant jusqu'à 30 Nm ont été considérés en flexion. En extension, la pression intra-abdominal était de 15 kPa et le moment antagoniste pouvait aller jusqu'à 20 Nm. Dans ce cas-ci, en gardant la pression *IAP* identique, le moment M_{abd} a produit plus d'activités dans les muscles agonistes et puis a conduit à une augmentation des forces spinales. En extension, une augmentation de la pression de 0 kPa à 5 kPa, a mené à une diminution de l'activité des muscles extenseurs *ICPT* et *LGPT* et des forces de compression et cisaillement. Ces dernières étaient plus élevées en extension qu'en flexion (plus que 6000 N en extension et entre 2000 N-3000 N en flexion). Comme il était prévu, les forces dans les muscles locaux (de la région lombaire) étaient plus élevées en extension qu'en flexion.

Dans l'ensemble, les résultats ont confirmé que les résultats du modèle cinématique de la colonne vertébrale concordent avec les résultats expérimentaux des contractions maximales volontaires et avec les résultats de la littérature. Ceci confirme encore une fois, que ce modèle d'*EF* représente un outil biomécanique fiable permettant d'interpréter les changements qui se produisent dans la colonne vertébrale lors des activités physiques.

Étude de l'effet d'orientation, de la hauteur et de l'amplitude de la charge externes: Dans les deux dernières parties de cette étude, on cherche tout d'abord à vérifier à l'aide des données d'*EMG*, si l'orientation, la hauteur et la grandeur d'une charge externe appliquée sur le tronc, influencent les activités des muscles du tronc en dépit d'un moment externe identique à *L5-S1*. En second lieu, on vise à évaluer par le modèle d'EF basé sur la cinématique si la réponse neuromusculaire et les efforts internes de la colonne vertébrale varient seulement avec la grandeur de la force externe ou aussi avec l'orientation et la hauteur, lorsque le moment externe demeure inchangé au niveau *L5-S1*.

1-Étude expérimentale: Après le test dynamométrique, les douze sujets ont été invités à effectuer dans une position debout droite, six types de tâches de maintien statiques et symétriques dans le plan sagittal, dont le moment externe demeure identique à *L5-S1* : (A) une tâche de maintien d'un moment produit par des forces antérieures horizontales (angle 0° force horizontale) à une hauteur de 20 cm au-dessus de *L5-S1* et (B) cinq tâches découlant d'un moment produit par des forces externes à une hauteur de 40 cm au-dessus de *L5-S1*, mais suivant cinq différentes orientations (90° (direction de gravité), 50° (diagonale vers le bas), 25° (diagonale vers le bas), 0° (horizontale), -25° (diagonale vers le haut). Les six types de tâches ont été répétés à deux reprises pour trois grandeurs de moment : 15, 30 et 45 Nm. Le nombre total d'essais pour chaque sujet s'élevait donc à trente-six essais (6 tâches × 2 répétitions × 3 moments). Les forces externes transmises aux mains par un câble, étaient ajustées (par une barre d'ajustement) pour chaque orientation de manière à exercer à *L5-S1* le moment souhaité.

Après le traitement des signaux *EMG* ayant été mesurés bilatéralement, un test de *Student* (*student t-test*) à variables indépendantes a été effectué pour comparer entre les signaux du côté gauche et ceux du côté droit d'un même muscle. Par la suite, une deuxième étude statistique de variance (*ANOVA*) a été réalisée dans le but d'analyser le comportement des signaux EMG et de la cinématique des sujets sous l'effet de l'orientation, de la hauteur et de l'amplitude de la force externe,

À un niveau de signification de $\alpha = 0.05$, les analyses statiques d'*ANOVA* ont démontré que la posture de la colonne vertébrale n'a pas changée lorsque l'orientation, la hauteur et le moment de la force externe ont été modifiés entre les essais. La force externe transmise via le câble variait significativement en fonction de l'orientation et de la hauteur au-dessus de *L5-S1*.

La force appliquée à différente orientation et hauteur s'intensifiait significativement (comme prévu) avec une augmentation du moment à *L5-S1*. Sous l'influence d'un même moment à L5-S1, la grandeur de la force la plus élevée se manifestait lorsque la force suivait une orientation vers le haut à un angle de -25° et la grandeur la moins élevée, à un angle de +25° vers le bas. À la hauteur de 20 cm au-dessus de *L5-S1*, la force externe était plus élevée qu'à la hauteur de 40 cm à cause du bras de levier qui était deux fois plus petit à 20 cm. Aucune différence significative n'a été relevée entre les données EMG du côté droit et celles du côté gauche par le t-test ($0.15 \leq p$) c'est pourquoi elles ont été moyennées. L'orientation de la force, la grandeur du moment et leur interaction ont significativement affecté l'*EMG* des muscles extensseurs (*MF*, *IC* et *LG*). L'effet de l'augmentation du moment sur l'*EMG* des muscles abdominaux était toutefois moins évident. L'effet du moment sur l'*EMG* était significatif pour tous les muscles extenseurs, mais celui de la hauteur l'était seulement pour ICPT et EO en ce qui a trait du cas des forces horizontales. À la lumière des résultats expérimentaux, une étude de modélisation par *EF* s'avère donc nécessaire pour vérifier si la grandeur, l'orientation et la hauteur de la force externe influencent la réponse neuromusculaire et les efforts internes de la colonne vertébrale, lorsque le moment externe demeure inchangé *L5-S1*.

2-Étude de Modélisation: Le modèle d'*EF* a été appliqué sur quatre sujets pour prédire les forces musculaires et les efforts spinaux. Le poids et la position des membres supérieurs, le poids du tronc ainsi que la cinématique des sujets, ont été appliqués directement dans le modèle. La force externe de chaque tâche a été calculée selon son bras de levier par rapport à *L5-S1* où le moment externe a été considéré comme identique pour différentes orientations et hauteurs.

Ensuite, en appliquant les mêmes conditions expérimentales sur le modèle d'EF, les forces musculaires, la force de compression et cisaillement à *L5-S1* ont augmenté en passant d'un moment externe de 15 Nm, après de 30 Nm et enfin de 45 Nm. Cette constatation est en accord avec les résultats de la littérature. La grandeur de la force externe horizontale a diminué de moitié en passant d'une hauteur de 20 cm à 40 cm pour générer un moment identique à *L5-S1*. Sous l'influence d'un moment externe identique à *L5-S1*, les forces prédites des muscles globaux extenseurs ont augmenté tandis que celles des muscles lombaires locaux ont diminué de manière marquée avec l'élévation de la force. Il s'agit clairement d'un transfert d'activité musculaire des muscles locaux vers ceux globaux avec une augmentation de la hauteur. En dépit de l'amplitude élevée de la force externe à 20 cm, les forces de compression et de cisaillement sont restées

presque similaires (6 % de changement à 45 Nm). Le fait que les forces de cisaillement demeurent inchangées malgré une très grande force horizontale appliquée à 20 cm de hauteur s'explique par une stratégie du système nerveux central qui active les muscles locaux lombaires au lieu des muscles thoraciques globaux. La force de compression à *L5-S1* est principalement affectée à 20 cm de hauteur par l'activité des muscles lombaires et à 40 cm par l'activité des muscles thoraciques. Les données *EMG* de la section précédente confirment ces résultats.

Les forces des muscles globaux sont diminuées progressivement lorsque d'un changement d'orientation de 90° (la force verticale vers le bas) à -25° (force inclinée vers le haut). Par contre, les forces des muscles locaux ont suivi un patron opposé avec un maximum à -25º d'orientation et un minimum proche de 90º. Cela a mis en évidence le rôle majeur des muscles globaux dans le cas d'une force externe verticale et ceux des muscles locaux sous l'action des forces horizontales. Les compressions et les cisaillements étaient maximaux à 90º d'orientation et minimales à -25º; sous l'action de 45 Nm, ces forces ont diminué de 22-24 % et de 12-17 % respectivement, puisque l'orientation a changé de 90º à -25º. Enfin, les données *EMG* concordent avec les résultats des forces musculaires obtenus sous l'influence d'un moment de 45 Nm. Il semble que les électrodes de surface captent autant les activités des muscles locaux et globaux, mais sont plus sensibles à un groupe musculaire qui génère plus d'activité. Les résultats ont montré l'effet considérable de l'orientation et de la hauteur des forces externes sur la réponse neuromusculaire et les forces spinales.

En résumé, il existe un changement important dans les activités des muscles du tronc lorsque l'orientation, la hauteur et l'amplitude des forces externes sont modifiées. Les données d'*EMG* enregistrées dans l'étude expérimentale étaient en accord avec les forces des muscles prédites dans le cas d'une activation musculaire élevée. Ces résultats confirmaient l'influence majeure d'orientation et celle de la hauteur de la force sur la réponse neuromusculaire du tronc et sur les forces exercées sur la colonne lombaire. En somme, les résultats de cette étude remettent en question le fait d'estimer le chargement lombaire en se basant uniquement sur les moments de forces.

ABSTRACT

Spinal injuries and degeneration are among musculoskeletal disorders (MSDs) which affect especially the muscles, intervertebral discs, facet joints, ligaments, nerves and tendons. The most reported causative agent is lifting and handling of excessive loads in the workplace, during sports or recreational activities. These activities often involve large muscle forces, awkward postures and excessive internal spinal loads that lead to an increase in the risk of back injuries. An accurate assessment of muscle forces and internal loads in the lumbar region under various activities is the focus of research in biomechanics of spine aiming to develop effective treatment, rehabilitation and prevention programs for back injuries.

To assist ergonomists and workplace professionals in their decision-making, predictive equations have been developed to predict compressive and shear forces at lumbar joints (L1-S1) during manual lifting tasks. They have been based on musculoskeletal biomechanical models, optimization, regression, electromyography (EMG), kinematics and anthropometric data. However, some important biomechanical parameters that influence the biomechanical behaviors the spine have been neglected. The driving force behind the current study is that trunk muscle activity (EMG), muscle forces and loads at different spinal levels are likely dependent not only on the moments of external loads, but also on the orientation and height of the external loads. Despite similar posture and identical external net moment (at the L5-S1 disc center), changes in magnitude, elevation and direction of applied force vectors could alter the absolute and relative magnitudes of compression, shear and moment loads at different spinal levels with likely consequences on the neuromuscular response. This study has the specific objectives:

- to introduce a novel coupled optimization algorithm in kinematics-driven model to estimate both agonist antagonist muscle forces and to identify the role of abdominal muscles in simulating the earlier measurements in upright standing while lifting symmetrically a weight at different heights,
- to further investigate neuromuscular response in vivo and by our kinematics-driven model during maximum isometric flexion and extension tasks,
- To evaluate in vivo the effect of changes in orientation, position and amplitude of external loads on trunk muscle activity (EMG) and kinematics of 12 subjects in upright standing and under identical moments at the L5-S1, and finally

- To predict the trunk neuromuscular response and spinal internal loads (compression and shear forces at different lumbar levels) using kinematics-driven model while simulating foregoing tasks with subjects performing symmetric static tasks resisting external loads at different orientation, position and amplitude.

In order to determine trunk muscle forces and internal spinal loads (compression and shear forces at different lumbar joint levels) while taking into account the external loads, gravity loads, kinematics and internal forces produced by muscles and ligamentous passive tissues were all considered. The equilibrium equations are highly redundant; the number of unknown (represented by muscle forces) exceeds the number of available equilibrium equations. To resolve this problem of kinetic redundancy, an iterative kinematics-driven model combined with a novel function objective was used. A nonlinear FE model using an iterative kinematics-driven algorithm combined with optimization was employed to resolve the trunk kinetic redundancy. Briefly, a sagittal-symmetric T1–S1 deformable-rigid body model consists of six deformable beams to model the overall nonlinear stiffness of 6 motion segments (vertebrae, disc, facets and ligaments at T12–S1 levels) at different directions. A sagittaly-symmetric muscle architecture with 46 local (attached to lumbar vertebrae) and 10 global (attached to thoracic cage) muscle fascicles is considered in the model. The global muscles are *iliocostalis lumborum pars thoracic* (*ICPT*), *longissimus thoracis pars thoracic* (*LGPT*), *rectus abdominus* (*RA), external oblique* (*EO)* and *internal oblique* (*IO)* while the local lumbar muscles are *multifidus* (*MF*), *quadratus lumborum* (*QL*), *iliopsoas* (*IP*), *iliocostalis lumborum pars lumborum* (*ICPL*) and *longissimus thoracis pars lumborum* (*LGPL*).

Coupled optimization algorithm: To calculate trunk muscle forces, a novel optimization algorithm was considered where the cost function is defined as the sum of agonist muscle stresses to the power of *m* subtracted by the sum of antagonist muscle stresses to the power of *n*: ($F_{obj} = \sum \sigma_{ago}^{m} - \sum \sigma_{antg}^{n}$), in which exponents *m* and *n* could take arbitrary values, “ago” refers to all agonist extensor muscles of low back and “antg” refers to all antagonist abdominal (flexor) muscles. The exponent *m* (for agonist muscles) and *n* (for antagonist muscles) are varied and the effects on estimations are studied. The equality constraints were represented by the sagittal moment equilibrium equations in the current deformed configuration of the trunk The inequality equations enforcing muscle forces to remain positive but smaller than the maximum active forces

(i.e., 0.6×*PCSA*) were considered. The passive component of muscle forces is neglected in the current simulations due to negligible changes in the muscle length at the upright standing posture. This coupled objective function was introduced in kinematics-driven finite element model to estimate muscle forces and spinal loads and to identify the role of abdominal muscles in spinal stability while lifting symmetrically weight at different heights in upright standing. Predictive equations for compression at the L5-S1 and trunk critical buckling load were also developed with different muscle stress exponent *m* and *n*.

For the case with exponents $m = n = 3$, The *external oblique (EO)* and rectus *abdominus (RA)* forces reached respectively 53% and 32% of the force in the *internal oblique (IO)* whereas the force in the global *iliocostalis (ICPT)* was 42% of that in the global *longissimus (LGPT)* muscle. These proportions are in agreement with respective ratios for recorded *EMG* in lifting tasks. Comparison of results obtained based on the coupled objective function (m = n = 3) with those based on the conventional objective function ($m = 3$ and $n = 0$) when combined with either minimization of the compression force or maximization of the critical load yielded different forces in abdominal muscles. The spinal compression force and critical buckling load remained, however, nearly the same. The IO was the most efficient muscle in generating minimum compression forces and maximum critical buckling loads.

Maximum voluntary exertions in extension and flexion tasks: Twelve healthy males with no recent back complications participated voluntarily after signing an informed consent. Participants had 72.98 ± 3.87 kg weight, 177.67 ± 3.03 cm height and 23.25 ± 1.82 kg/m^2 body mass index (BMI). A trunk dynamometer consisting of three triaxial force platforms mounted on a steel frame that allows stabilization of the feet, knees and pelvis was used. In a semi-seated position, three trials in extension, two in flexion, two in lateral bending (on each side) and two in axial rotation (on each side) were performed. The dynamometer strength, 3 forces and 3 moments measured on the platform and 3 L5-S1 moment components, were measured. EMG signals were collected using twelve active surface electrodes positioned bilaterally over trunk muscles: longissimus, iliocostalis, multifidus, rectus abdominis, external oblique and internal oblique. For normalization, the EMG data of each muscle obtained from all trials in all directions were divided to their maximal value for each subject.

The mean maximal flexion and extension moments at the L5-S1 reached 151.1 ± 37.3 Nm and 242.4 ± 64.2 Nm, respectively, with the trunk strength significantly greater in extension (p = 0.0005). In both MVE cases, large EMG activities in agonist muscles were recorded. In flexion MVEs, mean normalized EMG values in IO, EO and RA reached 73.6 ± 16.6 %, 87.0 ± 12.9 %, and 75.1 ± 15.9 %, respectively. In extension MVEs, the mean normalized EMGs in LGPT, ILPT and MF were 80.5 ± 16.1 %, 63.5 ± 15.9 % and 83.5 ± 10.4 %, respectively. In both extension and flexion MVEs, the antagonists were activated at significantly lower levels than agonists (p<0.0002). ANOVA indicated overall no significant differences between agonists or between antagonists except between LGPT and ICPT (p = 0.016) and somewhat abdominals (p = 0.053) in extension MVEs.

To calculate trunk muscle forces and internal spinal loads, a kinematics-driven model combined with a novel objective function was used in 4 subjects. Measured external moments at the L5-S1 during MVEs were used separately for each subject to compute the magnitude of external resisting force at the harness-trunk interface. Measured trunk posture was prescribed into the kinematics-driven models for each subject in accordance with the semi-seated posture. In this work and in accordance with the relative activity in abdominal muscles, IAP values reaching maximum of 25 kPa (under constant co-activity moment of 15 Nm or 30 Nm) in flexion MVEs and 10 kPa (under co-activity moment of 20 Nm) in extension MVEs were assumed.

Similar to measured EMGs, large forces in abdominal muscles during flexion and in extensor muscles during extension were computed. In flexion MVEs, an increase in IAP to 25 kPa under a constant co-activity moment slightly decreased spinal compression and shear forces despite increases in IO and RA forces. An increase in the co-activity moment under constant IAP increased all muscle forces and spinal loads. In extension MVEs, an increase in IAP decreased agonist muscle activities in global longisimus and illiocostalis muscles as well as spinal forces. The co-activity moment increased antagonistic and, as a consequence, agonist muscle forces in extension MVEs. Spinal compression and shear forces were substantially larger in extension MVEs. Predictions of much larger spinal loads in extension MVEs and of maximum compression and shear forces at the L5-S1 exceeding 6000 N and 2000 N, respectively, are in general agreement with reported results in the literature.

***Effect of orientation, height and amplitude of external loads*:** The evaluation of the effect of changes in the orientation, height and amplitude of external forces on the muscle activities and spinal loads was performed in two stages, in vivo measurements of the kinematics and muscle activities followed by the EF analyses to estimate muscle forces and compressive/shear at the L5- S1. Results of the Student test for independent variables showed that there was no significant difference (p-value ≤ 0.15) between the normalized EMG of the muscles on the left and right sides. Subsequently, ANOVA results showed the significant effects of orientation and magnitude of external loads especially on the EMG activity of the extensor muscles (MF, IC and LG).

1- Experimental study: After maximum voluntary exertions, each of twelve subjects performed 6 distinct static tasks at 2 repetitions in upright standing. These were further repeated at 3 load levels generating identical flexion moments of 15 Nm, 30 Nm and 45 Nm at the L5-S1 disc, 2 force elevations and 5 force orientations: (1) Force heights: Anteriorly-directed horizontal forces were carried in hands at 2 heights of H_1 = 20 cm and H_2 = 40 cm with respect to the L5-S1 disc center. (2) Force orientations: At the H_2 =40 cm height, the orientation of the force vector supported at hands via a cable (Fig. 1) varied from downward vertical (90°) to downward inclined (50° and 25°), horizontal (0° which is the same as that considered above) and finally to upward inclined (-25°) directions.

For normalization, the EMG data of each muscle obtained from all trials under various loads were divided to their maximal value for each subject. Recorded left and right EMG data for each muscle in maximal efforts and regular tasks were averaged due to insignificant differences ($p > 0.15$). Repeated analysis of variance (ANOVA with post hoc Tukey) was carried out on the normalized EMG of each muscle (3 extensors and 3 abdominals) to analyze the effects of load orientations (5 levels) and moments (3 levels). Additional analyses were performed to study the effect of 2 heights (H_1 and H_2) at 3 moment levels. Moreover, the effects of orientation and moment on 3 dependent kinematics variables of trunk, pelvic and lumbar rotations were also analyzed.

Analysis of trunk kinematics demonstrated that the subjects indeed held their posture almost unchanged at all times as moment, force height and force orientation changed from a test to another. The external forces were significantly affected by changes in moment, height and orientation ($p < 0.001$). These externally applied forces via the cable increased with the moment

and were largest when the force was oriented upward at -25° and smallest when oriented downward at 25°. They also increased, as expected, when applied at the lower height. The force orientation, moment level and their interaction had significant effects on normalized EMG of nearly all back muscles. The increasing effect of moment on normalized EMGs was however less evident in abdominal muscles. As for the changes in the force height, the effect of moment was found significant at all extensor muscles. The larger force applied at the lower height increased the activity in nearly all extensor and flexor muscles; under the maximum moment as the load elevation increased, mean EMG decreased in back muscles and in abdominals. Overall, the MF among extensors and EO among abdominals were most activated in all loading cases.

In summary, under identical posture and external moment at the L5-S1 level, changes in the height and orientation of the applied force held in hands substantially altered superficial muscle EMG activity especially of global extensor muscles.

2- Modeling study: Under similar load conditions as described above in the experimental study and driven by measured kinematics, gravity and external loads with different orientation, height and amplitude, a nonlinear finite element (FE) model along with a novel optimization algorithm (where muscle stress exponents $m = n = 3$) was employed to calculate trunk muscle forces as well as compression and shear forces at all T12-S1 joints. To compute biomechanical responses for load conditions at different orientations and heights, 4 subjects with upper body height similar to that in our existing FE model were selected. For each subject, the individualized upper body weight was distributed eccentrically at different spinal levels. Weights of upper arms, forearms, hands and head/neck were estimated and applied at their mass centers estimated in each case based on our measured kinematics and anthropometric data.

The FE models yielded substantially different muscle activation levels with moderate alterations (up to 24% under 45 Nm moment) in spinal loads as the load orientation and elevation varied. In all subjects and under constant moments at the L5-S1, compression and shear forces at the L5-S1 as well as forces in global muscles (thoracic LG and IC) progressively decreased as orientation of external forces varied from downward gravity (90˚) all the way to upward (-25˚) orientation. In contrast and at the same time, forces in local lumbar muscles followed reverse trends. Under horizontal forces generating identical flexion moments at the L5-S1, global thoracic muscle forces at the T12 substantially decreased but local lumbar muscle forces

increased in all subjects as the load elevation decreased from 40 cm to 20 cm. At the same time and despite significant changes in global and local muscle forces, little alterations (<6%) were found in predicted compression and shear forces at the L5-S. Under varying load elevation, the compression and shear forces at the L5-S1 were affected primarily by substantially larger lumbar muscle forces at 20 cm load elevation whereas by much larger global extensor muscle forces at 40 cm load elevation. The FE results demonstrated, as expected, that muscle forces and spinal loads increased for all force orientations and elevations as the moment at the L5-S1 changed from 15 Nm to 30 Nm and finally to 45 Nm. The recorded surface EMG data under same load/posture conditions were in better agreement with the force predictions in the muscle group (local or global) at higher activation. Results demonstrate the marked effect of external force orientation and elevation on the trunk neuromuscular response and spinal forces.

These results demonstrate the marked effect of force elevation and orientation in occupational tasks on the trunk neuromuscular response and to some extent on the spinal forces and questions attempts to estimate spinal loads based only on consideration of moments at a spinal level.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE III

REMERCIEMENTS IV

RÉSUMÉ V

ABSTRACT XIII

TABLE DES MATIÈRES XX

LISTE DES TABLEAUX XXIV

LISTE DES FIGURES XXVI

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XXXI

LISTE DES ANNEXES XXXV

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 : REVUE DE LA LITTÉRATURE 2

1.1 Anatomie de la colonne vertébrale 2

1.1.1 Vertèbres 3

1.1.2 Disque intervertébral 3

1.1.3 Système actif du rachis humain 4

1.2 Modélisation de la colonne vertébrale 6

1.2.1 Approche globale 6

1.2.2 Approche détaillée 8

1.2.3 Modélisation des vertèbres 12

1.2.4 Modélisation des disques intervertébraux 15

1.2.5 Modélisation des ligaments 18

1.2.6 Paramètres biomécaniques influençant la modélisation de la colonne vertébrale 19

1.2.7 Estimation des forces musculaires 20

1.2.8 Stabilité de la colonne vertébrale 24

1.3 Objectifs et plan de thèse 26

1.3.1 Objectifs d'étude expérimentale 27

1.3.2 Objectifs d'analyse par éléments finis 28

1.3.3 Contribution du présent travail 29

1.3.4 Liste des publications 30

CHAPITRE 2 : ARTICLE 1 - COUPLED OBJECTIVE FUNCTION TO STUDY THE ROLE OF ABDOMINAL MUSCLE FORCES IN LIFTING USING THE KINEMATICS-DRIVEN MODEL 31

2.1 Abstract 32

2.2 Introduction 32

2.3 Method 34

2.4 Results 39

2.5 Discussion 40

2.6 Reference 44

2.7 Tables and Figures 48

CHAPITRE 3 : ARTICLE 2 - TRUNK STRENGTH, MUSCLE ACTIVITY AND SPINAL LOADS IN MAXIMUM ISOMETRIC FLEXION AND EXTENSION EXERTIONS: A COMBINED IN VIVO-COMPUTATIONAL STUDY 56

3.1 Abstract 57

3.2 Introduction 57

3.3 Method 59

3.4 Results 63

3.5 Discussion 64

3.6 References 66

3.7 Tables and Figures 71

CHAPITRE 4 : ARTICLE 3 - EFFECT OF CHANGES IN ORIENTATION AND POSITION OF EXTERNAL LOADS ON TRUNK MUSCLE ACTIVITY AND KINEMATICS IN UPRIGHT STANDING 80

4.1 Abstract 81

4.2 Introduction 81

4.3 Methods 83

4.4 Results 85

4.5 Discussion 86

4.6 References 90

4.7 Tables and figures 93

CHAPITRE 5 : ARTICLE 4 – ELEVATION AND ORIENTATION OF EXTERNAL LOADS INFLUENCE TRUNK NEUROMUSCULAR RESPONSE AND SPINAL FORCES DESPITE IDENTICAL MOMENTS AT THE L5-S1 99

5.1 Abstract 100

5.2 Introduction 100

5.3 Methods 102

5.4 Results 105

5.5 Discussion 106

5.6 References 110

CHAPITRE 6 : DISCUSION GÉNÉRALE 123

6.1 Volet expérimental 124

6.1.1 Cueillette des données 124

6.1.2 Traitement des données 126

6.2 Modèle d’éléments finis 126

6.3 Optimisation 128

6.4 Étude dynamométrique 130

6.5 Effets de l'orientation, de la hauteur et de l'amplitude des forces externes 131

6.5.1 Volet expérimental 131

6.5.2 Volet de modélisation 133

6.5.3 Limitations du modèle d'éléments finis 135

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS 137

BIBLIOGRAPHIE 140

ANNEXES 155

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Propriété de matériaux d'une vertèbre. 14

Tableau 1.2: Présentation des propriétés des matériaux des disques intervertébraux.....17

Tableau 1.3: Les propriétés des matériaux des ligaments. 19

Tableau 2.1: Physiological cross-sectional areas of trunk local muscles (each side, mm^2).....48

Tableau 2.2 : Physiological cross-sectional areas of trunk global muscles (each side, mm^2) 48

Tableau 2.3: Input variables considered in the regression analyses with coupled optimization....48

Tableau 2.4: Regression coefficients for the critical buckling load *P* (quadratic) and axial compression force *FC* (linear) ($m = n = 3$) 49

Tableau 2.5: Regression coefficients for the critical buckling load *P* (quadratic) and axial compression force *FC* (linear) ($m = 3$ and $n = 0$).....50

Tableau 3.1: The body weight and moments considered for 4 subjects (among a total of 12 subjects participated in measurements) used in FE model studies of MVE tasks. 71

Tableau 3.2: Prescribed intra-abdominal pressure (IAP), co-activity moment (M, Eq. 3) and F_{shear} values (in flexion MVEs only, Eq. 4) used in MVE model studies. The value of F_{shear} is iteratively increased from the initial value of nil till flexion moments at the lumbar levels L1-L5 disappear or become extension moments.....71

Tableau 3.3: Calculated normalized forces in the local lumbar muscles in the absence of antagonistic activity (M = 0) and intra-abdominal pressure (IAP = 0). 72

Tableau 4.1: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured trunk, pelvis and lumbar rotations for tasks at 5 orientations and 3 moments at the load height H_2 = 40 cm with respect to the L5-S1 center and at 3 different times (significance level $\alpha = 0.05$).....93

Tableau 4.2: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured trunk, pelvis and lumbar rotations for tasks with horizontal loads at 2 heights, 3 moments and 3 time instances (significance level $\alpha = 0.05$).....93

Tableau 4.3: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured normalized trunk muscle EMG for 5 force orientations and 3 moments at the load height H_2 = 40 cm with respect to the L5-S1. 93

Tableau 4.4: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured normalized trunk muscle EMGs with horizontal external loads at 2 heights and 3 moments. 94

Tableau 5.1: Prescribed rotations into FE model at different lumbar levels for 4 subjects under 45 Nm external moments at the L5-S1 at different load conditions (Fig. 1B) (load heights, load orientations and abdominal coactivity M_{abd}). Positive values indicate extension rotation. .114

Tableau 5.2: Local axial compression and posterior-anterior shear force components acting at the L5–S1 disc mid-plane under 45 Nm moment listed separately due to external force (El Ouaaid et al, 2014), local lumbar muscle forces, global thoracic extensor (ext) and abdominal muscle forces and gravity in the deformed upright standing posture for different load orientations and heights in Subject 2. Results for other subjects 1, 3 and 4 that are not listed here follow nearly identical trends. 115

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Plans de référence (Kamina, 1997).....2

Figure 1.2 : Description de l'anatomie d'une vertèbre type. Vue axiale à gauche et sagittale à droite (Netter, 2006).....3

Figure 1.3 : Disque intervertébral (Kamina, 1997).....4

Figure 1.4 : Muscles abdominaux (http://www.t-nation.com).....5

Figure 1.5 : Muscles du dos (Netter, 1999).....5

Figure 1.6: Différents modèles de l'approche globale de la colonne vertébrales. 8

Figure 1.7: Modèles détaillés de la colonne lombaire.....10

Figure 1.8: Segment fonctionnels L2-L3 (Argoubi et Shirazi-Adl, 1996).....11

Figure 1.9: Propriété de matériaux d'une vertèbre.....13

Figure 1.10 : Modèle des vertèbres de la colonne lombaire, Shirazi-Adl A et *coll*., (1994, 2006). 14

Figure 1.11: Modèle d'éléments finis d'un segment fonctionnel rachidien simplifié L5/S1 (Nadeau et *coll*., 2008).....14

Figure 1.12 : Modèle d'éléments finis du corps/disque du segment *L2-L3*, Shirazi et *coll*., (1986). 16

Figure 1.13 : Effet de la pression intra-discale de 0.24 MPa (Sylvie et *coll*., 2008) 17

Figure 1.14 : Modélisation des ligaments des segments fonctionnels de la colonne vertébrale. ...18

Figure 1.15: Diagramme du corps libre dans le plan sagittal afin de développer l'équation d'équilibre et calculer les forces dans les muscles et les forces spinales lors des taches de levage. 21

Figure 2.1: The finite element model as well as global and local musculatures in the sagittal plane XZ (only fascicles on one side are shown) in upright standing posture at initial configuration before application of gravity loads (axes are not to the same scale). Vector forces of global muscles are also shown in this initial configuration. Moment equations of equilibrium are

taken about the Y axis (normal to the sagittal plane) at all 6 levels T12 to L5. Six intervertebral beam elements (shown as discs) represent the stiffness of various motion segments. Global muscles: *ICPT*: *iliocostalis lumborum* pars thoracic, *LGPT*: *longissimus thoracis* pars thoracic, *IO*: *internal oblique*, *EO*: *external oblique*, and *RA*: *rectus abdominus*. Local muscles: *ICPL*: *iliocostalis lumborum pars lumborum*, *LGPL*: *longissimus thoracis pars lumborum*, *MF*: *multifidus*, *QL*: *quadratus lumborum*, and *IP*: *iliopsoas* (Bogduk et al., 1992; Stokes and Gardner-Morse, 1999). Mass centers of the head and neck as well as trunk itself are also depicted. For the location of weight held in hands and mass centers of upper arms and forearms/hands refer to the text.....51

Figure 2.2: A schematic presentation of the tasks analyzed consisting of holding symmetrically a bar of 10.4 kg at a constant lever arm to the *S1* but four different heights (0, 30, 60, 90 cm) with respect to the bar initial position of 90 cm above the ground (Arjmand et al, 2009). ...52

Figure 2.3: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc, critical buckling load *P* and abdominal muscle forces versus sum of abdominal moment *M* (on one side) while taking the muscle stiffness coefficient q = 10 and muscle stress exponents $m = n = 3$ for different load heights H = 0, 30, 60 and 90cm.....53

Figure 2.4: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc and critical buckling load *P* with the sum of abdominal moment *M* (on one side) while fixing the muscle stiffness coefficient q = 15 and muscle stress exponents $m = n = 3$ for different load heights H = 0, 30, 60 and 90cm. The abdominal muscle forces and compression forces do not vary with q and remain hence the same as those presented in Figure 3.....53

Figure 2.5: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc, critical buckling load *P* and trunk muscle forces versus abdominal muscle stress exponent n for q = 10, q = 15, back muscle stress exponent m = 3 and load height H = 0 cm. Only the critical load P changes with q.....54

Figure 2.6: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc, critical buckling load *P* and trunk muscle forces versus back muscle stress exponent m for q = 10, q = *15*, abdominal muscle stress exponent n = 3 and load height H = 0 cm. Only the critical load P changes with q.....54

Figure 2.7: Comparison of predicted abdominal forces, (a) axial compression force at the *L5-S1* disc and (b) critical buckling load versus total abdominal muscle forces for coupled ($m = n = 3$) and uncoupled ($m = 3$, $n = 0$) objective functions as well as the load height $H = 0$ cm, $q = 10$ and $q = 15$. 55

Figure 3.1: The FE model as well as global and local musculatures in the sagittal plane XZ (only fascicles on one side are shown) in upright standing posture at initial configuration before application of gravity loads (axes are not to the same scale). Global muscles are iliocostalis lumborum pars thoracic (ICPT), longissimus thoracis pars thoracic (LGPT), recus abdominus (RA), external oblique (EO) and internal oblique (IO) while local lumbar muscles are multifidus (MF), quadratus lumborum (QL), iliopsoas (IP), iliocostalis lumborum pars lumborum (ICPL) and longissimus thoracis pars lumborum (LGPL) (Bogduk et al, 1992; Stokes and Gardner-Morse 1999). Mass centers of the head and neck as well as trunk itself are also depicted. 73

Figure 3.2: Initial and deformed spinal postures in the kinematics-driven FE model in flexion and extension MVE tasks. The harness-subject resultant force is also shown in both tasks. The deformed configurations are in accordance with direct measurements. 74

Figure 3.3: Measured (mean and SD) maximum trunk resistant moment (M) at the L5-S1 and normalized superficial EMGs in flexion and extension MVEs of subjects in the dynamometer. 75

Figure 3.4: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity moment values for the subject 1. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered. 76

Figure 3.5: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity moment values for the subject 2. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered. 77

Figure 3.6: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity

moment values for the subject 3. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered. 78

Figure 3.7: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity moment values for the subject 4. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered. 79

Figure 4.1: Tasks performed by each subject in upright standing posture at different force orientations (-25°, 25°, 50° and 90°, at the height level H_2 = 40 cm) and at different heights (H_1 = 20 cm and H_2 = 40 cm for horizontal external loads) while fixing the external moment of the load at the L5-S1at three levels (15, 30 and 45 Nm). 94

Figure 4.2: Mean and standard deviation of measured external loads applied via in the cable when subjects performed tasks in upright standing posture at different orientations, heights and moments at the L5-S1. 95

Figure 4.3: Mean and standard deviation of measured normalized back muscle EMG when subjects performed tasks with different orientations and moments at the load height H_2 = 40 cm to the L5-S1, (A) longissimus (LG), (B) iliocostalis (IC) et (C) multifidus (MF). Significance levels: (*) 0.01< p <0.05 and (**) p <0.01.....96

Figure 4.4: Mean and standard deviation of measured normalized abdominal muscle EMG when subjects performed tasks with different orientations and moments at the load height H_2 = 40 cm to the L5-S1, (A) recus abdominus (RA), (B) external oblique (EO) et (C) internal oblique (IO), Significance levels: (*) 0.01< p <0.05 and (**) p <0.01.....97

Figure 4.5: Mean and standard deviation of measured normalized trunk muscle EMG when subjects performed tasks with horizontal external loads at two different heights and different external moments at the L5-S1: (A) back muscles, (B) abdominal muscles. Significance levels: (*) 0.01< p <0.05 and (**) p <0.01.....98

Figure 5.1: (A): The FE model involving global and local musculatures in the sagittal plane XZ (only fascicles on one side are presented) in upright standing posture at initial configuration before application of gravity loads (axes are not to the same scale). Six inter-vertebral beam elements (shown as discs) represent the stiffness of various motion segments. Global

muscles: ICPT, iliocostalis lumborum pars thoracic; LGPT, longissimus thoracis pars thoracic; IO, internal oblique; EO, external oblique and RA, rectus abdominus. Local muscles: ICPL, iliocostalis lumborum pars lumborum; LGPL, longissimus thoracis pars lumborum; MF, multifidus; QL, quadratus lumborum and IP, iliopsoas (Bogduk et al. 1992; Stokes and Gardner-Morse 1999). Mass centres of the head and neck as well as trunk itself are also depicted. (B) Initial upright standing posture of four subjects before performing symmetric tasks at 5 orientations, 2 elevations and 3 net moments. 116

Figure 5.2: Normalized muscle forces and EMGs in subject 1 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5. 117

Figure 5.3: Normalized muscle forces and EMGs in subject 2 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5. 118

Figure 5.4: Normalized muscle forces and EMGs in subject 3 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5. 119

Figure 5.5: Normalized muscle forces and EMGs in subject 4 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5. 120

Figure 5.6: Calculated compression (C) and shear (S) forces in four subjects at different force orientations and elevations under 45 Nm net moment at the L5-S1. 121

Figure 5.7: Calculated compression and shear forces at L5-S1 in subject 1 at different net moments by same load orientations and load elevations. 122

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Anatomie

C1-C7 : Vertèbres de la partie cervicale de la colonne vertébrale

L1-L5 : Vertèbres de la partie lombaire de la colonne vertébrale

T1-T12: Vertèbres de la partie thoracique de la colonne vertébrale

S1 : Première vertèbre du sacrum

IC : Muscle *illiocostalis lumborum pars lumborum*

IP : Muscle *iliopsoas*

LG : Muscle *longissimus thoracic pars lumborum*

MF : Muscle *multifidus*

QL : Muscle *quadratus lumborum*

ICPT : Muscle *illiocostalis lumborum pars thoracic*

LGPT : Muscle *longissimus thoracic pars thoracic*

RA : Muscle *rectus abdominis*

EO : Muscle *external oblique*

IO : Muscle *internal oblique*

Géométrie

2-D : Bidimensionnel

3-D : Tridimensionnel

DCL : Diagramme du corps libre

X : Axe anatomique sagittale

Y : Axe anatomique latéral

Z : Axe anatomique axial

Comportement

E : Module d'élasticité en MPa.

G : Module d'élasticité en cisaillement

GAk : Module de rigidité en cisaillement

F_i : Force du muscle *i*

L_i : Longueur du muscle *i*

K : Rigidité musculaire

PCSA : L'aire de section physiologique du muscle

q : Coefficient de la rigidité musculaire

CMV : Les contractions maximales volontaires

EMG : Électromyographie

PID : Pression intra-discale

IAP : Pression intra-abdominale

P : Densité en [g/cm^3]

N : coefficient de Poisson.

Optimisation

i : indice du muscle antagoniste.

j : indice du muscle agoniste.

k : niveau du diagramme du corps libre.

$\vec{r}_{dos,j,k}$: Bras de levier dans le plan sagittal du muscle du dos *j* dans le plan sagittal au niveau du disque *k*.

$\vec{r}_{abd,i,k}$: Bras de levier du muscle abdominal *i* dans le plan sagittal au niveau du disque *k*

σ_{ago}^{m} : Contrainte du muscle agoniste *m*.

σ_{antg}^{n} : Contrainte du muscle antagoniste *n*.

Ago : Agoniste.

Antg	:	Antagoniste
Eq	:	Equation d'équilibre
F_{obj}	:	Fonction objective
$\vec{F}_{dos,j,k}$	:	Force du muscle du dos *j* au niveau de la vertèbre *k*.
$\vec{F}_{abd,i,k}$	:	Force du muscle abdominal *i* au niveau de la vertèbre *k*.
F_{IO}	:	Force du muscle *internal oblique*
F_{EO}	:	Force du muscle *external oblique*
F_{RA}	:	Force du muscle *rectus abdominis*
F_{IC}	:	Force du muscle *illiocostalis lumborum pars thoracic*
F_{LG}	:	Force du muscle *longissimus thoracic pars thoracic*
F_C	:	Force de compression axiale au centre du disque L5-S1
F_{Obj}	:	Expression de la fonction objective à minimiser
OF_{T12}	:	Expression de la fonction objective à minimiser au niveau T12
H	:	Hauteur des charges externes
$\vec{M}_{p,k}$	:	Moment de réaction au niveau de la vertèbre *k*.
M	:	Moment externe
M_1	:	Somme des moments abdominaux
M_R	:	Moment de réaction dans les vertèbres lombaires
P_{cr}	:	Force critique du flambement
r_{IO}	:	Bras de levier du muscle *internal oblique*
r_{EO}	:	Bras de levier du muscle *external oblique*
r_{RA}	:	Bras de levier du muscle *rectus abdominis*
r_{IC}	:	Bras de levier du muscle *illiocostalis lumborum pars thoracic*
r_{LG}	:	Bras de levier du muscle *longissimus thoracic pars thoracic*

α : Coefficient de pondération dans la fonction objective F_{obj}

β : Coefficient de pondération dans la fonction objective F_{obj}

λ : Multiplicateur de Lagrange

γ : Multiplicateur de Lagrange

Λ : Fonction de Lagrange

Régression

ANOVA: Analyse de variance

R^2 : Coefficient de détermination

R^2*-ajustée* : Coefficient de détermination ajusté

RMSE : Racine de l'erreur quadratique moyenne

P : Seuils critique de régression

LISTE DES ANNEXES

Tableau A.1 : Points anatomiques du sujet.

Tableau A.2 : Les coordonnées des centres des vertèbres de la colonne vertébrale.

Tableau A.3: Les coordonnées des nœuds des éléments poutres qui représentent les disques intervertébraux dans le modèle des éléments finis.

Tableau A.4 : Pourcentage de masse des segments supérieurs du tronc par rapport à la masse du corps.

Tableau A.5 : Aires de section physiologiques (PCSA) des muscles locaux sur chaque côté et aux différents niveaux de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992 ; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).

Tableau A.6 : Aires de section physiologiques (PCSA) des muscles globaux sur chaque côté et au niveau T12 de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).

Tableau A.7 : Coordonnées des points d'insertion et d'origines des muscles locaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum S1 ([X, Y, Z] = [0, 0, 0])

Tableau A.8 : Coordonnées des points d'insertion et d'origine des muscles globaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum S1 ([X, Y, Z] = [0, 0, 0])

Figure A.1 : Certificat d'acceptation d'un projet de recherche par le comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains.

Figure A.2 : Le banc de mesure. A) Le banc d'essai lors de la phase de conception; B) Le banc d'essai lors des mesures expérimentales.

Figure A.3: Evaluation de l'effet de la friction du système poulet/câble

Figure A.4 : différentes condition de chargement

Figure A.5: Pointeur (la probe) pour mesurer les coordonnées des points quelconques sur la peau dans système globale

Figure A.6: Estimation de la position du centre articulaire L5-S1 à l'aide d'un pointeur lors d'une tâche de manutention,

Figure A.7: Les muscles abdominaux et du dos en question pour mesurer l'EMG lors de cette étude.

Figure A.8: Dynamomètre pour mesurer les efforts maximaux des muscles du tronc.

Figure A.9: Instrumentation des sujets pour la mesure de la cinématique.

Figure A.10: Points anatomiques.

INTRODUCTION

Les lésions et les douleurs vertébrales sont parmi les troubles musculo-squelettiques (*TMS*) qui touchent l'ensemble du tronc et surtout les muscles, les disques, les ligaments, les nerfs et les tendons. Elles représentent un fardeau économique et social autant pour la société que pour les personnes qui en sont affectées. Au Québec, selon les statistiques de la commission de la santé et de la sécurité du travail, entre 2008 et 2011 (Provencher et coll. 2011), le nombre cumulé de personnes ayant souffert d'affections vertébrales était de 90310 et le coût en indemnité de remplacement de revenu était de l'ordre de 336 millions de dollars. Au cours de cette même période, les affections vertébrales représentaient 30 % de l'ensemble des lésions professionnelles et le siège de lésion le plus fréquent était la région lombaire avec un pourcentage de 60 % des cas. L'agent causal le plus rapporté était les efforts excessifs. En tête des professions qui génèrent le plus d'affections vertébrales, on trouve celles qui concernent les tâches de manutention avec un pourcentage de 27 % par rapport à l'ensemble des lésions professionnelles. Pour identifier les causes d'affections vertébrales et répondre aux critères d'amélioration des conditions de travail, de prévention et traitement des maux de dos, une estimation précise des efforts internes de la colonne vertébrale est nécessaire. De ce fait, l'évaluation de ces efforts était l'objectif principal de plusieurs recherches en biomécanique et surtout depuis la publication du rapport liant les maux de dos et les forces appliquées sur la colonne vertébrale (le *National Research Council*, 2001).

À cet égard, cette thèse porte sur l'évaluation de la réponse neuromusculaire et des efforts internes de la colonne vertébrale à partir des données expérimentales d'EMG et un modèle élastique non-linéaire d'éléments finis de la colonne thoraco-lombaire afin d'étudier l'effet de l'orientation, de la hauteur et de l'amplitude d'une charge externes sous l'influence d'un même moment externe à L5-S1.

CHAPITRE 1 : REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale (aussi dite rachis) est une structure osseuse complexe qui protège la moelle épinière et les nerfs rachidiens. Elle constitue un support du corps squelettique, fournit un soutien du poids du corps et assure la mobilité et le maintien droit du tronc. Elle se compose de quatre zones (figure 1.1) : zone cervicale (zone A) avec sept vertèbres, zone thoracique (zone B) constituée de douze vertèbre, zone lombaire (zone C) composée par cinq vertèbres et la zone (zone D) formée du sacrum et coccyx. La structure de la colonne vertébrale est en général presque symétrique et comprend quatre courbures dans le plan sagittal (figure 1.1) : la lordose cervicale, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la cyphose sacrée. Ces courbures jouent un rôle mécanique très important dans la stabilité, la flexibilité et la capacité d'absorption des chocs à la colonne (White et Panjabi, 1990). La colonne vertébrale est composée de vingt-quatre vertèbres (figure 1.3) : sept vertèbres cervicales, douze vertèbres thoraciques, cinq vertèbres lombaires et cinq vertèbres sacrales.

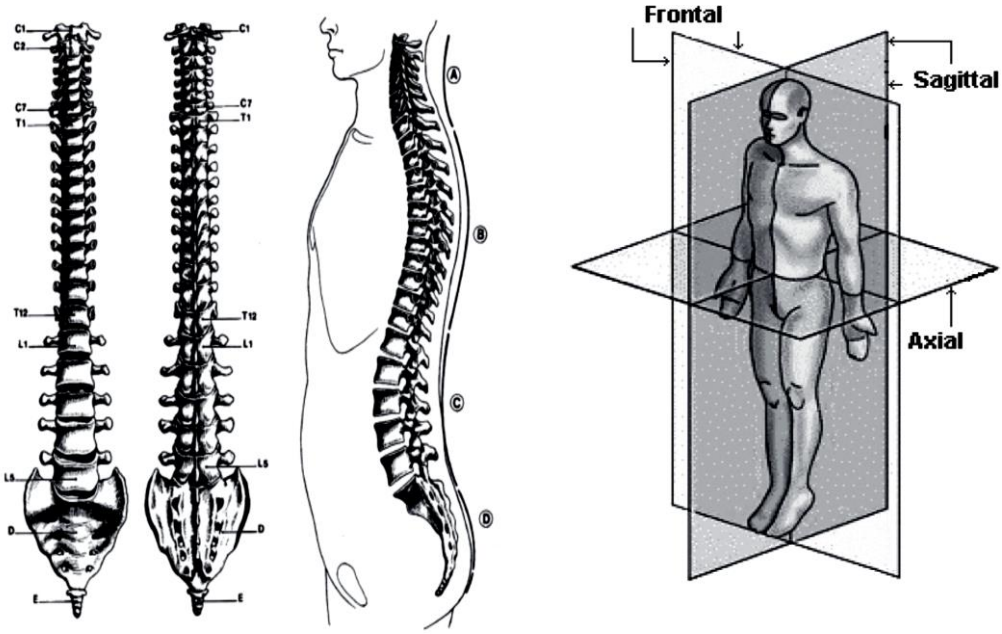


Figure 1.1: Plans de référence (Kamina, 1997).

Afin de présenter les différents modèles de la colonne vertébrale et ceux de ses éléments et surtout ceux de colonne lombaire, la région la plus exposée aux troubles musculo-squelettiques, on commence d'abord par une description anatomique d'une vertèbre, d'un disque intervertébral d'un segment fonctionnel et des muscles du tronc.

1.1.1 Vertèbres

En bref, chaque vertèbre est une structure osseuse qui est presque symétrique par rapport au plan sagittal. Chaque vertèbre possède sa propre caractéristique. Les vertèbres ont une structure commune; elles possèdent un corps vertébral, arc neural et des apophyses excepté l'atlas et l'axis (vertèbres *C1* et *C2* du rachis cervical) (figure 1.2). Une vertèbre est généralement composée d'un corps vertébral et arc osseux postérieur dans sa région antérieure, d'une apophyse épineuse, des apophyses transverses, des apophyses articulaires, des pédicules et des lames vertébrales. Les lames consistent en une couche mince rigide de l'os cortical remplit par une structure plus flexible et poreux de l'os spongieux.

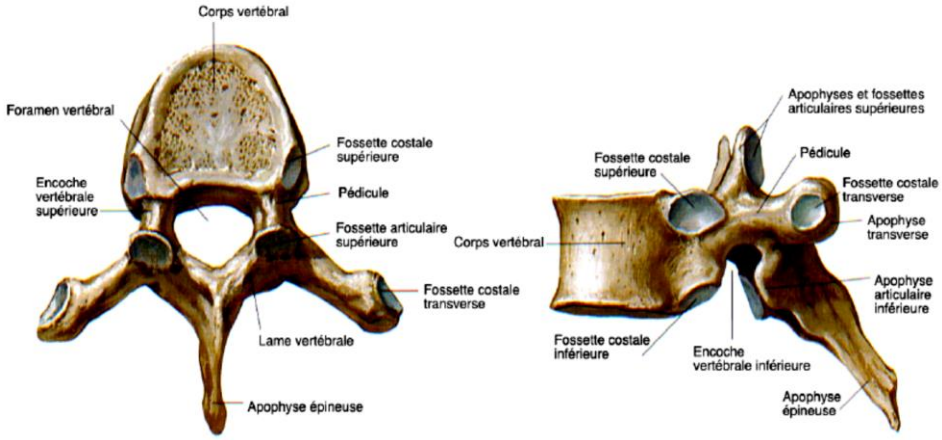


Figure 1.2 : Description de l'anatomie d'une vertèbre type. Vue axiale à gauche et sagittale à droite (Netter, 2006).

1.1.2 Disque intervertébral

Un disque intervertébral constitue l'articulation entre deux vertèbres consécutives qui permettent d'établir la mobilité du rachis et il possède une forme géométrique plus ou moins cylindrique. Chaque disque intervertébral est constitué de trois composantes complexes (figure

1.3) (l'anneau fibreux (*annulus fibrosus*), le noyau pulpeux au centre du disque (*nucleus pulposus*) et les couches minces de cartilage). L'anneau est une structure fibreuse hétérogène composée de fibres courtes de collagène formant des lamelles concentriques et ayant différentes orientations. Le noyau pulpeux (*nucleus pulposus*) se compose de 88 % d'eau dans une matrice à base gélatineuse presque incompressible. La troisième composante est constituée des plaques de cartilage qui couvrent les faces supérieures et inférieures du disque.

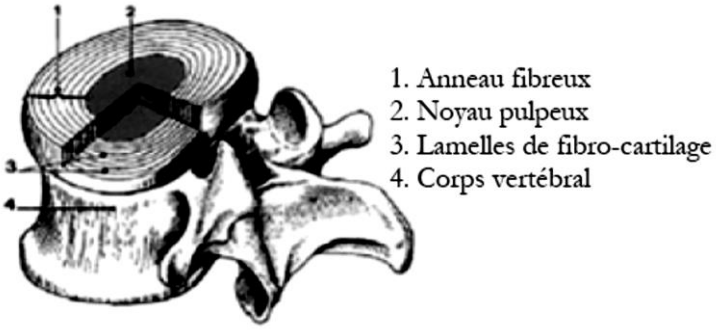


Figure 1.3 : Disque intervertébral (Kamina, 1997).

1.1.3 Système actif du rachis humain

Les muscles du tronc ont un rôle très important dans le mouvement, l'équilibre et la stabilité de la colonne vertébrale. Dans le plan sagittal, lors d'un mouvement de flexion, les muscles de dos sont dits extenseurs et ceux d'abdominaux sont nommés fléchisseurs. En raison de leurs points d'intersection, on fait une distinction aussi entre les muscles locaux et muscles globaux (Bergmark, 1989). Les muscles locaux sont tous les muscles qui sont attachés directement à la région lombaire et les muscles globaux sont tous ceux qui sont liés à la partie thoracique. Les muscles locaux de la région lombaire sont *: ICPT* (*Iliococtalis Lumborum pars lumborum*), *IP (Iliopsoas), LGPL* (Longissimus thoracis pars lumborum), *MF* (*Multifidus*), *QL* (*Quadratus*).

Les muscles globaux (figure 1.5), *ICPT* (*Iliocostalis lumborum pars thoracis*) *LGPT* (*Longissimus thorcis pars thoracis*), se trouvent du côté postérieur des vertèbres et les muscles abdominaux (figure 1.4), *RA* (*rectus abdominus*), *EO* (*external oblique*), *IO* (*internal oblique*), *TR* (*transversus abdominis*) et *LD* (*latissimus dorsi*), se trouvent du côté antérieur de la colonne

vertébrale. L'ensemble des muscles *ICPT* et *LGPT* avec le muscle épineux, forme une structure musculaire nommée : *erector spinae pars thoracic*. Le *longissimus* est le muscle le plus épais et plus long au du dos (Romanes, 1972). Avec l'*iliocostalis*, le *longissimus* maintient la colonne vertébrale en équilibre et permet au tronc de se mouvoir dans toutes les directions.

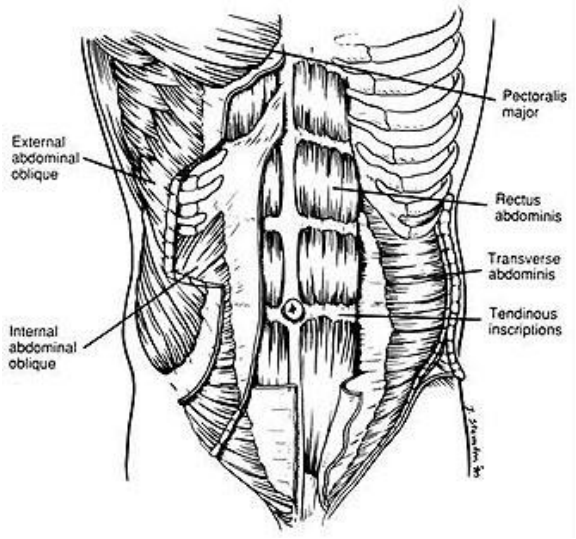


Figure 1.4 : Muscles abdominaux (http://www.t-nation.com).

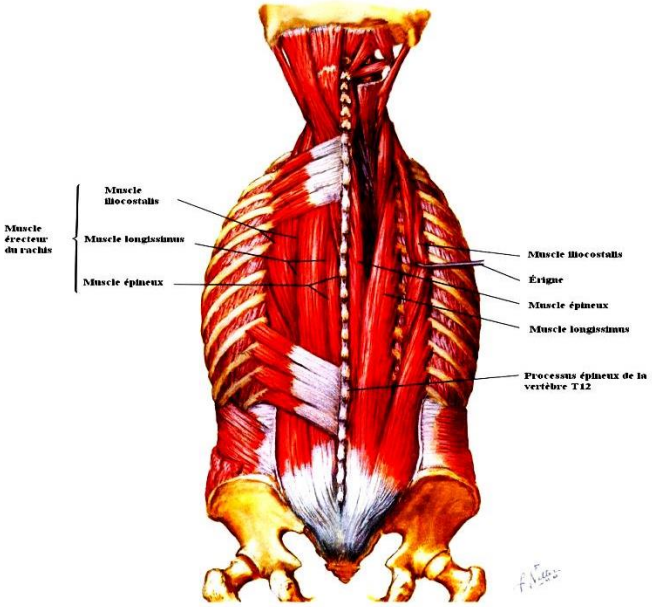


Figure 1.5 : Muscles du dos (Netter, 1999)

1.2 Modélisation de la colonne vertébrale

La modélisation par éléments finis est l'une des méthodes la plus utilisée en biomécanique pour évaluer les forces musculaires, les efforts internes ainsi que les déformations des éléments de la colonne vertébrale. La première fois que cette méthode a été mise en œuvre était en 1973 (Liu et *coll*., 1973). Selon les objectifs de recherche, on distingue deux approches de modélisation : une approche globale et une autre détaillée. L'approche globale est plutôt utilisée pour étudier le comportement mécanique du système actif et passif de la colonne alors que dans l'approche détaillée est plutôt utilisée pour étudier la répartition de contraintes et de déformations dans les éléments de la colonne vertébrale.

1.2.1 Approche globale

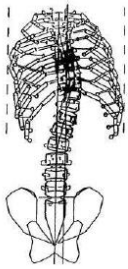
L'approche globale est une approche, où le modèle d'éléments finis est construit par une combinaison des éléments poutres (par exemple, pour représenter les disques intervertébraux) et les éléments rigides (pour représenter les vertèbres) (1.6). Cette approche a été dirigée vers des applications en réadaptation, en médecine, en développement des appareils médicaux et en évaluation de la sévérité des tâches industrielles. En tête de ces modèles, on trouve, le modèle Schultz et Hirsch (1973) (figure 1.6A), dont la géométrie a été prise des mesures cadavériques sur le corps humain alors que le comportement mécanique du modèle a été tiré de la littérature. La cage thoracique est aussi considérée dans l'approche globale. Au début, elle a été modélisée par des éléments rigides (Andriacchi et *coll*., 1974) pour étudier les unités fonctionnelles de la colonne vertébrale. Dans cette étude, les éléments rigides ont été remplacés plus tard par des éléments déformables de poutre (Closkey et *coll*., 1992 et 1993) pour évaluer la morphologie de la colonne vertébrale et la rigidité de la cage thoracique (figure 1.6B). La correction de la scoliose a été aussi étudiée par l'approche globale (Gardner-Morse et *coll*., 1990), où la géométrie du modèle a été obtenue par reconstruction radiographique (figure 1.6C). Il existe aussi d'autres modèles qui ont été construits par une combinaison des éléments de poutre et des éléments solides de 3-D, par exemple, le modèle de Clin (2007) (figure 1.6F) qui contient une représentation de la cage thoracique et du bassin. Les côtes de la cage thoracique, le sternum, le pelvis et les tissus abdominaux ont été modélisés par des éléments tridimensionnels tandis que les disques intervertébraux et les ligaments ont été construits par des éléments poutres. Ce modèle est utilisé dans la correction de la scoliose idiopathique des adolescents.

Les modèles par approche globale permettent aussi de contrôler les situations critiques de surcharges lors des tâches physiques statiques ou dynamiques en mettant en exergue l'effet de tous les paramètres biomécaniques, appelés aussi paramètres d'entrée (*Input data*) qui influencent la réponse et la stabilité de la colonne vertébrale, telles que, le poids, la posture, la taille, la co-activité musculaire, la rigidité musculaire, la pression intra-abdominal (*IAP*), etc.. Les paramètres de sortie (*Output data*) de ces modèles sont des forces musculaires, des déformations et des charges internes dans les régions critiques de la colonne vertébrale ainsi que les forces critiques de flambement.

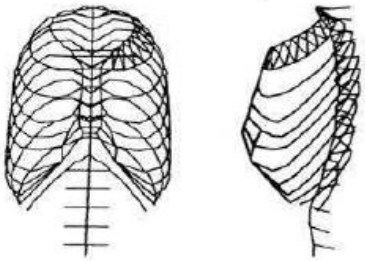
À l'École Polytechnique de Montréal, le groupe de Shirazi-Adl a élaboré un modèle d'éléments finis basé sur la cinématique pour évaluer la réponse mécanique de la colonne vertébrale lors des activités physiques statiques ou dynamiques. C'est un modèle qui tient compte à la fois des propriétés mécaniques des segments fonctionnels, de l'architecture détaillée des muscles du tronc, du poids de corps, des charges externes, de la cinématique du tronc, des positions spatiales des membres supérieurs ainsi que de la position de la tête.

Selon le type de tâches physiques à effectuer, d'autres paramètres pourraient aussi être introduits dans l'estimation de la réponse de la colonne vertébrale, comme par exemple, les co-activités musculaires, la pression intra-abdominale, l'emballage des muscles extenseurs globaux autour des vertèbres surtout en cas déflexion avant (problème de *Wrapping*). Depuis son développement, ce modèle a été exploité avec succès dans la prédiction des forces musculaires et articulaires de la colonne lors de tâches en posture debout droite (El-Rich et *coll*., 2004), en flexion avant (Arjmand et Shirazi, 2006), en efforts maximaux en rotations axiales (Arjmand et *coll*., 2008a). L'effet de la hauteur des charges externes, des postures lombaires, de la pression intra-abdominale, d'optimisation ainsi que l'effet de chaque muscle abdominal sur la réponse et la stabilité de la colonne vertébrale, ont fait l'objet d'intrant du modèle cinématique (Shirazi et *coll*., 2002, 2005; El-Rich et Shirazi, 2005; Arjmand et Shirazi, 2005a, b, c; Arjmand et Shirazi, 2008b; El Ouaaid et *coll*.; 2013). Ce modèle a aussi été utilisé dans ce projet doctoral pour vérifier si l'orientation, l'amplitude et la hauteur des forces externes influencent le comportement mécanique de la colonne vertébrale. Tous les détails de ce modèle, sont présentés dans les chapitres suivants (2 à 4) et dans l'annexe.

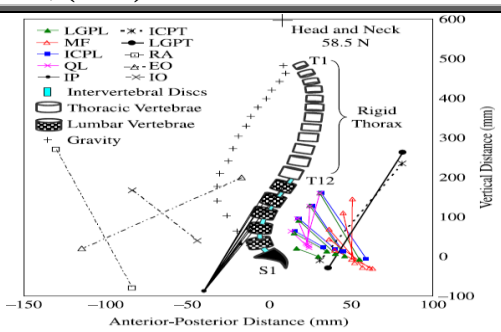
A: Modèle d'éléments finis de Schultz et Hirsch (1973).



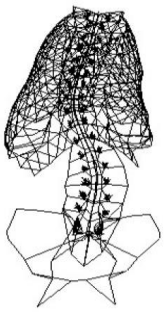
B: Modèle d'éléments finis de Closkey et *coll*., (1992).



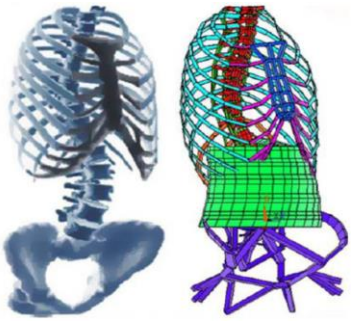
C: Modèle d'éléments finis de Stokes et *coll*., (1993).



D: Modèle d'éléments finis de Shirazi-Adl (2006)



E : Modèle de Leborgne et *coll*., (1999).



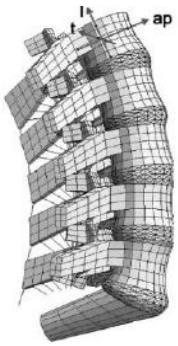
F : Modèle d'éléments finis du Clin et *coll*., (2007).

Figure 1.6: Différents modèles de l'approche globale de la colonne vertébrales.

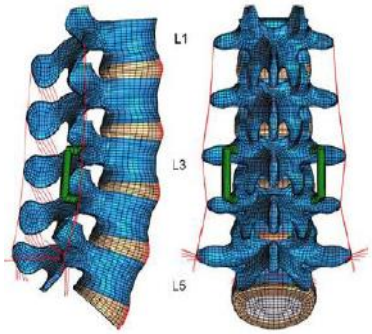
1.2.2 Approche détaillée

Dans l'approche détaillée (figure 1.7), les modèles d'éléments finis ont été détaillés pour évaluer la réponse biomécanique d'une composante, d'une unité fonctionnelle ou d'une région de la colonne vertébrale. À cet égard, une unité fonctionnelle est l'ensemble de deux vertèbres voisines, d'un disque intervertébral et des ligaments. La géométrie des composantes de chaque unité fonctionnelle est souvent reconstruite d'une manière plus détaillée par des techniques des

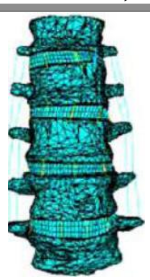
images médicales. Le choix de type d'éléments finis pour chaque composante ainsi que pour son maillage, fait partie des problèmes de modélisation et ils dépendent de l'objectif, de type de problème, de la géométrie ainsi des propriétés des matériaux. Outre ces facteurs de modélisation, les conditions initiales et aux rives jouent un rôle important dans précision des résultats, en effet, ils influencent les équations d'équilibre, la convergence du modèle, le temps de calcul, etc. Plusieurs modèles de l'approche détaillée représentent seulement la colonne lombaire *T12-S1* ou une combinaison de ses segments fonctionnels pour évaluer les charges internes sous différentes situations de chargement, telle la flexion avant (avec *Wrapping*) et les forces musculaires (Shirazi-Adl et Parnianpour, 1993; Shirazi-Adl, 1994,2002 et 2006). Le modèle du groupe de Lavaste et *coll*., (1995), a été développée de sorte que la géométrie du rachis lombaire sera reconstruite à partir des données radiographiques de chaque individu pour rendre la validation du modèle plus simple (figure 1.7H). Afin d'évaluer le comportement mécanique des segments fonctionnels d'une manière plus précise lors des tests de choc automobile, Delerba (2001) a aussi utilisé une modélisation par approche détaillée de la colonne thora-colombaire (figure 1.7F). Le groupe d'Ezquerro (2004) ont un modélisé la colonne lombaire pour étudier les effets des tâches physiques. Les vertèbres et les disques ont été représentés par des éléments solides avec 8-nœuds. Les propriétés mécaniques de l'anneau fibreux sont représentées par des propriétés de matériaux composites, le noyau pulpeux par un élément de fluide incompressible et les ligaments par des connecteurs. Rohlmann et *coll*. *L1-L5* (2007 et 2008) (figure 1.7B) ont développé un modèle 3-D pour étudier l'effet d'implant sur les charges spinales. La géométrie de ce modèle a été reconstruite par le *scanner CT* (*Computed Tomography*), les vertèbres ont été maillées par des éléments solides de 8-nœuds, les disques intervertébraux et les ligaments ont été modélisés à partir des données anatomiques. Sairyo et al. (2006) composé de 3 segments L3-L5 a utilisé un modèle pour identifier les causes de fractures des plaques épiphysaires. Les corps vertébraux avec des os spongieux sont modélisés par des éléments solides 3-D et l'os cortical par l'élément coque. Les noyaux et les anneaux des disques intervertébraux sont modélisés par des éléments solides, mais avec des propriétés des matériaux différentes.



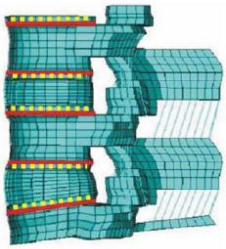
A: Modèle de la colonne lombaire (Ezquerro et *coll*., 2004).



B: Modèle de la colonne lombaire L1/L5 (Rohlmann et *coll*., 2007).

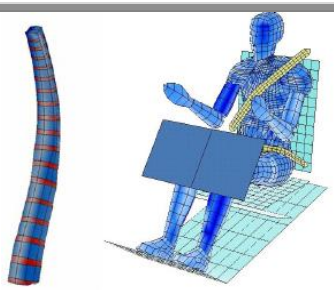


C: Modèle de la colonne lombaire du (Sylvestre et *coll*., 2007).

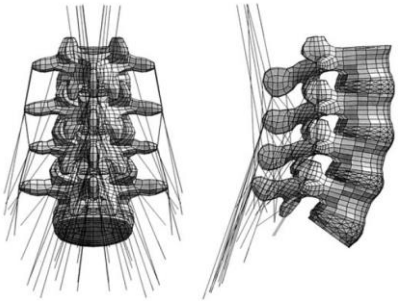


D: Modèle lombaire (Sairyo et *coll*., 2006).

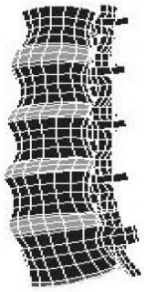
E: Vue latérale du modèle de la colonne lobaire (Shirazi-Adl et Parnianpour, 2000).



F: Modèle de colonne thora-colombaire et modèle ''être Humain'' en simulation de choc frontal (Delerba, 2001).



G: Modèle de la colonne lombaire L2/S1 (Zander et Rohlmann, 2003).



H: Modèle détaillé (Lavaste et *coll.*, 1995).

Figure 1.7: Modèles détaillés de la colonne lombaire.

Dans la littérature, il y a plusieurs études biomécaniques portant sur un seul segment fonctionnel pour examiner les mécanismes et les conditions d'une hernie discale dans le segment *L5-S1* (Nadeau et al., 2008), pour analyser les contraintes et les mouvements du segment *L2-L3* (Shirazi-Adl et al., 1986, Argoubi et Shirazi-Adl, 1996), pour étudier l'effet des propriétés des matériaux sur la réponse des disques intervertébraux, pour chercher le rôle des facettes (Shirazi-Adl, 1991) et les réponses non-linéaires des ligaments en cas de compression (Shirazi-Adl et Drouin, 1987). Shirazi-Adl (1991) a évalué les forces de contact dans le segment fonctionnel *L2-L3* sous des moments de torsion, de flexion, d'extension et des moments latéraux avec ou sans compression. Les articulations des facettes ont été modélisées comme éléments de contact sans frottements. Les résultats obtenus ont montré qu'il existe un le rôle important des facettes dans la réponse mécanique du segment fonctionnel *L2-L3* ainsi que dans les risques de blessure.

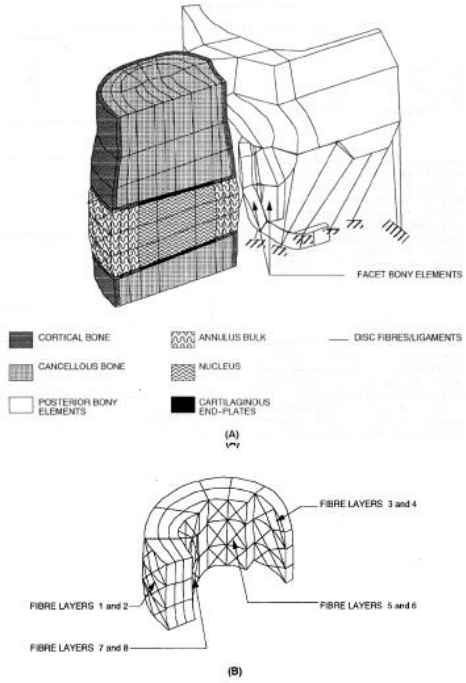


Figure 1.8: Segment fonctionnels L2-L3 (Argoubi et Shirazi-Adl, 1996).

1.2.3 Modélisation des vertèbres

La modélisation d'une vertèbre a aussi fait l'objet de nombreuses publications et a joué un rôle très important dans la connaissance du comportement biomécanique de la colonne vertébrale (figure 1.9). La construction d'un modèle par éléments finis d'une vertèbre nécessite au préalable la connaissance précise de sa géométrie. Les méthodes les plus souvent utilisées dans ces études, sont la technique radiographique *CT* (*computerized Tomography*: *CT scan*). Ces études ont permis de réaliser des analyses plus précises sur la morphologie des vertèbres et d'obtenir des paramètres de la géométrie des plateaux vertébraux (longueurs d'apophyses transverses, géométries de facettes articulaires, etc.). Dans le modèle de Shirazi-Adl (1994, 2006) (figure. 1.10), chaque vertèbre a été modélisée comme un corps rigide et dans une autre étude, où segment *L2-L3* a été soumis à un moment de torsion avec ou sans compression, la modélisation des vertèbres a été changée (figure 1.12A-D) (Shirazi et *coll*., 1986). En ce qui concerne la technique basée sur les images des vertèbres, les propriétés mécaniques des tissus osseux dépendent de nombreux paramètres et varient non seulement avec le type de tissu, mais aussi avec les sujets desquels les échantillons ont été prélevés (âge, sexe, état pathologique, etc.). Lors du développement d'un modèle basé sur cette technique, la densité est généralement calculée à partir de leurs luminosités. Les valeurs de densités sont utilisées pour obtenir le module de Young de chaque élément. Dans le tableau 1.1, on présente des équations pour calculer le module de Young ainsi que les valeurs du module d'élasticité et le coefficient de Poisson tirés de la littérature. Il existe aussi d'autres modèles, où les vertèbres ont une représentation simplifiée à l'aide des hypothèses simplificatrices. Dans l'étude du groupe de Nadeau (2008), les vertèbres *L5* et *S1* du segment fonctionnel *L5-S1* (figure 1.11) ont été modélisées par une géométrie simple sans l'arc neural et avec le même comportement du matériau de l'os cortical et l'os spongieux.

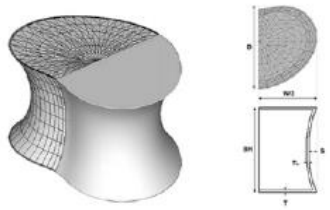
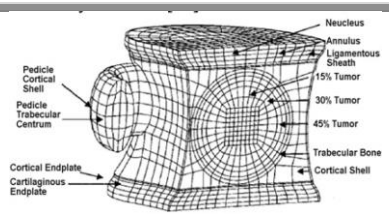
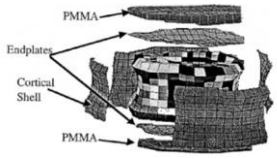
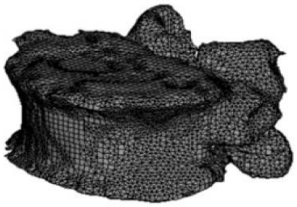
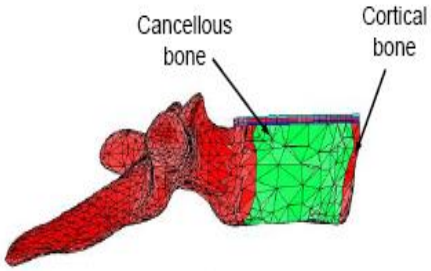
Modèle d'une vertèbre	Description de la géométrie et du maillage
 A: Modèle de Higgins et *coll*., (2007)	Les dimensions du modèle ont été tirées des mesures *in vitro* de la vertèbre L1. Le maillage du modèle est constitué des éléments solides de 12 nœuds (*brick element*). La paroi vertébrale extérieure a été identifiée comme une section séparée du maillage et les plateaux (inferieur et supérieur), la paroi corticale antérieure et la paroi corticale postérieure ont des épaisseurs 0.25, 0.6, et 0.4 mm, respectivement et sont modélisés par des éléments coque.
 B: Modèle de Whyne *coll*., (2003).	Les valeurs géométriques de vertèbre ont été tirées de la littérature. Le maillage consiste 5668, 20 nœuds d'éléments solide de type *Brick*. Les éléments de coque de la paroi corticale et des plateaux vertébraux sont segmentés de la région spongieuse.
 C: Modèle de Liebschner et *coll*., (2003).	La géométrie a été tirée des données de scanner *CT*. Le modèle a été maillé par un élément de type *Brick* de 20 nœuds. L'élément de coque a été utilisé pour le maillage d'os cortical. L'élément de coque d'os cortical et du supérieur et inferieur ont eu une épaisseur de 0.35 mm.
 D : Modèle de Wijayathunga et *coll*., (2008).	La géométrie a été tirée des données du scanner CT avec une résolution de 0.074mm×0.074mm×0.074mm. Le maillage hybride des éléments hexaédriques et tétraédriques, forme une surface lisse. Maillage avec des éléments de volume de $1mm^3$, $2mm^3$ et $4mm^3$ ont été créés par le logiciel *Scan FE* (*Simpleware Ltd, Exeter UK*).
 E: Modèle du Hui Lin (Thèse, 2010)	La géométrie de la vertèbre osseuse a été reconstruite en utilisant le scanner *CT*. Le modèle d'éléments finis a été généré par un maillage libre des éléments tétraèdre de 4 nœuds à l'aide d'un logiciel commerciale *(Ansys 10.0, Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA*). La vertèbre maillée inclut 4810 nœuds et 18762 éléments. Le corps vertébral a été subdivisé en deux parties, partie spongieuse et l'autre corticale. Les éléments attachés à la surface corticale latérale sont modélisés comme des os corticaux avec comportement de matériau isotopique alors que les éléments de la partie antérieure sont modélisés par des éléments d'un os spongieux avec un comportement orthotrope linéaire.

Figure 1.9: Propriété de matériaux d'une vertèbre.

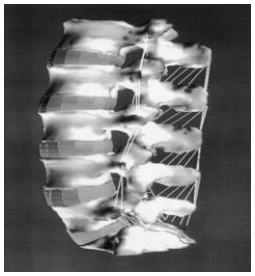


Figure 1.10 : Modèle des vertèbres de la colonne lombaire, Shirazi-Adl A et *coll*., (1994, 2006).

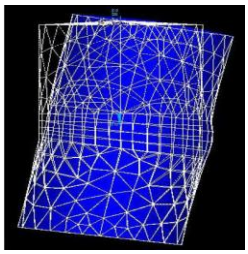


Figure 1.11: Modèle d'éléments finis d'un segment fonctionnel rachidien simplifié L5/S1 (Nadeau et *coll*., 2008).

Tableau 1.1: Propriété de matériaux d'une vertèbre.

Auteur	**Propriétés des matériaux d'une vertèbre**		
Homminga et *coll*., 2001.	$E = 5124\rho^{1.7}$, $\nu = 0.3$. Pour tous les os.		
Crawford et *coll*., 2003.	$E_z = -34.7 + 3230\rho$, $E_x = E_y = 0.33E_z$, Pour tous les os. Bone tissue: E = 18,500. (constant)		
Liebschner et *coll*., 2001.	**<u>Corps spongieux</u>** matériau anisotrope: $E_z = -81.9 + 3850\rho$, $E_x = 0.42E_z$	**<u>Os cortical</u>** matériau isotrope: $E = 2310$, $\nu = 0.3$	
Whyne et al. 2003.	**<u>Corps spongieux</u>** $E_{xx} = 100$, $E_{yy} = 100$, $E_{zz} = 300$, $\nu = 0.1$	**<u>Os cortical</u>** $E = 1000$, $\nu = 0.3$	**<u>Les plateaux</u>** $E=1000$, $\nu = 0.3$
Tschirhart et *coll*., 2004.	$E_{xx} = 33.3$, $E_{yy} = 33.3$, $E_{zz} = 100$, $\nu = 0.1$	$E = 12000$, $\nu = 0.3$	$E = 25$, $\nu = 0.1$
Shirazi-Adl et *coll*., 1984.	$E=100$, $\nu = 0.1$	$E=12000$, $\nu = 0.3$	$E=4.2$, $\nu = 0.45$

où E: Module d'élasticité en MPa.

ρ: Densité en [g/cm^3]

ν: coefficient de Poisson.

1.2.4 Modélisation des disques intervertébraux

Le disque intervertébral est une structure complexe, hétérogène, anisotrope, non-linéaire, poreuse, et viscoélastique avec un comportement géré par sa composition mécanique et biochimique. La simulation de ses fonctions représente un défi à surmonter, malgré que plusieurs recherches aient conduit au développement de plusieurs hypothèses permettant la compréhension de son comportement. Le disque intervertébral est constitué d'un anneau fibreux et d'un noyau pulpeux. L'anneau fibreux est constitué de quinze à vingt-cinq lamelles. En général, la géométrie des disques est considérée comme axisymétrique (Simon et *coll*., 1985; Schroeder et *coll*., 2006) ou symétrique (Argoubi et Shirazi-Adl, 1996, Schroeder et *coll*., 2006). Les dimensions géométriques des disques peuvent être reconstruite à partir des techniques d'imageries médicales, par exemple, *MRI* (*Magnetic Resonance Imaging*) (Schmidt et *coll*., 2006) ou *CT* (*Computed Tomography*) (Lu et *coll*., 1996, Natarajan et *coll*., 1999, Fagan, 2002). Le maillage des disques intervertébraux est relativement simple en comparaison avec celui des vertèbres. La modélisation des disques intervertébraux dépend aussi de l'objectif de recherche et du type des modèles utilisés (détaillé ou globale). Dans la modélisation globale, chaque disque intervertébral est considéré comme un élément déformable (Cholewicki et *coll*., 1994 ; Shultz et Hirsch, 1973, Stockes et *coll*., 1993, EL Rich et *coll*., 2004, Shirazi-Adl, et *coll*., 2002, etc.) ayant un comportement mécanique non-linéaire correspondant au segment fonctionnel auquel il appartient (c.à.d. disque, vertèbre, ligaments et facette). Dans le modèle global de Shirazi-Adl (2002), les propriétés des matériaux non-linéaires de tous les disques ont été considérées dans le calcul d'équilibre de la colonne vertébrale. Dans la modélisation détaillée, les disques intervertébraux sont divisés en trois parties, noyau pulpeux, anneau fibreux et plaques cartilagineuses (*end-plates*). Le noyau pulpeux agit comme un liquide incompressible exerçant une charge uniformément répartie dans la direction radiale sur les surfaces intérieures de l'anneau fibreux et dans la direction axiale sur les plateaux intervertébraux (Jayson, 1992). Le noyau pulpeux est considéré comme une pression interne dans le modèle Sylvie et *coll*. (2008) (figure 1.13), comme un fluide incompressible (Shirazi-Adl et *coll*., 1986) (figure 1.12) ou comme un matériau poreux (figure 1.8). Argoubi et Shirazi (1996) ont utilisé un élément solide de 3-D pour étudier la réponse poroélastique non-linéaire du segment *L2-L3* avec une formulation que cet élément est composé d'un médium poreux complètement saturé, d'une matrice solide et d'un fluide interstitiel. Ce type d'élément tient compte de la propriété non-linéaire des matériaux et les

paramètres de matériaux de cet élément, sont le module d'élasticité, le coefficient de Poisson, la perméabilité et la porosité. L'anneau fibreux a aussi été modélisé par élément solide 3-D, mais avec des propriétés des matériaux composites.

La modélisation d'un disque intervertébral est généralement très compliquée en raison des propriétés des matériaux de ses éléments, par exemple, l'anisotropie de l'anneau due à l'orientation des fibres de collagène et de la composition biphasique (fluide/solide). Dans la modélisation de l'anneau fibreux, deux méthodes sont adaptées pour tenir compte de l'orientation des fibres de collagène, soit, on représente les faisceaux de fibres par l'élément de barre (ou d'élément membrane) dans une matrice solide, ou soit, on utilise l'approche d'homogénéisation avec les propriétés anisotropes pour les matrices solides. Le modèle, dont les propriétés sont poroélastiques, a été utilisé par le groupe de Simon (1985). Ce groupe fut un des premières à introduire le comportement des matériaux poroélastiques dans un modèle des disques intervertébraux. Dans le tableau 1.2, on présente des propriétés des matériaux poroélastiques utilisés par différents auteurs.

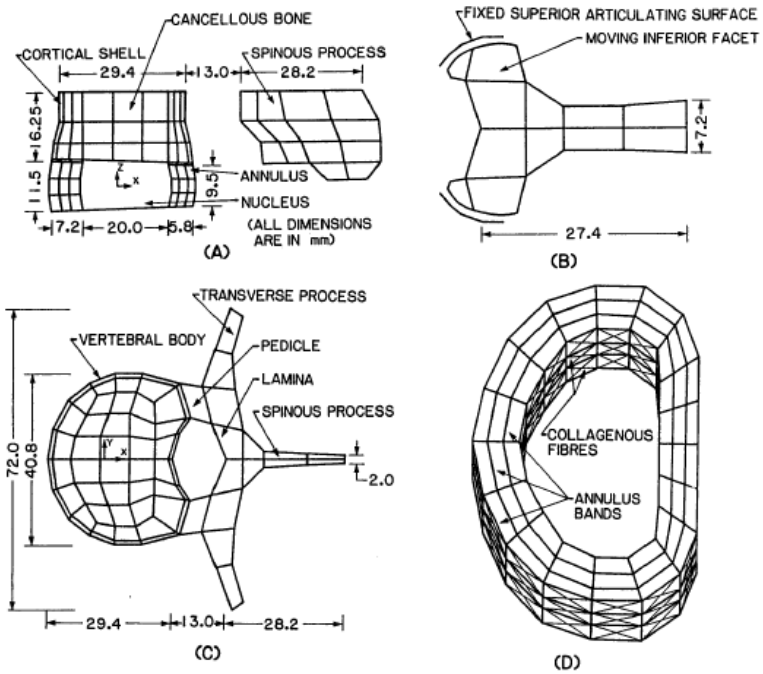


Figure 1.12 : Modèle d'éléments finis du corps/disque du segment *L2-L3*, Shirazi et *coll*., (1986).

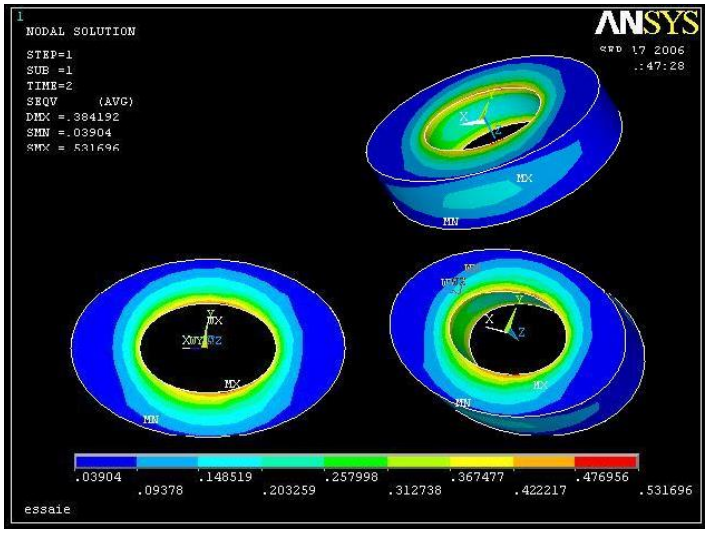


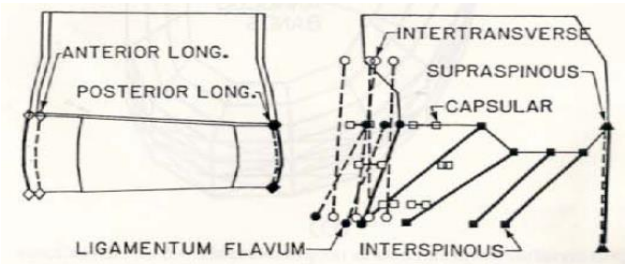
Figure 1.13 : Effet de la pression intra-discale de 0.24 MPa (Sylvie et *coll*., 2008)

Tableau 1.2: Présentation des propriétés des matériaux des disques intervertébraux.

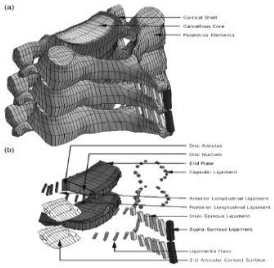
Auteurs	**Annaux**		**Noyau**	
	Module d'élasticité E (MPa)	Perméabilité k ($m^4N^{-1}s^{-1}$)	Module d'élasticité E (MPa)	Perméabilité ($m^4N^{-1}s^{-1}$)
Simon et al. (1985)	0.455	1×10^{-14}	4.55×10^{-3}	1×10^{-14}
Bear et al. (2003)	Hyperélastique, solide renforcé par des fibres	1×10^{-15}	Hyperélastique	1×10^{-15}
Argoubi et Shirazi-Adl (1996)	2.5	dépond de déformation $k = k0\left[\frac{e(1+e_0)}{e_0(1+e)}\right]^2 \exp\left[M\left(\frac{1+e}{1-e}\right)-1\right]$ $k_0 = 3.01\times10^{-16}$, $e_0 = 2.33$; $M = 12$	1.5	dépond de la déformation $k=1.4\text{-}2.1\times10^{-15}$ $e_0 = 4$ $M = 10$
Natarajan et *coll*., (2004)	2.56	dépond de déformation and la diversité régionale, valeur de 1.5 à 1×10^{-15}	1	dépond de déformation $1.4\text{-}2.1\times10^{-15}$
Schroeder et *coll*., (2006)	Fibres viscoélastiques 1.5	$k = k_0\left(\frac{1+n_{f\,(initial)}}{1+n_f}\right)^M$ *n:* fraction de fluide	0.15	5.0×10^{-15}
Schmidt et *coll*., (2006)	$c_1 = 0.12$, $c_2 = 0.09$. ν: = 0.4999. $E=6(c_1+c_2)$		$c_1 = 0.56$, $c_2 = 0.14$. ν: = 0.4999. E=4.2	

1.2.5 Modélisation des ligaments

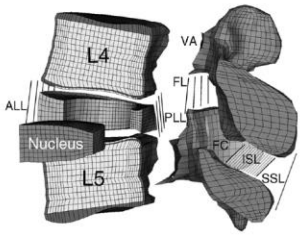
Les ligaments vertébraux (figure 1.14) jouent ont aussi un rôle important dans le comportement mécanique et la stabilité de la colonne vertébrale (Teo et Ng, 2001). Leur négligence dans la modélisation influence les contraintes dans les disques intervertébraux (Zander et *coll*., 2003). Différents modèles tenant compte de la structure ligamentaire sont présentés dans figure 14. Les différents ligaments présentés sont : ligament longitudinal postérieur (*ALL*), ligament longitudinal antérieur (*PLL*), ligament flavum (*FL*) (ligament jaune), ligament capsulaire (*CL*), ligament inter-épineux (*ISL*) ligament supra-épineux (*SSL*) et ligament intertransversaire (*TL*). Dans le modèle de Teo et Ng (2001) (Figure 1.14B), les ligaments sont modélisés par des éléments câble et dans celui de Schmidt et *coll*., (2007), ils ont été introduits comme des éléments ressorts tridimensionnels. Dans le modèle de Zander et *coll*., (2001) (Figure 1.14C), tous les ligaments ont été introduits dans le modèle d'éléments finis comme des éléments ressorts ayant un comportement non-linéaire élastique. Les propriétés de matériaux des ligaments utilisées pour différentes études sont présentées dans le tableau 1.3.



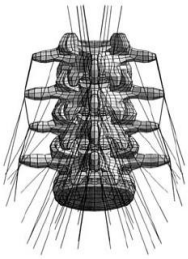
A: Structure ligamentaire d'un demi-segment fonctionnel (Shirazi-Adl, 1986).



B: Modèle du segment cervical *C4-C6* (Teo et Ng, 2001)



C : modèle de Schmidt et *coll*., (2007)



D : Modèle de Zander et *coll*., (2003)

Figure 1.14 : Modélisation des ligaments des segments fonctionnels de la colonne vertébrale.

Tableau 1.3: Les propriétés des matériaux des ligaments.

Auteurs	Propriétés du matériau des ligaments E (MPa)						
	ALL	**PLL**	**LF**	**CL**	**ISF**	**SSL**	**TL**
Shirazi-Adl (1986)	Comportement non-linéaire σ-ε-diagramme						
Teo et Ng (2001)	54.5	20	1.5	20	1.5	1.5	-
Schmidt et *coll*., (2007)	Comportement non-linéaire force-déflexion-diagramme,						
Hato et *coll*., (2007)	20	20	10	10	10	10	-
Zander et *coll*., 2003)	Comportement non-linéaire						
De Visser et *coll*., 2007)	11.9	12.5	2.4	7.7	3.4	3.4	3.4

1.2.6 Paramètres biomécaniques influençant la modélisation de la colonne vertébrale

Parmi les paramètres auxquels la colonne vertébrale est sensible, on trouve la pression intra-abdominale, la rigidité passive des segments fonctionnels, la rigidité des muscles, les contractions musculaires maximales, la lordose, la rotation pelvienne, la répartition de la charge de gravité, la posture etc.. Plusieurs études ont été effectuées *in vitro* et *in vivo* pour identifier ces paramètres et leur effet sur le fonctionnement, le comportement mécanique et la stabilité de la colonne vertébrale , tel que la posture de la colonne lombaire, les mouvements tridimensionnels de la colonne vertébrale (Shultz et *coll.*, 1979, Miller et *coll.*, 1986, Panjabi et *coll.*, 1989) et pour étudier le problème de contact entre les facettes (Panjabi et *coll.*, 1984), la pression intra-discale dans la colonne lombaire (Seroussi et Pope, 1987) et le rôle des ligaments dans la stabilité de la colonne lombaire (Tkaczuk, 1968, Hukins et *coll.*, 1990). L'effet des muscles sur la colonne lombaire a fait l'objet d'autres études (El-Bohy et *coll.*, 1989, Wilke et *coll.*, 1994, Panjabi et *coll.*, 1989). Plusieurs études *in vivo* utilisent des outils et méthodes techniques très avancées pour étudier la cinématique du tronc et évaluer les activités musculaires, les efforts maximaux résistés par les muscles, la pression intra-abdominale, la géométrie et la posture de la colonne vertébrale, etc.. La pression intra-abdominale (*Intra-Abdominal Pression IAP*) joue aussi un rôle important dans le la réduction des charges spinales et la stabilité de la colonne vertébrale surtout pour les tâches de levage en posture debout droite ou en flexion avant (Arjmand et Shirazi-Adl,

2006). Ce paramètre a été le sujet de plusieurs études expérimentales, en combinaison avec la posture et l'activité des muscles abdominaux (Krag et *coll.*, 1986, Porter 1986, Wilke et *coll.*, 1999, 2001, McGill and Norman, 1990 et 1993). Les postures en flexion et en rotation, tout particulièrement, lors des activités physiques avec des poids dans les mains, influencent considérablement les forces musculaires, les forces dans les composantes passives de la colonne lombaires ainsi que la stabilité de la colonne vertébrale (Marras et *coll.*, 1993 et 1995). D'autres travaux ont été aussi réalisés pour évaluer les limites des rotations inter-segmentaires de la colonne lombaire en cas de flexion, extension et torsion (Pearcy et Tibrewal., 1984) et d'autres études pour vérifier la mobilité de la colonne vertébrale (Burton et Tilloston, 1989) et l'effet de la lordose lombaires sur la colonne vertébrale (Gracovetsky, 1988, Parnianpour et *coll.*, 1994). Pour évaluer les situations à risques auxquelles la colonne vertébrale est exposée, le modèle d'éléments finis basé sur la cinématique a été développé de manière à tenir compte des postures des tâches physiques. La cinématique mesurée lors de ces tâches est exploitée directement dans le modèle d'éléments finit, en calculant la rotation pelvienne et la rotation thoracique par rapport à la posture optimale d'El-Rich (2004). Par la suite, on repartit la différence entre la rotation pelvienne et thoracique entre les segments lombaires selon des études antérieures (Pearcy et *coll.*, 1984; Plamondon et *coll.*, 1988; Shirazi-Adl and Parnianpour, 1999; Yamamoto et *coll.*, 1989).

1.2.7 Estimation des forces musculaires

L'évaluation des forces musculaires représente une partie essentielle dans la résolution des équations d'équilibre de la colonne vertébrale. Ainsi, plusieurs essais ont été effectués dans le but d'évaluer ces forces lors des tâches statiques ou dynamiques de manutention, toutefois, les équations d'équilibre sont redondantes et en outre, sont influencées par plusieurs facteurs comme : les charges externes asymétriques, les postures asymétriques, les tâches de levage en posture de flexion avant ou flexion latérale. Pour étudier l'équilibre de la colonne vertébrale, une présentation du diagramme du corps libre de la partie supérieure du tronc est nécessaire (ou pour la partie inférieure) (Figure 1,15).

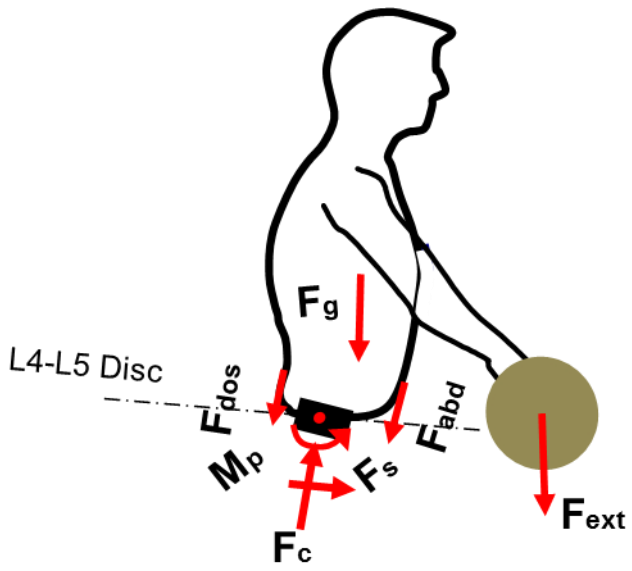


Figure 1.15: Diagramme du corps libre dans le plan sagittal afin de développer l'équation d'équilibre et calculer les forces dans les muscles et les forces spinales lors des taches de levage.

Les équations d'équilibre à niveau donné de la colonne lombaire sont l'équation du moment et l'équation des forces à ce niveau (Eq. 1 et 2)

$$\sum \vec{r}_{abd,i,k} \times \vec{F}_{abd,i,k} + \sum \vec{r}_{dos,j,k} \times \vec{F}_{dos,j,k} + \vec{r}_{ext} \times \vec{F}_{ext} + \vec{r}_g \times \vec{F}_g + \vec{M}_{p,k} = 0. \qquad \text{(Eq. 1)}$$

$$\vec{F}_{passif} + \vec{F}_{dos} + \vec{F}_{abd} + \vec{F}_{ext} + \vec{F}_g = 0. \qquad \text{(Eq. 2)}$$

où:

i : indice du muscle antagoniste.

j : indice du muscle agoniste.

k : niveau du diagramme du corps libre.

$\vec{F}_{dos,j,k}$: Force du muscle du dos *j* au niveau de la vertèbre *k*.

$\vec{F}_{abd,i,k}$: Force du muscle abdominal *i* au niveau de la vertèbre *k*.

$\vec{M}_{p,k}$: Moment de réaction au niveau de la vertèbre *k*.

$\vec{r}_{abd,i,k}$: Bras de levier du muscle abdominal *i* dans le plan sagittal au niveau du disque *k*

$\vec{r}_{dos,j,k}$: Bras de levier dans le plan sagittal du muscle du dos *j* dans le plan sagittal au niveau du disque *k*.

À chaque niveau de la colonne lombaire, on obtient une équation d'équilibre redondante à cause de nombre élevé des forces musculaires (Eq.1 et 2). Si on considérait l'équilibre à tous les niveaux de la colonne lombaire, on obtiendrait alors un nombre élevé d'inconnues qui dépassent celui d'équations d'équilibre. Le calcul des forces internes appliquées sur les disques intervertébraux, nécessite la solution des équations d'équilibre (Eq. 1) à chaque niveau de la colonne lombaire. Pour résoudre ce problème de redondance et en raison du manque des techniques non invasive pour déterminer les forces musculaires de manière expérimentale, plusieurs chercheurs ont utilisé des modèles biomécaniques en les combiner avec des hypothèses supplémentaires d'optimisation et de contraintes additionnelles. On distingue quatre différents types de modèles: modèle basé sur la méthode de réduction du nombre d'inconnus, modèle basé sur l'optimisation, modèle basé sur les mesures d'EMG et modèle basé sur la cinématique.

L'utilisation du modèle basé sur la réduction le nombre d'inconnues dans l'équation d'équilibre, représente une approche qui est basée sur le rôle et l'effet des muscles, sur des hypothèses simplifiant la structure de la colonne vertébrale (Bergmark, 1989) ainsi que sur des relations physiologiques ou biomécaniques, par exemple, l'utilisation des muscles équivalents (McGill et Norman., 1985).

L'optimisation est l'approche la plus fréquente pour résoudre le problème de la redondance des équations d'équilibre et, par la suite, déterminer les forces musculaires inconnues. Cette approche nécessite une fonction objective à minimiser (ou maximiser) selon des critères physiologiques et des contraintes additionnelles d'égalité (comme les équations d'équilibres) ou d'inégalité (comme, par exemple, les contraintes maximales dans les muscles qui varient entre 0.3 et 0.9 MPa). En tête des critères utilisés, on trouve le critère qui sert à minimiser le taux de fatigue dans les muscles et qui es représenté par la somme des contraintes élevées à la puissance 2 ou 3 (Han et *coll.*, 1991, Arjmand et *coll.*, 2006). Cependant, ce critère ne permet pas de prédire les co-activités musculaires qui sont souvent observées lors des études expérimentales.

Les modèles basés sur l'approche d'électromyographie, sont souvent utilisés pour prédire les forces musculaires et les forces internes appliquées dans les articulations lombaires. Dans cette approche, il s'agit de trouver une relation entre les activités d'électromyographie (EMG) et les forces musculaires (McGill et Norman, 1986; Lavender et *coll.*, 1992; Granata et Marras, 1995; Sparto et Parnianpour, 1998) afin de résoudre le problème de la redondance des équations. Dans ce cas-ci, les paramètres en question sont les données d'*EMG*, les forces externes lors d'une tâche physique donnée, les données anthropométriques ainsi que de la cinématique des segments du modèle. Des électrodes de surfaces sont généralement utilisés pour mesurer les activités d'*EMG* qui sont, par la suite, normalisées par l'*EMG* des efforts maximaux (contractions maximales volontaires: *CMV*). Les équations d'équilibres développées à une articulation spécifiée, sont généralement des équations des moments qui ne sont satisfaites que, lorsqu'on ajuste les signaux d'*EMG* normalisés par un facteur appelé facteur de gain. Pour faire le moins d'ajustement possible dans les signaux d'*EMG*, une approche basée sur l'*EMG* et l'optimisation a été proposée (Cholewicki et al., 1995) et qui sert à ajuster un gain spécifique à chaque muscle. La modélisation basée sur l'*EMG* s'effectuée souvent à un seul niveau articulation avec une seule coupe transversale (par exemple *L5-S1*). Elle est limitée aux mesures des activités des muscles superficiels ainsi qu'à l'estimation du facteur de gain, mais cette approche représentent un domaine de recherche très intéressant et restent encore utiles aux fins d'études comparatives et de validation. D'autres approches de modélisation ont été développées au moyen d'une géométrie plus simplifiée, des mesures d'*EMG* et d'optimisation afin d'évaluer les efforts internes et la stabilité de la colonne vertébrale (Gardner-Morse *coll.*, 1995, Stokes et Gardner-Morse, 2001, Cholewicki et McGill, 1996). Il existe aussi des modèles qui tiennent compte de l'équilibre à plusieurs niveaux de la colonne lombaire (Cholewiki et *coll.*, 1994 ; Gagnon et a *coll.*, 2011).

L'exploitation de la cinématique mesurée lors d'une activité physique directe dans un modèle d'éléments finis, représente une autre approche pratique et surtout si ce modèle tient aussi compte des propriétés de matériaux de chaque segment fonctionnel, des caractéristiques anthropométriques, de la position réelle de la charge externe, de la force de gravité et de l'architecture musculaire détaillée. Cette approche cinématique combinée avec l'optimisation a mené à la résolution de toutes les équations d'équilibre de la colonne vertébrale et à une estimation plus précise des forces musculaires et des charges internes de la colonne lombaire (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005; El Rich et *coll.*, 2004; Shirazi-Adl et *coll.*, 2002). Cette approche

a été souvent utilisée dans les études statiques et dynamiques (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005,2008; Bazrgari et *coll.*, 2007).

1.2.8 Stabilité de la colonne vertébrale

L'analyse biomécanique de la colonne vertébrale sous des charges externes, est toujours incomplète, si on ne tient pas compte de la stabilité qui consiste à prévoir s'il aura une diminution significative de la capacité du système, une dysfonction neurologique ou une déformation excessive (Panjabi 1992). Des études précédentes ont montré que la force critique de la colonne lombaire *L1-S1* dépourvue des muscles, a été estimée inférieure à 90 N (Crisco and Panjabi, 1992, Crisco et *coll.*, 1992; Shirazi-Adl and Parnianpour, 1993), alors que toute la colonne vertébrale subit une instabilité mécanique uniquement sous des charges de compression inferieures à 20 N (Lucas and Bresler; Shirazi-Adl and Parnianpour, 1996). Ceci a mis en évidence que la colonne vertébrale sans ses muscles, est incapable de supporter des charges plus petites à celle du poids corps et ainsi devient instable. De plus, ces études ont montré aussi le rôle décisif que jouent les muscles dans l'équilibre et dans stabilité de la colonne vertébrale.

Dans les analyses de stabilité de la colonne vertébrale en se servant des modèles biomécaniques, les muscles sont modélisés comme des éléments ressorts avec une rigidité linéaire ou non-linéaire (Crisco and Panjabi; 1991,Cholewicki and McGill, 1995). Bergmark (1989) a défini une autre relation, où la rigidité est proportionnelle à la force musculaire, mais inversement proportionnelle à la longueur du muscle $K=qF/l$, (où F est la forces musculaire, l est la longueur du muscle et q est un coefficient de la rigidité musculaire). En se basant sur cette relation, Crisco et Panjabi (1991) ont trouvé que la stabilité de la colonne lombaire dépend de l'architecture musculaire. En outre, la colonne devient moins stable, si un niveau lombaire est dépourvu de ces muscles et ceci a montré, par conséquent, qu'une analyse de stabilité est plus précise, si tous les muscles du tronc sont présentés dans le modèle de la colonne vertébrale. Dans son modèle d'éléments finis, Bergmark (1989) a subdivisé les muscles en muscles globaux et muscles locaux et évalué le coefficient de rigidité musculaire adimensionnel q pour une posture spécifique. Seulement pour certaines valeurs de q supérieur à 37, son modèle était stable. D'autres études ont rapporté une marge de la valeur de q: entre 0.5 et 42 (Crisco et Panjabi, 1991) ou 36 et 170 (Cholewicki et McGill, 1995).

Granata et Orishimo (2001) ont analysé la stabilité de la colonne vertébrale sous des charges externes à différentes hauteurs, mais qui génèrent des mêmes moments d'extension en fixant le bras de levier par rapport aux articulations lombaires. Une augmentation de la hauteur des charges externes, a été suivie non seulement par une augmentation des activités d'*EMG* des muscles extenseurs, mais aussi par une activité des muscles antagonistes. L'effet de la hauteur dans cette étude, n'était pas clair et surtout lorsque les forces antagonistes ont été négligées dans l'analyse d'équilibre. À cause de cela, l'analyse de stabilité a été considérée pour mieux comprendre le mécanisme qui se produisait dans la colonne lombaire à cause de la hauteur.

Gardner-Morses et *coll.* (1995) ont analysé la stabilité de la colonne vertébrale lors d'un effort maximale en extension en position debout droite, la plus petite valeur critique de q était de 3.7 pour que la colonne vertébrale reste stable. Mais, lorsque la rigidité du système passif a été diminuée, le coefficient de la rigidité musculaire critique q a augmenté. Ceci montre l'importance de la rigidité du système passif dans la stabilité de la colonne vertébrale. De plus, la pression intra-abdominale (Cholewicki et *coll.*, 1999, Essendrop et *coll.*, 2002) et la co-activité des muscles antagonistes (Cholewicki et *coll.*, 1999; El-Rich et Shirazi-Adl, 2004-2005) ont été utilisés comme des paramètres influençant la stabilité de la colonne vertébrale.

Dans plusieurs travaux de notre groupe de l'École Polytechnique de Montréal, le modèle basé sur cinématique, a été utilisé dans les analyses de la stabilité de la colonne vertébrale à cause de la configuration réelle déformée, de ses propriétés mécaniques non-linéaires plus détaillés ainsi que de son architecture musculaire tenant compte de 56 muscles locaux et globaux. Lors de l'analyse de stabilité, deux modifications ont été apportées au modèle, la première modification était l'introduction des éléments ressorts (éléments uni-axiaux) pour représenter les muscles et la deuxième modification était de libérer les rotations inter-segmentales de la colonne lombaire appliquées lors des analyses d'équilibre non-linéaire. Les résultats de ce modèle ont montré que la stabilité de la colonne vertébrale augmente avec la flexion avant (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006), charges externes (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006, El-Rich et *coll.*, 2004, El-Rich et Shirazi-Adl, 2005), co-activités musculaires (El-Rich et *coll.*, 2004, Arjmand et Shirazi-Adl, 2008, El Ouaaid et *coll.*, 2009) et avec la pression intra-abdominale (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005a). La stabilité de la colonne vertébrale sous des charges externes à différentes hauteurs, a fait l'objet du chapitre 2 de ce projet de recherche.

1.3 Objectifs et plan de thèse

Dans la littérature, on trouve un ensemble d'équations prédictives permettant d'estimer de manière simple les forces de compression et de cisaillement dans la partie lombaire de la colonne vertébrale. Ces équations ont été développées au moyen des modèles biomécaniques articulaires et des méthodes de régression et ceci en se basant sur des mesures d'électromyographie et/ou sur des méthodes d'optimisation (Fattallah et *coll*., 1999 ; Hoozemans et *coll*., 2008 ; McGill et al, 1996; Merryweather et *coll*., 2009; El Ouaaid et *coll*., 2009-2011, Granata et Orishimo, 2001, Arjmand et *coll*., 2010). Les données d'entrée de ces équations sont généralement composées soit de moments résultants autour des axes de la colonne vertébrale (moments de flexion/extension, de moments de flexion latérale et des moments de torsion) (McGill et *coll*., 1996), soit de charges externes et de leurs hauteurs dans l'espace (Hoozemans et *coll*., 2008) ou encore des moments externes de flexion et des co-activités des muscles abdominaux (EL Ouaaid et *coll*., 2009).

L'équation de «*NIOSH*» (*National Institute for Occupational Safety and Health*) est l'une des équations prédictives la plus connue en biomécanique de la colonne vertébrale (Waters et *coll*., 1993). Cette équation permet d'identifier les situations à risque lors des travaux de manutention et ceci en estimant le seuil limite de la charge à soulever. Ce seuil dépend de plusieurs variables dont le poids et la position de l'objet à lever, la position des mains, la cinématique du sujet, etc.

Kingma et *coll*., (2007) ont étudié l'effet de la hauteur d'une force horizontale appliquée directement sur le dos à différents niveaux (*T3*, *T6* et *T9*) en utilisant un modèle biomécanique articulaire basé sur l'*EMG* et gardant le moment externe identique au centre articulaire *L3-L4* (à deux niveaux 30 Nm et 50 Nm). Dans cette étude, l'activité des muscles profonds du dos, a été négligée. Ce travail a montré une importante influence de la hauteur sur le système neuromusculaire et les efforts internes de la colonne vertébrale. Granata et Orishimo (2001) ont aussi évalué l'effet d'une charge à différentes hauteurs, mais cette fois-ci sur la réponse des muscles antagonistes (muscles abdominaux). Leurs résultats ont montré que plus d'élévation dans la hauteur de la charge externe augmente, plus l'activité des muscles antagonistes s'accroît et ceci pour que ces derniers stabilisent la colonne vertébrale malgré l'accroissement des forces de compression et de cisaillement sur les vertèbres. Ainsi, il semblerait que la compression et le cisaillement seraient dépendants non seulement des valeurs des moments nets externes, mais

aussi d'autre paramètres caractérisant la force externe sur la colonne vertébrale, telle que l'orientation, position (point d'application) et l'amplitude (intensité). Si cela s'avérait être le cas, il faudrait tenir en compte de ces nouveaux paramètres dans les équations prédictives.

1.3.1 Objectifs d'étude expérimentale

L'objectif principal du volet expérimental *in vivo* est de vérifier si les activités musculaires d'*EMG* et la posture de la colonne vertébrale changent avec une variation dans l'orientation, l'amplitude et la hauteur des charges externes lors des tâches de maintien d'un moment fixe au centre de l'articulation *L5-S1*. Pour atteindre ce principal objectif, des objectifs spécifiques ont été définie comme suit :

- Préparer un formulaire de consentement à la recherche, un formulaire à l'utilisation du matériel vidéo et photographique ainsi qu'un autre de déclaration du chercheur principal dans le but de recevoir un certificat d'acceptation d'un projet de recherche par le comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains de l'École Polytechnique de Montréal (N/Réf : Dossier CÉR-10/11-03, figure A.1),
- Choisir la durée de chaque séance expérimentale et le nombre des sujets finis pour des études statistiques des résultats expérimentaux,
- Déterminer les conditions expérimentales,
- Construire un banc de mesure (figure A.2) permettant d'appliquer les forces externes nécessaires à différentes orientations, amplitudes et hauteurs pour générer un moment fixe au centre L5-S1,
- Préparer un protocole expérimental afin de suivre toutes les instructions et les étapes nécessaires lors de chaque séance expérimentale,
- Faire un test pilote pour vérifier et optimiser les conditions, les contraintes et la durée d'une séance expérimentale,
- Mesurer les signaux d'*EMG*, les forces et les moments au centre d'articulation *L5-S1* lors des efforts maximaux au moyen d'un dynamomètre,
- Mesurer les signaux d'*EMG*, la cinématique et les forces externes à différentes orientations, amplitudes et hauteurs,

- Traiter tous les signaux collectés lors de toutes les séances expérimentales,
- Faire une analyse statistique des activités musculaires, de la cinématique des sujets et des forces externes au moyen d'un t-test et d'une analyse de variance (*ANOVA*) et finalement
- Interpréter les résultats obtenus.

1.3.2 Objectifs d'analyse par éléments finis

L'objectif principal est d'évaluer l'effet de l'orientation, l'amplitude et la hauteur sur les forces musculaires et les forces spinales, si on fixe les moments externes au niveau *L5-S1*. Pour ce faire, une contrainte d'optimisation a été ajoutée à l'algorithme d'optimisation pour tenir compte aussi des forces des muscles antagonistes dans le modèle d'éléments finis de la colonne vertébrale en posture debout droite. Un autre objectif essentiel est de valider le modèle d'éléments finis au moyen des résultats d'une étude dynamométrique des efforts maximums statiques en extension et flexion. Donc, les objectifs spécifiques de ce projet sont :

- Introduire un nouvel algorithme d'optimisation dans la résolution des équations d'équilibre de la colonne vertébrale qui estime à la fois les forces dans les muscles extenseurs et fléchisseurs.
- Étudier la validité et les limites du modèle d'éléments finis au moyen des résultats dynamométriques obtenus lors des efforts maximaux en flexion et extension, en comparant les activités normalisées du modèle avec les activités normalisées d'*EMG* de l'étude expérimentale.
- Introduire les données cinématiques mesurées ainsi que le poids des sujets en question dans le modèle d'éléments finis pour étudier l'effet de l'orientation et de la hauteur sur les forces musculaires, les forces de compression et de cisaillement au niveau *L5-S1*, lorsque le moment externe à ce niveau demeure fixe,
- Étudier l'effet des moments externes à L5-S1 sur les forces musculaires et sur les forces de compression et de cisaillement lorsque les forces externes sont appliquées dans différentes orientation et différentes hauteurs et finalement

- Discuter les résultats et comparer les tendances des forces musculaires normalisées estimées par le modèle d'élément finis avec les activités normalisées d'*EMG*.

Cette thèse se compose de cinq autres chapitres, dont quatre incluant les articles élaborés suite à la réalisation des objectifs de cette recherche. Ces quatre chapitres sont rédigés en format d'article de journal, chacun avec une introduction, une méthodologie, des résultats, une discussion et une liste de référence. Le premier article qui porte sur l'introduction d'un nouvel logarithme d'optimisation dans la résolution des équations d'équilibre pour estimer aussi les forces dans les muscles abdominaux, est présenté au deuxième chapitre. La validation du modèle d'élément finis lors des efforts maximaux au moyen d'un dynamomètre qui a fait l'objet du deuxième article, est présenté au troisième chapitre. La réalisation de l'objectif du volet expérimental qui a mené au troisième article, est présentée au quatrième chapitre. Le cinquième chapitre présente le dernier article qui a été axé sur la modélisation par éléments finis afin de réaliser les trois derniers objectifs spécifiques du volet analytique. Le dernier chapitre de cette thèse se termine sur une discussion générale et une conclusion sur les méthodes suivies et les principaux résultats.

1.3.3 Contribution du présent travail

En atteignant les objectifs principaux de la thèse, certaines contributions ont été fournies. Les points les plus importants peuvent être résumés comme suit :

1. développement d'un nouvel algorithme d'optimisation pour résoudre le problème de la redondance des équations d'équilibre de la colonne vertébrale en tenant compte des forces musculaires antagonistes,
2. amélioration de la validité d'un modèle d'éléments finis de la colonne vertébrale, élaboré à l'École Polytechnique de Montréal à partir d'une approche cinématique, par une étude dynamométrique.
3. la mise en évidence de l'effet majeur de l'orientation et de la hauteur d'une force externe sur les forces musculaires et sur les forces spinales de cisaillement et de compression.

1.3.4 Liste des publications

Les quatre articles suivants ont été soumis pour publication dans différentes revues scientifiques au cours de mon doctorat en génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal:

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl A., Arjmand N., Plamondon A., 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 2013; 16:1, 54-65.

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl A., Plamondon A., Larivière C.,Trunk strength, muscle activity and spinal loads in maximum isometric flexion and extension exertions: A combined in vivo-computational study; Journal of Biomechanics 2013, 46:13, 2228-2235.

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl A., Plamondon A., Effect of changes in orientation and position of external loads on trunk muscle activity and kinematics in upright standing; Journal of Electromyography and Kinesiology 2014; 24:3, 387-393.

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl A., Plamondon A, Arjmand N., Elevation and Orientation of External Loads Influence Trunk Neuromuscular Response and Spinal Forces despite Identical Moments at the L5-S1 Level, Journal of Biomechanics 2014, soumis.

CHAPITRE 2 : ARTICLE 1 - COUPLED OBJECTIVE FUNCTION TO STUDY THE ROLE OF ABDOMINAL MUSCLE FORCES IN LIFTING USING THE KINEMATICS-DRIVEN MODEL

Z. El Ouaaid[1], A. Shirazi-Adl[1], N. Arjmand[2]*, A. Plamondon[2]

[1] Division of Applied Mechanics, Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique, Montréal, Québec, Canada

[2] Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal, Québec, Canada

Address correspondence to:

A. Shirazi-Adl, Professor, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique, P.O. Box 6079, Station 'centre-ville', Montréal, Québec, Canada H3C 3A7

Email: abshir@meca.polymtl.ca, Fax: 514- 340 4176; Tel: 514 – 340 4711 (Ext 4129)

***** Current address: Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

2.1 Abstract

To circumvent the existing shortcoming of optimization algorithms in trunk biomechanical models, both agonist and antagonist trunk muscle stresses to different powers are introduced in a novel objective function to evaluate the role of abdominal muscles in trunk stability and spine compression. This coupled objective function is introduced in our Kinematics-driven finite element model to estimate muscle forces and to identify the role of abdominal muscles in upright standing while lifting symmetrically a weight at different heights. Predictive equations for the compression and buckling forces are developed. Results are also compared with the conventional objective function that neglects abdominal muscle forces. An overall optimal solution involving smaller spinal compression but higher trunk stability is automatically attained when choosing muscle stress powers at and around 3. Results highlight the internal oblique muscle as the most efficient abdominal muscle during the tasks investigated. The estimated relative forces in abdominal muscles are found in good agreement with respective ratios of recorded electromyography activities.

Keywords: Objective Function, Abdominal Muscles, Stability, Compression, Spine, Finite Elements, Kinematics-Driven Model

2.2 Introduction

The difficulty to accurately determine the loads on the trunk passive ligamentous and active musculature has acted as a h

indrance towards improvements in injury preventive guidelines, surgical/conservative treatments, implant design, and rehabilitation/performance enhancement programs. Towards this goal, the crucial role of biomechanical models of the human trunk is recognized as direct *in vivo* measurements remain invasive, costly and limited. Due to relatively small moment arms, trunk muscles, while counterbalancing the moments of gravity/external loads/inertia and maintaining the trunk stability, exert substantially greater forces accounting for a major portion of the total compression and shear forces on the spine (Arjmand and Shirazi-Adl, 2005). Consequently, the relative performance of a biomechanical model of the spine in reliable assessment of spinal loads and the risk of injury depends directly on its accuracy in the estimation of trunk muscle forces. To attain this objective, the equilibrium of internal and external loads is recognized as a prerequisite to be enforced at all levels and directions and not at some limited ones (Arjmand et al, 2007).

To resolve the existing trunk kinetic redundancy, optimization techniques are often called to minimize functions set based on biomechanical and physiological criteria (Arjmand et al. 2006b; Crowninshield and Brand, 1981; Dul et al., 1984; Herzog and Binding, 1994). Among these, there is a popular set of cost functions in the form of $\sum\left(\frac{F_i}{PCSA_i}\right)^m = \sum \sigma_i^m$ where σ_i are the stresses, F_i muscle forces and $PCSA_i$ muscle physiological cross-sectional areas. For example, taking m = 3 (Arjmand and Shirazi-Adl, 2005), the objective function minimizes the sum of cubed muscle stresses related likely to the trunk muscle fatigue (Crowninshield and Brand, 1981). This approach, however, usually fails to activate the antagonist muscles under the tasks simulated. In symmetric forward static lifting, for example, these algorithms assign no forces to abdominal muscles despite their likely co-activity, albeit small, that increases control and stability (Arjmand et al., 2008a; Granata and Orishimo, 2001). To overcome this shortcoming while using the nonlinear finite element Kinematics-driven model of the thoracolumbar spine in upright lifting, we recently investigated the effect of abdominal muscle forces on spinal loads and trunk stability (Arjmand et al., 2008a; El Ouaaid et al., 2009). The unknown abdominal muscle forces, nevertheless, did not explicitly appear in the optimization cost functions along with the forces in their extensor counterparts; either each abdominal muscle force was assumed *a priori* (Arjmand et al., 2008a) or their sum was fixed and individual values estimated by minimization of compression at the L5-S1 disc and/or maximization of trunk stability (El Ouaaid et al., 2009).

Co-activity in abdominal muscles has been introduced in earlier optimization-based studies using assumed activity levels (Gardner-Morse and Stokes, 1998) or non-zero lower bounds (Hughes et al., 1995).

To simultaneously introduce agonist and antagonist muscle forces in the objective function, Raikova (1999) proposed that the sign of the weight factors for the antagonist muscles be taken opposite to that for agonist muscles. In continuation of our earlier kinematics-driven finite element studies (Arjmand et al., 2008a; El Ouaaid et al., 2009) and in accordance with Raikova (1999), the present study aims hence to estimate both trunk agonist and antagonist muscle forces using a novel coupled power objective function of the form $F_{Obj} = \sum \sigma_{Back}^{m} - \sum \sigma_{Abd}^{n}$ thus considering simultaneously both extensor and flexor muscle groups. The task of symmetric lifting in upright standing with a weight held at different heights but constant lever arm (Arjmand et al., 2009) is considered in the current finite element model studies. The relative role of antagonist (i.e., abdominal) muscles in spinal compression and trunk stability is subsequently investigated for different exponent values *m* and *n*. This is done by comparison of current results with the earlier ones maximizing stability and/or minimizing spinal compression while using the conventional objective function with $n = 0$ (EL Ouaaid et al., 2009). To facilitate comparisons, user-friendly predictive equations that relate model response (compression force at the *L5-S1* disc and critical buckling force) to its input variables (load height, total flexion moment of abdominal muscle forces, and muscle stiffness coefficient) are developed.

2.3 Method

Finite Element Model: An elastostatic nonlinear finite element (FE) model of the spine along with the Kinematics-driven algorithm is employed to solve the equilibrium equations at each spinal level, for more details refer to earlier works (Arjmand et al., 2008a; Arjmand and Shirazi-Adl, 2005, 2006a and 2006b; El Ouaaid et al., 2009). In brief, a sagittaly-symmetric *T1-S1* beam-rigid body model consisting of 6 deformable beams to represent *T12-S1* segments (i.e., *T12-L1*, *L1-L2*, *L2-L3*, *L3-L4*, *L4-L5* and *L5-S1*) and 7 rigid elements to represent *T1-T12* (as a single body) and lumbosacral vertebrae (i.e., *L1, L2, L3, L4, L5 and S1*) is used (Fig. 1). The 6 deformable beams attaching adjacent vertebrae (see Fig. 1) represent the overall nonlinear stiffness of each of *T12-S1* motion segments (i.e., vertebrae, disc, facets and ligaments) at

different directions and levels. Distinct nonlinear load-displacement responses under various loads are considered at different levels based on numerical and measured results of previous single- and multi-motion segment studies (Shirazi-Adl, 2006). A sagittaly-symmetric muscle architecture with 46 local (attached to lumbar vertebrae) and 10 global (attached to thoracic cage) muscle fascicles is considered (Fig. 1 and Tables 1 and 2). The global muscles are *iliocostalis lumborum pars thoracic* (*ICPT*), *longissimus thoracis pars thoracic* (*LGPT*), *rectus abdominus* (*RA), external oblique* (*EO)* and *internal oblique* (*IO)* while the local lumbar muscles are *multifidus* (*MF*), *quadratus lumborum* (*QL*), *iliopsoas* (*IP*), *iliocostalis lumborum pars lumborum* (*ICPL*) and *longissimus thoracis pars lumborum* (*LGPL*) (Bogduk et al. 1992; Stokes and Gardner-Morse 1999).

Pelvis and thorax rotations measured *in vivo* on a healthy male subject (52 years, 174.5 cm and 68.4 kg) (Arjmand et al., 2009) in upright standing posture with 10.4 kg in both hands at different heights but a constant horizontal lever arm of 30 cm with respect to the *S1* joint (Fig. 2) are applied respectively at the *S1* and *T12* levels. The total lumbar rotation is calculated as the difference between measured thorax and pelvis rotations (Plamondon et al, 1988) and is partitioned between individual lumbar vertebrae (*L1*, *L2*, *L3*, *L4* and *L5*) based on relative values reported in the literature (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006a). The model and predictions are, hence, simultaneously driven by a set of rotations at the *T12*, *L1*, *L2*, *L3*, *L4*, *L5* and *S1* levels under each task simulated. This condition represents a displacement-control loading. A prescribed rotation at each vertebral level (*T12* to *L5)* in the model under the external loads generates an equilibrium equation in the form of $\Sigma\, r \times F = M_R$ where r, F, and M_R are lever arm of muscles with respect to the vertebra to which they are attached, unknown total (i.e., passive and active) forces in muscles attached to the level under consideration and required moment (computed at each level by the finite element program in response to the associated prescribed rotation) respectively.

The upper body weight of the subject is distributed eccentrically at different levels (Pearsall, 1994) resulting in a total gravity load of 344.4 N. Weights of upper arms (35.6 N), forearms/hands (29.3 N) and head (46 N) are estimated based on available anthropometric data (de Leva, 1996) and applied in each loading case at their centers of mass estimated based on *in vivo* measurements (Arjmand et al., 2009). The carried weight of 10.4 kg in hands at different

elevations (Fig. 2) is applied at its location measured *in vivo* (Arjmand et al., 2009) via a rigid element attached to the *T3* vertebra.

Optimization Objective Function: To calculate trunk muscle forces, a novel optimization algorithm is considered where the cost function is defined as the sum of agonist muscle stresses to the power of *m* subtracted by the sum of antagonist muscle stresses to the power of *n*; i.e., $F_{Obj} = \sum \sigma_{Back}^{m} - \sum \sigma_{Abd}^{n}$ (Raikova, 1999), in which exponents *m* and *n* could take arbitrary values, "Back" refers to all agonist extensor muscles of low back and "Abd" refers to all antagonist abdominal (flexor) muscles. The exponent *m* (for agonist muscles) and *n* (for antagonist muscles) are varied and the effects on estimations are studied. At the *T12* level and under the action of global muscles (Fig. 1), this function takes the explicit form of

$$F_{Obj,T12} = \left[2\,(F_{IC}/A_{IC})^{m} + 2\,(F_{LG}/A_{LG})^{m}\right] - \left[2\,(F_{IO}/A_{IO})^{n} + 2\,(F_{EO}/A_{EO})^{n} + 2\,(F_{RA}/A_{RA})^{n}\right] \quad (1)$$

where *F* denotes the force and *A* the physiological cross-sectional area (*PCSA*), both of global muscles on each side. The *IC* and *LG* refer to global extensor muscles *iliocostalis lumborum pars thoracic* (*ICPT*) and *longissimus thoracis pars thoracic* (*LGPT*), respectively (see Fig. 1). The signs (+) and (-) are defined in accordance with the required moment at the *T12* level for the lifting task simulated. The equality constraint enforcing the sagittal moment equilibrium at the *T12* levels is expressed as

$$E = -M_{RT12} - \left(2\,r_{IO}F_{IO} + 2\,r_{EO}F_{EO} + 2\,r_{RA}F_{RA}\right) + \left(2\,r_{IC}F_{IC} + 2\,r_{LG}F_{LG}\right) = 0 \quad (2)$$

where M_{RT12} is the required net moment at the *T12* level obtained using the finite element model (due to the prescribed rotation at this level) and *r* the muscle sagittal lever arms at the *T12* level calculated in the current deformed configuration of the trunk. The inequality equations of unknown muscle forces remaining positive but smaller than the maximum active forces (i.e., 0.6×*PCSA*) (Tables 1 and 2) are also considered. The passive component of muscle forces is neglected in the current simulations due to negligible changes in the muscle length at the upright standing posture. In each iteration, muscle forces are fed back as updated external loads onto the FE model at the vertebral level to which they are attached and the analysis is repeated till convergence is reached.

Without any additional equality constraint equation on abdominal muscle forces, the minimization of the objective function in Eq. 1 yields null coactivity in these muscles similar to our earlier works (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006b). To circumvent this trivial solution, a constraint equation on the total flexor moment of abdominal muscles 2*M*, where *M* is an assumed flexion moment generated on each side, is introduced as follows

$$M = 2\, r_{IO} F_{IO} + 2\, r_{EO} F_{EO} + 2\, r_{RA} F_{RA} \tag{3}$$

The value for this moment can subsequently be chosen based on stability requirements of the trunk. The objective function (1) with the two equality equations 2 and 3, make the Lagrange form:

$$\Lambda(F_i, \lambda, \gamma) = F_{Obj,T12}(F_i) - \lambda\, E(F_i) - \gamma\, M(F_i) \tag{4}$$

where F_i are unknown global muscle forces and λ and γ the Lagrange multipliers.

Solving resulting 7 simultaneous equations, the above function yields 7 unknowns (five global muscle forces plus two Lagrange multipliers) at the *T12* level alone. To determine local muscle forces inserted at *L1-L5* levels, the objective function at each lumbar level is also minimized taking into account the respective equilibrium equation, similar to Eq. 2, as the only equality constraint in the optimization algorithm. Nonlinear finite element analyses are carried out by ABAQUS (Simulia Inc., Providence, *RI*) while the optimization procedure is analytically solved using an in-house program based on the Lagrange Multipliers Method (Raikova and Prilutsky, 2001). The analyses are performed for all combinations of model inputs to estimate axial compression force at the *L5-S1* disc.

Stability Analyses: Once the muscle forces are calculated, the model is modified with uniaxial elements representing muscles between their insertion points. Stiffness of each uniaxial element, *k*, is assigned using a linear stiffness-force relationship $k=qF/l$ where *F* is the muscle force, *l* the instantaneous muscle length and *q* the muscle stiffness coefficient (Bergmark, 1989). Nonlinear analyses under external load (10.4 kg weight in hands) are performed for the considered *q* values thus verifying the spinal stability as well as a-priori calculated muscle forces under the prescribed kinematics. Linear buckling analyses at loaded, deformed configurations are subsequently carried out to estimate the lowest instantaneous buckling load *P* of the spine. In these analyses, the spine is constrained (accounting for the pelvic rotations) only at the *S1* while remaining free to deform

in all directions in both sagittal and coronal planes. Analyses are performed for all combinations of model inputs to estimate the lowest critical buckling load of the spine for a given q value.

Regression Analyses: Predictive equations for the trunk critical buckling load (P) and compression force (FC) at the *L5-S1* disc are developed using results of the nonlinear FE model under external load of 10.4 kg in hands with $m = n = 3$ in the objective function. Four different load heights (input variable H in the regression equations) based on tasks performed are considered in the model (Fig. 2). The moment of abdominal muscles M is also taken as an input variable at 5 levels (Table 4). The third input variable is the muscle stiffness coefficient q required for the stability analyses. The number of Full Factorial Design (Montgomery, 2001) combinations to develop the expression for the compression FC is 20 ($H*M = 4*5 = 20$) and for the lowest buckling load P is 100 ($q*H*M = 5*4*5 = 100$).

The model response (output) parameters are calculated for each case by the kinematics-driven FE model resulting in polynomial equations between input and output parameters. For the compression load, a linear regression model is considered as follows (El Ouaaid et al., 2009)

$$FC = A_0 + A_1 M + A_2 H \tag{5}$$

while for the lowest critical buckling load P, a quadratic expression (El Ouaaid et al., 2009) is considered

$$P = B_0 + B_1 M + B_2 H + B_3 q + B_4 M H + B_5 M q + B_6 H q + B_7 M^2 + B_8 H^2 + B_9 q^2 \tag{6}$$

A_0 to A_2 are the regression coefficients for the compression FC and B_0 to B_9 the regression coefficients for the critical buckling load P. These coefficients are evaluated by the MATLAB® (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA, version 6.1) Statistics Toolbox (*regstats* procedure). The goodness-of-fit for foregoing polynomial equations is assessed by the R^2 coefficient of determination, adjusted R^2 value and Root-Mean-Squared-Error (*RMSE*). A t-test (with $p < 0.01$) is also performed to investigate the significance of each of the regression coefficients in the polynomial equations.

To compare the current results using coupled objective function with the conventional approach ($m = 3$ and $n = 0$ in the objective function), additional regression analyses are performed similar to our earlier studies (El Ouaaid et al., 2009). For this purpose, 5 coactivity levels at 0%, 2.5%, 5%, 7.5% and 10% of the maximum active force (i.e., 0.6×*PCSA* yielding

340.2, 945.6 and 807 N respectively in *IO*, *EO* and *RA* on each side) in each abdominal muscle, 5 muscle stiffness coefficient q levels (5, 10, 15, 20 and 25) and 4 load height H levels (0, 30, 60 and 90 cm) are selected. The FE results under given kinematics and external loads are incorporated into the regression method to predict the empirical expressions for buckling load P (using 2500 FE analyses) and compression FC (using 500 FE analyses) as function of input variables (F_{IO}, F_{EO}, F_{RA}, H and q). The MATLAB Optimization Toolbox (*quadprog* procedure) is used to solve the optimization problems in which optimal abdominal muscle forces, maximal buckling load P_{max} and minimal compression FC_{min} are computed given q and H as well as a constraint equation on the sum of abdominal muscle forces, S (EL Ouaaid et al., 2009).

2.4 Results

Muscle Forces: As expected, for the coupled objective function with exponents $m = n = 3$ and irrespective of the q and H values, the abdominal muscle forces vary linearly with the total abdominal flexion moment M (Fig. 3). The internal oblique carries, for all M values, 54% of the total abdominal force, followed by 28.3% for the external oblique and finally 17.7% for the rectus abdominus. The axial compression force FC increases substantially with the abdominal forces (or equivalently with M) but only slightly with the weight height H (Fig. 3), which is due to small changes in the subject posture and in the mass centers of arms at constant lever arm of the external load. In contrast, the trunk stability substantially deteriorates with the weight height H, whereas it markedly improves as muscle stiffness coefficient q and abdominal muscle coactivities (i.e., M) increase (Figs. 3 and 4). The positive effect of the abdominal muscle forces on the trunk stability, however, decreases and could even reverse at higher abdominal coactivities.

With a constant $m = 3$ (exponent for extensor muscle stresses) and as n (exponent for abdominal muscle stresses) increases, predicted results show a continuous increase in the *EO* and *RA* forces, spinal compression and system stability, while the *IO* force decreases (Fig. 5). After this initial increases, the system stability P and *RA* force remain unchanged at $n > 3$. Forces in extensor muscles remain, however, almost unchanged for all n values. On the other hand at a constant $n = 3$, the *LGPT* force decreases and *ICPT* force increases with m while the compression F and stability P values are negligibly affected especially at $m > 3$ (Fig. 6).

Predictive Equations : For the case with exponents $m = n = 3$, the regression coefficients A_0 to A_2 for the axial compression *FC* (Eq. 5) and B_0 to B_9 for the critical buckling force *P* (Eq. 6) are listed in Table 4. The coefficients of determination R^2 for both expressions *FC* and *P* are very close to 1 indicating the high predictive power of the generated equations. The adjusted R^2 values are very close to their corresponding R^2 values suggesting that the polynomial equations do not contain too many terms for the considered number of data points. The low *root-mean-squared-error* (*RMSE*) values, compared to the range of predictions of *FC* and *P*, indicate that the predictive equations yield results closely matching those of the FE model.

As for the uncoupled (conventional) objective function with m=3 and n=0, all regression coefficients for the axial compression *FC* and critical buckling force *P* are found significant (Table 5). The coefficients of determination R^2 for expressions *FC* and *P* are 97.8% and 94.7%, respectively. The adjusted R^2 values are almost the same as their corresponding R^2 values. The low *RMSE* values of *FC* and *P* are 37.5 N and 19.1 N, respectively, which indicates that the predictive equations yield results close to those of their respective FE model.

Comparison of results obtained based on the coupled objective function (m = n = 3) with those based on the conventional objective function (m = 3 and n = 0) when combined with either minimization of the compression force (Fig. 7a) or maximization of the critical load (Fig. 7b) demonstrates completely different forces in abdominal muscles. The spinal compression force and critical buckling load are, however, nearly the same. The IO is the most efficient muscle in generating minimum compression forces FC_{min} and maximum critical loads P_{max}.

2.5 Discussion

In response to the inherent inability of the trunk optimization-based models to estimate coactivity in abdominal muscles during lifting tasks, this work employed a novel coupled criteria in which abdominal muscle activities are introduced as unknown forces along with those in extensor muscles. Such representation (Raikova, 1999) has never been applied in trunk model studies. To avoid trivial solution of null muscle forces, an additional constraint equation on total moment of abdominal muscles was also considered. The effects of different powers for abdominal and back muscle stresses in the optimization function were investigated. Being incorporated in our iterative Kinematics-driven nonlinear FE model, the muscle forces, spinal loads and trunk stability were computed for a sagittal-symmetric task in neutral standing posture

with a 10.4 kg weight in hands at four different elevations but identical horizontal lever arms (Arjmand et al., 2009).

Limitations: For detailed discussion regarding the model assumptions, one may refer to earlier reports (El-Rich et al. 2004; Arjmand and Shirazi-Adl 2005, 2006a; Arjmand et al. 2008a; Bazrgari et al. 2007). In the simulated upright standing posture involving small rotations, lines of actions of trunk muscles were considered linear attaching the pelvis to the upper vertebrae or thorax. For activities involving larger trunk flexion, however, wrapping of extensor muscles around the lumbar vertebrae must be considered (Arjmand et al., 2006). The *Latissimus dorsi*, *lumbodorsal* fascia and intersegmental muscles, *Transverse abdominis* (*TA*), and intraabdominal pressure (*IAP*) were neglected. *Latissimus dorsi* produces trunk extensor moment via the *lumbodorsal* fascia; a contribution suggested as not being sizable during lifting tasks (McGill and Norman 1988; Bogduk et al. 1998, Gatton et al., 2010). The stabilizing role of *Latissimus dorsi* has also been stated to be negligible (Bergmark 1989). The unloading and stabilizing role of the *IAP* along with the *TA* coactivity was investigated elsewhere (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006c) in which the *IAP* was found to have a negligible unloading but rather important stabilizing effect on the spine under static tasks performed in upright standing posture. Abdominal muscles (*RA*, *EO* and *IO*) were each modeled by a single fascicle on each side. Consideration of several fascicles for oblique muscles (*EO* and *IO*) rather than one has negligible effects on the predicted spinal loads and stability in symmetric lifting tasks though not necessarily so in asymmetric tasks (Arjmand et al., 2008b; Davis and Mirka 2000). As to the model validation, it is recognized that biomechanical models of the human spine cannot yet be directly validated due to the lack of measured data on muscle forces and spinal loads. Indirect validations have, however, been performed (Arjmand and Shirazi-Adl, 2005, 2006b; Bazrgari et al., 2007; El-Rich et al. 2004) with available *in vivo* measured intradiscal pressures, normalized *EMG* activity levels, force-plate reaction forces and dynamic response (apparent mass, accelerations) collected under similar tasks. Furthermore, the response of the passive ligamentous spine is in good agreement with measurements. For instance, in vitro experimental studies on isolated osteo-ligamentous lumbar spine of cadaver specimens have estimated mean critical compression loads of 90–120N (Crisco and Panjabi 1992; Crisco et al. 1992; Patwardhan et al., 2001) that compares well with predicted critical load of 103N.

Coupled Objective Function: For the novel coupled objective function with exponents $m = n = 3$ and irrespective of the magnitude of abdominal moment *(M)*, load elevation *(H)* and muscle stiffness coefficient *(q)*, the internal oblique *(IO)* and global *longissimus (LGPT)* were respectively the most active abdominal and extensor muscles. The *external oblique (EO)* and rectus *abdominus (RA)* forces reached respectively 53% and 32% of the force in the *internal oblique (IO)* whereas the force in the global *iliocostalis (ICPT)* was 42% of that in the global *longissimus (LGPT)* muscle. These proportions are in agreement with respective ratios for recorded *EMG* in lifting tasks (Cresswell, 1993; De Looze et al., 1999; Ng et al., 2002; Essendrop and Schibye, 2004; Silfies et al, 2005). Moreover and acknowledging that a single subject was considered (Arjmand et al., 2009), the normalized *EMG* ratios of 0.17 to 0.32 for the *RA*/*IO*, 0.44 to 0.66 for the *EO*/*IO*, and 0.26 to 0.38 for the *ICPT*/*LGPT* recorded at different weight heights corroborate well the foregoing relative predictions. Larger activity in abdominal muscles (i.e., greater *M*) markedly increased both the compression on the spine and the trunk stability margin (Figs. 3 and 4). Interestingly, the latter effect decreased with increases in abdominal forces so much so that at larger abdominal forces (i.e., larger *M*) and smaller *q* values (Figs. 3), the trunk stability actually deteriorated due to the penalty of additional extensor/flexor muscle forces. This observation casts doubt on the stabilizing role of abdominals at larger activation levels (beyond ~8% of their maximal force generating capacity).

Estimated muscle forces, spinal compression and critical load depend in part on the magnitude taken for the abdominal moment M (see Eq. 3 and Figs. 3 and 4). This value can be taken based on the measured EMG activity of abdominal muscles and/or a margin of trunk stability required at a given muscle stiffness coefficient, q.

The lifting height slightly influenced the spinal compression, whereas substantially reduced the stability margin. Had the central nervous system aimed to keep the trunk stability margin at a constant level irrespective of the weight height, results demonstrate that larger abdominal muscle forces would have been required. For example, at $q = 10$ and using regression equations, identical stability margin demand of ~27 N that requires no abdominal forces at $H = 0$ cm, would call for ~40 N total abdominal force (on each side) at $H = 30$ cm, ~96 N total abdominal force at $H = 60$ cm and finally ~192 N abdominal force at $H = 90$ cm. In this case, the compression force on spine would substantially increase from 1190 N at $H = 0$ cm to 2387 N at $H = 90$ cm. *In vivo* measurements of Granata and Orishimo (2001) also indicated larger *EMG* activities in abdominal

muscles under the same lifting task in upright standing, as the load height increased which suggests the increasing demand by the CNS to manage the stability margin.

To evaluate the impact of the muscle stress exponents m and n in the optimization function on trunk stability and spinal compression force, we studied, for example, the case of abdominal moment M = 10 Nm and the load height H = 0 cm while holding m = 3 (Fig. 5) or n = 3 (Fig. 6). Changes in exponent n influenced abdominal muscle forces, compression force and stability particularly at lower ranges $n < 3$, whereas alterations in the exponent m primarily influenced forces in global extensor muscles especially at $m < 3$. These results appear to suggest, irrespective of the moment M, that optimal conditions involving smaller compression forces on the spine and larger stability margin are simultaneously reached at and around $m = n = 3$.

Comparison with the conventional objective function (m = 3 and n = 0): It is interesting to compare the results of the current study that takes both abdominal and extensor muscle forces as unknowns in the objective function ($m = n = 3$) with those commonly used in the literature (Arjmand et al., 2008a; Gardner-Morse and Stokes, 1998; Hughes et al., 1995) based on the conventional approach (n = 0 and m = 3) using the regression model for the latter case and the FE model for the former. It is to be noted that the abdominal muscle forces in the latter uncoupled approach ($n = 0$) are evaluated either by minimization of the compression force (Fig. 7a) or maximization of the critical load (Fig. 7b) (El Ouaaid et al., 2009), while no such optimal algorithms are employed for the current results using both abdominal and back muscles as unknowns ($m = n = 3$). For the sum of abdominal muscle forces up to S = 240 N on each side, markedly different activity patterns in abdominal muscles but nearly identical spinal compression force and critical buckling load are found. This comparison demonstrates that the *IO* is the most efficient muscle in generating minimum compression forces FC_{min} and maximum critical loads P_{max}. The overall efficiency of *IO* computed with the coupled objective function $m = n = 3$ appears to concord with the observation of larger *EMG* coactivity in this muscle in our own subject (Arjmand et al., 2009) and during lifting (Cresswell, 1993; De Looze et al., 1999; Ng et al., 2002; Essendrop and Schibye, 2004; Silfies et al., 2005). Current comparison also demonstrates that the compression force and buckling load predicted with the coupled objective function are almost the same as their optimal values (i.e., minimum compression or maximum critical load) predicted by the conventional objective function (n = 0).

In summary, a novel coupled objective function incorporating both extensor and abdominal muscles was incorporated into the iterative kinematics-driven FE model of the trunk to estimate muscle forces, spinal loads and stability margin in upright standing with a weight in hand at a constant horizontal lever arm but different elevations. Results indicate that an overall optimal solution involving smaller compression force but larger stability margin is automatically attained when choosing exponents m and n at and around 3. For values of $m = n = 3$, comparison with the conventional approach with $m = 3$ and $n = 0$ supports this observation and suggests that the internal oblique is the most efficient abdominal muscle in minimizing the compression while maximizing the stability. The current model with coupled objective function also estimates larger forces in the internal oblique followed by the external oblique and rectus abdominus with ratios in close agreement with those recorded on the subject carrying out simulated tasks. It should, nevertheless, be emphasized that the extrapolation of current observations to other lifting tasks should await future studies.

Acknowledgement: The current work was supported by a grant from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC-Canada).

2.6 Reference

Arjmand N, Shirazi-Adl A. 2005. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine. 30:2637–2648.

Arjmand N, Shirazi-Adl A, Bazrgari B. 2006. Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. Clin Biomech 21:668–675.

Arjmand N, Shirazi-Adl A. 2006a. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. J Biomech. 39:510–521.

Arjmand N, Shirazi-Adl A. 2006b. Sensitivity of kinematicsbased model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. Med Eng Phys. 28:504–514.

Arjmand N, Shirazi-Adl A. 2006c**.** Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. Eur Spine J. 15:1265–1275.

Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. 2007. Trunk biomechanical models based on equilibrium at a single level violate equilibrium at other levels. Eur Spine J. 16: 701–709.

Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. 2008a. Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 11:291–299.

Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. 2008b. Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. Clin Biomech 23:969–978.

Arjmand N., Gagnon D., Plamondon A., Shirazi-Adl A., Larivière, C., 2009. Comparison of muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models of the human trunk. Clin Biomech 24,533–541.

Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., 2007. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. Eur. Spine J. 16 (5), 687–699.

Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine – a study in mechanical engineering. Acta Orthop Scand Suppl 230:1–54.

Bogduk N, Johnson G, Spalding D. 1998. The morphology andbiomechanics of latissimus dorsi. Clin Biomech 13:377–385.

Bogduk N, Macintosh JE, Pearcy MJ. 1992. A universal model ofthe lumbar back muscles in the upright position. Spine.17:897–913.

Cresswell AG. 1993. Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man. Eur J Appl Physiol. 66:315–320.

Crisco JJ, Panjabi MM. 1992. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: theory. Clin Biomech 7:19–26.

Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. 1992. Euler stabilityof the human ligamentous lumbar spine. Part II: experiment. Clin Biomech 7:27–32.

Crowninshield RD, Brand RA. 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J Biomech 14:793–801.

Davis JR, Mirka GA. 2000. Transverse-contour modeling of trunk muscle-distributed forces and spinal loads during lifting and twisting. Spine 25:180–189.

de Leva P. 1996. Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech 29:1223–1230.

De Looze MP, Groen H, Horemans H, Kingma I, van Dieen JH. 1999. Abdominal muscles contribute in a minor way to peak spinal compression in lifting. J Biomech 32:655–662.

Dul, J., Townsend, M.A., Shiavi, R., Johnson, G.E., 1984. Muscular synergismFI. On criteria for load sharing between synergistic muscles. J Biomech 17, 663–673.

El Ouaaid, Z., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2009. A novel approach to evaluate abdominal coactivities for optimal spinal stability and compression force in lifting. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 12:6, 735-745.

El Rich M, Shirazi-Adl A, Arjmand N. 2004. Muscle activity, internal loads and stability of the human spine in standing postures: combined model – in vivo studies. Spine 29:2633–2642.

Essendrop M, Schibye B 2004. Intra-abdominal pressure and activation of abdominal muscles in highly trained participants during sudden heavy trunk loadings. Spine 29:2445–2451.

Gatton ML, Pearcy M.J., Pettet G.J., Evans J.H. 2010. A three-dimensional mathematical model of the thoracolumbar fascia and an estimate of its biomechanical effect. J Biomech 2010, in press.

Gardner-Morse MG and Stokes IA 1998. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. Spine 23:86–91.

Granata KP and Orishimo KF 2001. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. J Biomech 34:1117–1123.

Herzog W and Binding P, 1994. Mathematically indeterminate systems. In: Nigg, B.M., Herzog, W. (Eds.), Biomechanics of the Musculoskeletal System. Wiley, Sons, Alberta, Canada, pp. 491-505.

Hughes RE, Bean JC, Chaffin DB. 1995. Evaluating the effect of cocontraction in optimization models. J Biomech 28:875–878.

McGill SM, Norman RW. 1988. Potential of lumbodorsal fascia forces to generate back extension moments during squat lifts. J Biomed Eng 10:312–318.

Montgomery DC., 2001. Design and analysis of experiments. 5th ed. New York: Wiley.

Ng JK, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA. 2002. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. Med Sci Sports Exerc. 34:1082–1086.

Patwardhan AG, Lee B, Meade KP., 2001. Frontal plane response of the lumbar spine subjected to a follower load – role of muscles. J Biomech Eng 123:212–217.

Pearsall DJ. 1994. Segmental inertial properties of the human trunk as determined from computer tomography and magnetic resonance imagery. PhD thesis, Queen's University, Kingston, Ontario.

Plamondon A., Gagnon M., Maurais G. 1988. Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion.Spine 13 (9), 1027–1032.

Raikova RT. 1999. About weight factors in the non-linear objective functions used for solving indeterminate problems in biomechanics. J Biomech 32:689–694.

Raikova RT, Prilutsky BI, 2001. Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. J. Biomech 34:1243-1255

Shirazi-Adl A. 2006. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. J Biomech 39:267–275.

Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. 2005. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. Clin Biomech. 20:465–473.

Stokes IA, Gardner-Morse M. 1999. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. J Biomech 32:311–316.

2.7 Tables and Figures

Tableau 2.1: Physiological cross-sectional areas of trunk local muscles (each side, mm^2)

Local muscles	Insertion at different lumbar levels				
	L1	*L2*	*L3*	*L4*	*L5*
Iliopsoas (*IP*)	252	295	334	311	182
Multifidus (*MF*)	96	138	211	186	134
Quadratus Lomborum (*QL*)	88	80	75	70	---
Longissimus (*LGPL*)	79	91	103	110	116
Iliocostalis (*ICPL*)	108	154	182	189	---

Tableau 2.2 : Physiological cross-sectional areas of trunk global muscles (each side, mm^2)

Global muscles	*T12* Level (mm^2)
Longissimus (*LGPT*)	1210
Iliocostalis (*ICPT*)	660
Rectus Abdominus (*RA*)	567
External oblique (*EO*)	1576
Internal oblique (*IO*)	1345

Tableau 2.3: Input variables considered in the regression analyses with coupled optimization

Levels	Abdominal muscle moment (one side, Nm)	Load height (cm)	Muscle stiffness coefficient ……
	M	*H*	*q*
1	0	0	5
2	5	30	10
3	10	60	15
4	15	90	20
5	20	-	25

Tableau 2.4: Regression coefficients for the critical buckling load *P* (quadratic) and axial compression force *FC* (linear) ($m = n = 3$)

Parameters	Regression coefficients	
	Axial compression *FC* (N)	Lowest critical buckling *P* (N)
Intercept	$^{x}A_0 = 1156.2493$	$B_0 = -96.0938$
M	$A_1 = 0.0749$	$B_1 = 11.9232$
H	$A_2 = 0.0004$	$B_2 = -2.1569$
Q	-	$B_3 = 16.0094$
$M \times H$	-	$B_4 = 0.0105$
$M \times q$	-	$B_5 = 0.5250$
$H \times q$	-	$B_6 = 0.0365$
M^2	-	$B_7 = -0.5016$
H^2	-	$B_8 = 0.0002$
q^2	-	$B_9 = -0.3712$
R^2	0.995	0.989
R^2 *adjusted*	0.995	0.988
F-value model	690.79	7567.8
p-value	<0.0001	<0.0001
*RMSE** (N)	34.9	11.0

^{x}*A* and *B* coefficients are all significant with p-value <0.02. **RMSE*: Root-mean-squared-error.

Tableau 2.5: Regression coefficients for the critical buckling load *P* (quadratic) and axial compression force *FC* (linear) (m = 3 and n = 0)

Parameters	Regression Coefficients	
	Axial compression *FC*	Lowest critical buckling *P*
Intercept	[x]A_0 = 1196.2000	B_0 = -20.8310
F_{RA}	A_1 = 4.8083	B_1 = 0.9697
F_{EO}	A_2 = 5.8490	B_2 = 1.0094
F_{IO}	A_3 = 8.3837	B_3 = 0.1602
M	A_4 = 0.2063	B_4 = -0.9702
Q	-	B_5 = 5.4980
$F_{IO}\times F_{EO}$	-	B_6 = 0.0103
$F_{IO}\times F_{RA}$	-	B_7 = -0.00003
$F_{IO}\times M$	-	B_8 = -0.0018
$F_{IO}\times q$	-	B_9 = 0.0685
$F_{EO}\times F_{RA}$	-	B_{10} = -0.0017
$F_{EO}\times M$	-	B_{11} = -0.0019
$F_{EO}\times q$	-	B_{12} = 0.0557
$F_{RA}\times M$	-	B_{13} = 0.0016
$F_{RA}\times q$	-	B_{14} = 0.0540
$M\times q$	-	B_{15} = -0.0167
F_{IO}^2	-	B_{16} = -0.0149
F_{EO}^2	-	B_{17} = -0.0120
F_{RA}^2	-	B_{18} = -0.0072
M^2	-	B_{19} = 0.0017
q^2	-	B_{20} = -0.1013
R^2 value	0.978	0.948
Adjusted R^2 value	0.978	0.947
F-value model	23021.0	1857.9
p-value model	<0.0001	<0.0001
*RMSE** (N)	37.5	19.1

[x]***A*** and *B* coefficients are all significant with p-value <0.02. ***RMSE***: Root-mean-squared-error.

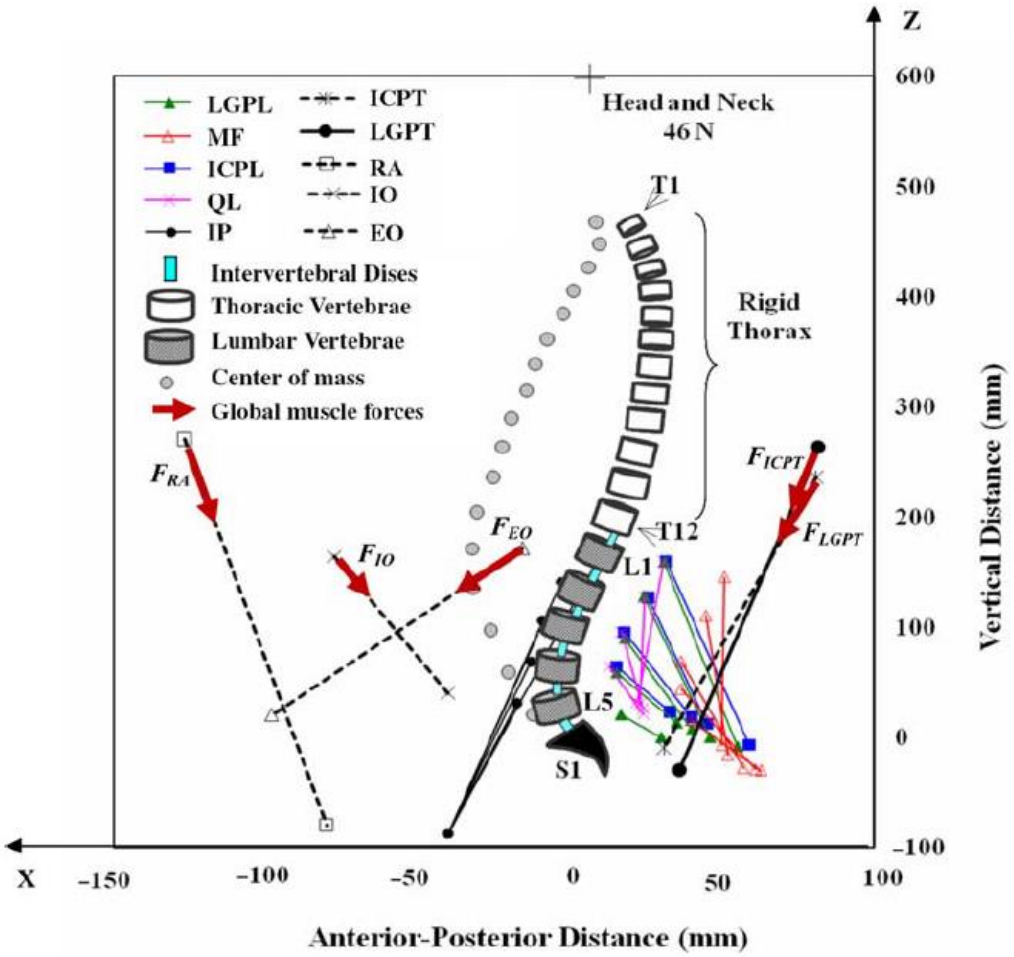


Figure 2.1: The finite element model as well as global and local musculatures in the sagittal plane XZ (only fascicles on one side are shown) in upright standing posture at initial configuration before application of gravity loads (axes are not to the same scale). Vector forces of global muscles are also shown in this initial configuration. Moment equations of equilibrium are taken about the Y axis (normal to the sagittal plane) at all 6 levels T12 to L5. Six intervertebral beam elements (shown as discs) represent the stiffness of various motion segments. Global muscles: *ICPT*: *iliocostalis lumborum* pars thoracic, *LGPT*: *longissimus thoracis* pars thoracic, *IO*: *internal oblique*, *EO*: *external oblique*, and *RA*: *rectus abdominus*. Local muscles: *ICPL*: *iliocostalis lumborum pars lumborum*, *LGPL*: *longissimus thoracis pars lumborum*, *MF*: *multifidus*, *QL*: *quadratus lumborum*, and *IP*: *iliopsoas* (Bogduk et al., 1992; Stokes and Gardner-Morse, 1999). Mass centers of the head and neck as well as trunk itself are also depicted. For the location of weight held in hands and mass centers of upper arms and forearms/hands refer to the text.

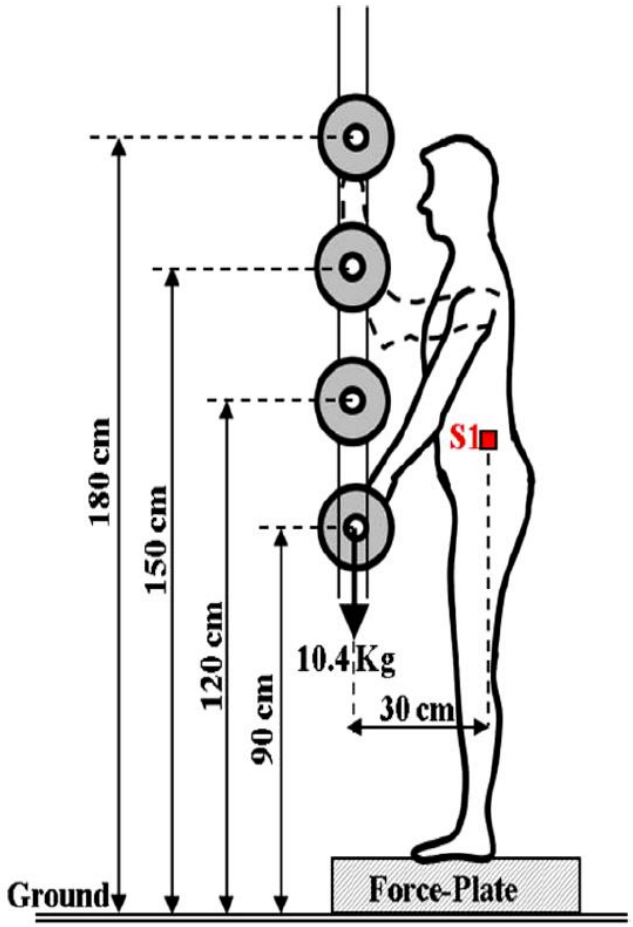


Figure 2.2: A schematic presentation of the tasks analyzed consisting of holding symmetrically a bar of 10.4 kg at a constant lever arm to the *S1* but four different heights (0, 30, 60, 90 cm) with respect to the bar initial position of 90 cm above the ground (Arjmand et al, 2009).

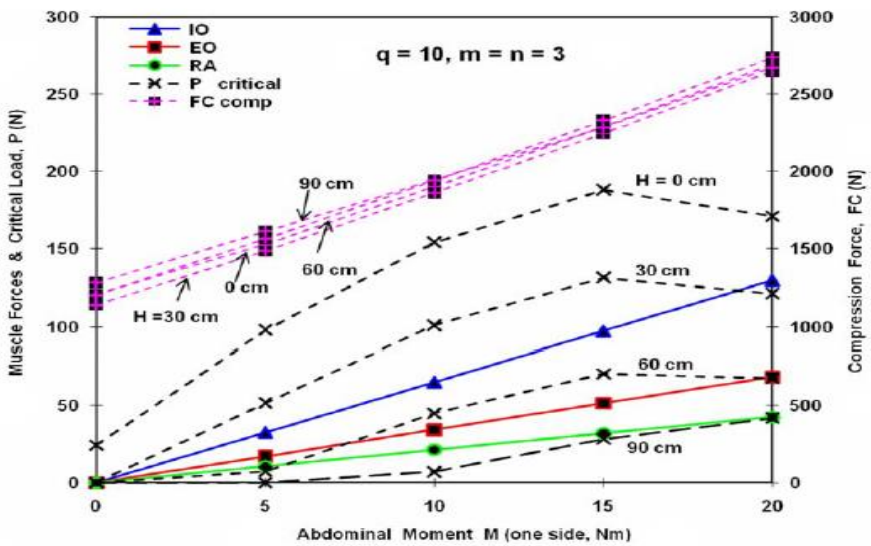


Figure 2.3: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc, critical buckling load *P* and abdominal muscle forces versus sum of abdominal moment *M* (on one side) while taking the muscle stiffness coefficient q = 10 and muscle stress exponents $m = n = 3$ for different load heights H = 0, 30, 60 and 90cm.

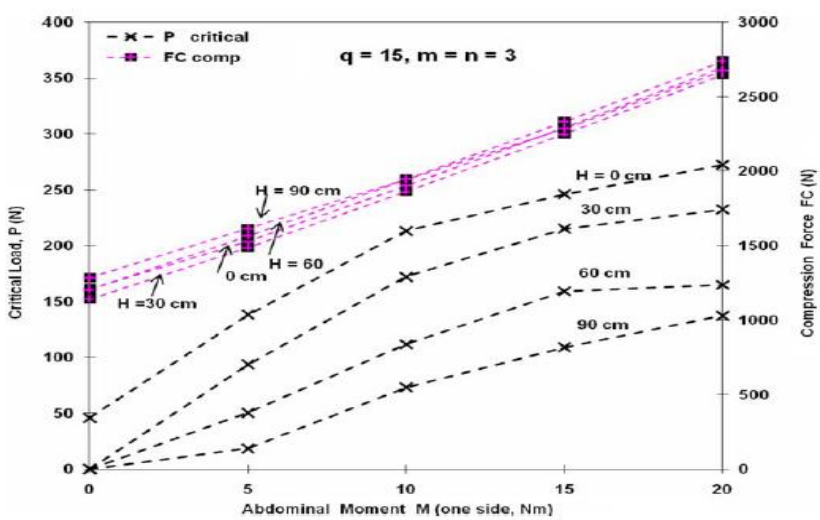


Figure 2.4: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc and critical buckling load *P* with the sum of abdominal moment *M* (on one side) while fixing the muscle stiffness coefficient q = 15 and muscle stress exponents $m = n = 3$ for different load heights H = 0, 30, 60 and 90cm. The abdominal muscle forces and compression forces do not vary with q and remain hence the same as those presented in Figure 3.

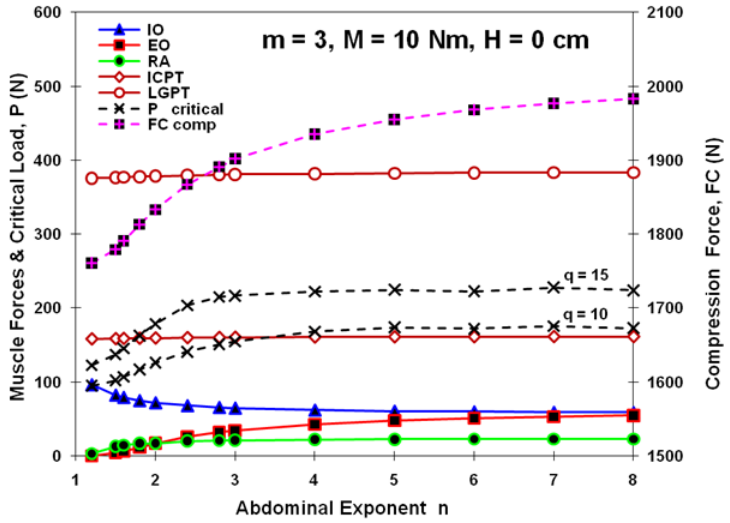


Figure 2.5: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc, critical buckling load *P* and trunk muscle forces versus abdominal muscle stress exponent *n* for *q* = 10, *q* = 15, back muscle stress exponent *m* = 3 and load height *H* = 0 cm. Only the critical load P changes with q.

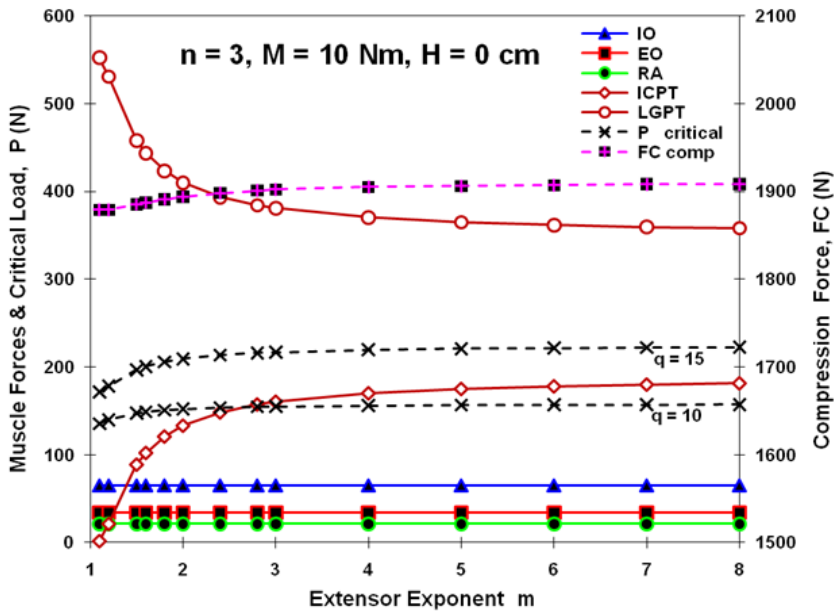


Figure 2.6: Predicted variation of axial compression *FC* at the *L5-S1* disc, critical buckling load *P* and trunk muscle forces versus back muscle stress exponent *m* for *q* = 10, *q* = *15*, abdominal muscle stress exponent *n* = 3 and load height *H* = 0 cm. Only the critical load P changes with q.

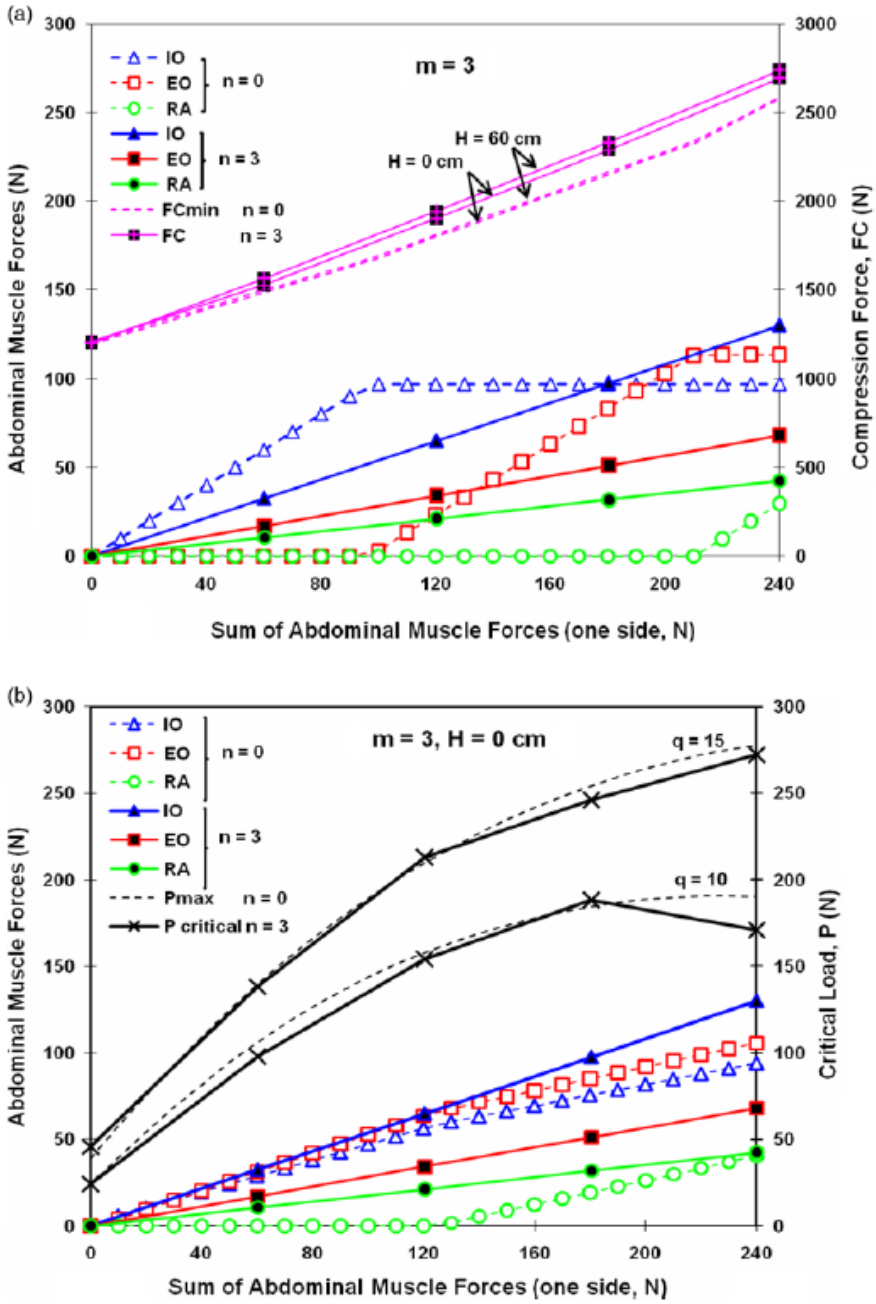


Figure 2.7: Comparison of predicted abdominal forces, (a) axial compression force at the *L5-S1* disc and (b) critical buckling load versus total abdominal muscle forces for coupled ($m = n = 3$) and uncoupled ($m = 3$, $n = 0$) objective functions as well as the load height $H = 0$ cm, $q = 10$ and $q = 15$.

CHAPITRE 3 : ARTICLE 2 - TRUNK STRENGTH, MUSCLE ACTIVITY AND SPINAL LOADS IN MAXIMUM ISOMETRIC FLEXION AND EXTENSION EXERTIONS: A COMBINED IN VIVO-COMPUTATIONAL STUDY

Z. El Ouaaid[1], A. Shirazi-Adl[1], A. Plamondon[2], C. Larivière[2]

[1] Division of Applied Mechanics, Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique, Montréal, Québec, Canada

[2] Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal, Québec, Canada

Word Counts: Abstract : 190, Text (Intro –Discussion): 3790

Address correspondence to:

A. Shirazi-Adl, Professor, Division of Applied Mechanics, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique, P.O. Box 6079, Station 'centre-ville', Montréal, Québec, Canada H3C 3A7

Email: aboulfazl.shirazi@polymtl.ca

Fax: 514- 340 4176; Tel: 514 – 340 4711 (Ext 4129)

3.1 Abstract

Determination of the trunk maximum voluntary exertion moment capacity and associated internal spinal forces could serve in proper selection of workers for specific occupational task requirements, injury prevention and treatment outcome evaluations. Maximum isometric trunk exertion moments in flexion and extension along with surface EMG of select trunk muscles are measured in 12 asymptomatic subjects. Subsequently and under individualized measured harness-subject forces, kinematics and upper trunk gravity, an iterative kinematics-driven finite element model is used to compute muscle forces and spinal loads in 4 of these subjects. Different co-activity and intra-abdominal pressure levels are simulated. Results indicate significantly larger maximal resistant moments and spinal compression/shear forces in extension exertions than flexion exertions. The agonist trunk muscles reach their maximum force generation (saturation) to greater extent in extension exertions compared to flexion exertions. Local lumbar extensor muscles are highly active in extension exertions and generate most of the internal spinal forces. The maximum exertion attempts produce large spinal compression and shear loads that increase with the antagonist co-activity level but decrease with the intra-abdominal pressure. Intra-abdominal pressure decreases agonist muscle forces in extension exertions but generally increase them in flexion exertions.

Keywords: Trunk, Maximum isometric exertion, Flexion, Extension, EMG, Finite element, compression, shear

3.2 Introduction

Forward flexion and backward extension of the human trunk in either upright standing or sitting are among the most common movements in regular daily activities as well as occupational and recreational tasks. Manual workers in industries such as construction and agriculture often execute repetitive movements involving trunk and pelvis flexion-extension rotations. Trunk flexion-extension in lifting especially when performed repetitively and asymmetrically is identified as a significant risk factor in low back disorders (Wong and Lee, 2004). Quantification of the trunk strength, muscle activities and spinal loads in flexion-extension movements is essential in proper assessment of the risk of back injuries when evaluating workers for given occupational demands, in the workplace for safer environment and in various stages of treatment,

rehabilitation and performance enhancement programs for the assessment of musculoskeletal alterations.

Dynamometers are employed to quantify the maximal strength or moment exertion capacity of a musculoskeletal system in addition to the maximum contraction of associated muscles in various anatomical planes and postures (Gravel et al, 1997; Larivière et al, 2009). It is particularly helpful in assessing the extent of changes in trunk strength in low-back pain subjects versus healthy controls prior, during and after different conservative and non-conservative treatment modalities (Kuukkanen T, 1996; Larivière et al, 2003; Ng et al, 2002; Thomas et al, 2008). Determination of maximal EMG in maximum voluntary exertions (MVEs) is also needed for the normalization of muscle activities recorded during regular tasks. The estimation of trunk muscle forces and internal loads in these MVEs, however, requires biomechanical models that adequately account for both active and passive structures of the trunk. A few model studies of MVEs using EMG-driven (Cholewicki et al, 1995; Song and Chung, 2004), anatomical (Gatton et al, 2011; McGill, 1991) and kinematics-driven (Arjmand et al, 2008) methods have been reported.

The isometric trunk strength has been found to be highest in extension and lowest in axial twist with those in flexion and lateral bending falling in between (Azghani et al, 2009; Larivière et al, 2009). Very large MVE moments exceeding even 350 Nm have been recorded in extension (Gravel et al, 1997; Larivière et al; 2009; Kumar, 1996). The maximal moments alter with changes in the posture (Gravel et al, 1997; Kumar, 1996; Roy et al, 2003) and diminish in females (Lee and Kuo, 2000; Kumar, 1996), in subjects with low-back pain (Larivière et al, 2003, Ng et al, 2002) and after spinal surgery (Arja et al, 2003). During isometric MVEs in the sagittal plane, subjects activate various muscle groups while resisting forces via a harness system. In flexion, the abdominal muscles initiate and maintain the maximal force. Back extensor muscles here act as antagonists and counteract the activity in abdominals with the likely objective to increase control and stability. The concomitant intra-abdominal pressure may also play an important role. In extension, on the other hand, extensor muscles are active with abdominals acting as antagonists. Earlier MVE studies have reported much higher EMG activities in agonists than in antagonists (Gatton et al., 2011, Cholewicki et al., 1995, Ng. et al., 2002; Song and Chung, 2004; Zetterberg et al, 1987).

Previous EMG-driven biomechanical studies of MVEs (Cholewicki et al, 1995; Song and Chung, 2004) have used models that are based on the equilibrium consideration at a single spinal level. The importance of satisfying equilibrium at all levels and directions, especially under larger loads expected in MVEs, has been demonstrated (Arjmand et al, 2007; Gagnon et al, 2011). Anatomical trunk models have also been used to estimate maximal exertion moments in different planes assuming some maximal muscle stresses and muscle activation levels at a given posture (Gatton et al, 2011; McGill and Norman, 1986). The iterative kinematics-driven finite element (FE) approach that satisfies equilibrium at all levels/directions and accounts for the synergy between the deformable passive spine with nonlinear properties and active musculature was used to investigate MVE in axial twist (Arjmand et al, 2008). In continuation, the objective of this work is to perform a detailed biomechanical investigation (resisting moments, EMG of trunk muscles, muscle forces and spinal loads) of asymptomatic subjects performing isometric MVEs in flexion/extension. In the first part, 12 healthy subjects perform MVEs in a semi-seated position using a dynamometer while moments at the L5-S1 and select superficial muscle EMGs are recorded. The estimated subject-harness forces, weight and postures are subsequently used in our kinematics-driven FE model to compute individual muscle forces and internal loads in 4 subjects. The effects of antagonistic activity levels and intra-abdominal pressures on results are also investigated. It is hypothesized that the maximum exertion attempts generate large spinal compression/shear forces that increase with the antagonist co-activity level but decrease with the intra-abdominal pressure.

3.3 Method

Maximal Exertion Measurements

Twelve healthy university student males with no recent back complications and no back pain history participated voluntarily after signing an informed consent. Participants had 72.98 ± 3.87 kg weight, 177.67 ± 3.03 cm height and 23.25 ± 1.82 kg/m^2 body mass index (BMI). A trunk dynamometer consisting of three triaxial force platforms (Advanced Mechanical Technology Incorporated, model MC6-6-1000, Watertown, MA, USA) mounted on a steel frame that allows stabilization of the feet, knees and pelvis was used (similar to Larivière et al, 2009). In a semi-seated position, three trials in extension, two in flexion, two in lateral bending (on each side) and two in axial rotation (on each side) were performed. Each trial lasted 10 seconds while

the subject exerted maximal force pushing against a harness. The dynamometer signals (3 forces and 3 moments measured on the platform and 3 L5-S1 moment components) were collected at a sampling rate of 128 Hz.

EMG signals were collected concomitantly at a 1024 Hz sampling frequency (Lariviere et al, 2009). Twelve active surface electrodes (Model DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, MA; bandpass filter: 20-450 Hz; preamplification gain: 1000) were positioned bilaterally over trunk muscles: longissimus (~3 cm lateral to the midline at the L1), iliocostalis (~6 cm lateral to the midline at the L3), multifidus (~2 cm lateral to the midline at the L5), rectus abdominis (~3 cm lateral to the midline above the umbilicus), external oblique (~10 cm lateral to the midline above umbilicus and aligned with muscle fibers) and internal oblique (~2 cm below and 7 cm medial to the anterior superior iliac spine) according to previous guidelines (De Foa et al, 1989; McGill, 1991). The difficulty in capturing the multifidus muscle with surface electrodes (Stokes et al, 2003) is acknowledged. The electrodes intended to pick the activity of the internal oblique capture the activation of the transverse abdominis as well (Marshall and Murphy, 2003). The EMG signals underwent an 8th order bandpass (30 and 450 Hz) filter to remove high frequency noise and electrocardiographic artifacts. Subsequently, the maximal root mean square (RMS) was calculated choosing a time-window without overlap. For normalization, the EMG data of each muscle obtained from all trials in all directions were divided to their maximal value for each subject. In this study, only normalized EMG values in flexion/extension are however presented and discussed. Recorded left and right EMG data for each muscle were averaged due to insignificant differences ($p > 0.17$ in flexion and $p > 0.30$ in extension).

Trunk Kinematics-Driven FE Model

A nonlinear FE model (Fig. 1) using an iterative kinematics-driven algorithm was employed to resolve the trunk kinetic redundancy. Details of the model and input data are available elsewhere (Arjmand and Shirazi-Adl 2006a-c; Bazrgari et al, 2009, EL Ouaaid et al, 2009). In brief, a sagittaly-symmetric T1–S1 deformable-rigid body model is used that consists of six deformable beams to model the overall nonlinear stiffness of 6 motion segments (vertebrae, disc, facets and ligaments at T12–S1 levels) at different directions with properties assigned based on earlier studies (Shirazi-Adl, 1994 and 2006). A sagittaly symmetric musculature with 46 local (inserted into lumbar vertebrae) and 10 global (inserted into the thoracic cage) muscle fascicles

was considered (Fig. 1). To compute biomechanical response during MVEs in flexion-extension, 4 subjects with upper body height similar to that in our existing kinematics-driven FE model (El-Rich et al, 2004) were considered. For each subject, the individualized upper body weight was distributed eccentrically at different spinal levels (Pearsall, 1994) (Table 1, Fig. 1). Weights of upper arms, forearms, hands and head/neck were estimated based on anthropometric data (de Leva 1996) and applied at their mass centers.

Prescribed kinematics and muscle wrapping: To prescribe the measured trunk postures into the kinematics-driven models and in accordance with the semi-seated posture, the thorax (at the T12 level) and pelvis (at the S1 level) rotations were altered from their values in the upright configuration (El-Rich et al, 2004) in a manner to yield trunk deformed postures matching those of subjects (Fig. 2). Prescribed rotations from the upright standing posture (El-Rich et al, 2004) at the S1 and T12 levels were respectively (+ve in extension) $+15^0$ and -11^0 in flexion MVEs and $+15^0$ and $+16^0$ in extension MVEs. Rotations at individual lumbar vertebrae in between T12 and S1 levels were subsequently evaluated by partitioning the foregoing differential T12-S1 rotations by 8% at the T12–L1, 14% at the L1–L2, 16% at the L2–L3, 22% at the L3–L4, 25% at the L4–L5 and finally by 15% at the L5–S1 in both flexion and extension MVEs. These proportions were taken in accordance with earlier investigations (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006a; Dvorák et al, 1991; Pearcy et al, 1984; Plamondon et al; 1988) with greater rotations at lower lumbar levels. Due to the forward rotation of the trunk in flexion MVEs, wrapping of global extensor muscles (i.e., LGPT and ICPT) was also considered with associated contact forces at each level calculated and applied as external loads (Arjmand et al, 2006).

External resistance loads: Measured external moments at the L5-S1 during MVEs (Table 1) were used separately for each subject to compute the magnitude of external resisting force at the harness-trunk interface. In extension (Fig. 3), subjects bent backward with the resultant anterior-directed force on the spine at the T8 level in accordance with measurements. In flexion MVEs, the trunk bent forward in the sagittal plane and subjects resisted an inclined resultant force (normal to the sternum at the T6 level) in the model (Fig. 3).

Intra-abdominal pressure: Intra-abdominal pressure (IAP) is an important mechanism with potential to alter muscle forces, spinal loads and trunk stability. In the current work and in accordance with the relative activity in abdominal muscles, IAP values reaching maximum of 25

kPa in flexion MVEs and 10 kPa in extension MVEs were assumed (Table 2). The IAP activation was represented by an upward force applied onto the thorax (in the gravity direction in the neutral upright standing) via a rigid link element attached at the T12 level. For the flexion and extension simulations, the orientation of these forces altered with the rotation of the trunk (via the attached rigid link element). The IAP forces generated extensor moments on the spine at a lever arm of 5 cm (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006b).

Optimization and co-activities: A new optimization algorithm (El Ouaaid et al, 2013) with the cost function defined as the sum of cubed agonist muscle stresses subtracted by the sum of cubed antagonist muscle stresses was employed to resolve the redundancy at each spinal level. Inequality equations of unknown muscle forces remaining positive but smaller than the maximum active forces (i.e. 0.6 ×*PCSA* where PCSA is the physiological cross-sectional area) were also considered. The passive component of muscle forces were neglected due to negligible changes in muscle lengths during MVEs. At each iteration, muscle forces were fed back as updated external loads onto the FE model at the vertebral level to which they were attached and analysis was repeated till convergence. Equations were:

Cost function: $\min [\sum (F_{i,k} / PCSA_{i,k})^3 - \sum (F_{j,k} / PCSA_{j,k})^3]$ (1)

$\sum F_{i,k} \times r_{i,k} - \sum F_{j,k} \times r_{j,k} = M_{req,k}$ (Equilibrium equations at all levels) (2)

$\sum F_{j,T12} \times r_{j,T12} = M$ (Constraint to calculate global antagonist muscle forces at the *T12*) (3)

$\sum F_{i,T12} \times \cos \theta_{i,T12} = F_{shear}$ (Only for flexion MVEs) (4)

$0 \leq F_i \leq 0.6 \times PCSA_i$ (Inequality equations) (5)

where indices i, j and k denote agonist muscles, antagonist muscles and lumbar levels (L5 to T12); $F_{i,k}$ and $F_{j,k}$ are agonist and antagonist muscle forces at the level k; $r_{i,k}$ and $r_{j,k}$ are agonist and antagonist muscle lever arms at the level k. The equality constraint (Eq. 4) was considered for abdominal muscles, but only in flexion MVEs at the T12 with $\theta_{i,T12}$ as instantaneous abdominal muscle angles with the anterior-posterior direction. The $PCSA_{i,k}$ denote muscle physiological cross-sectional areas. $M_{req,k}$ are the required moments due to prescribed rotations in the FE model to be balanced by muscles at each spinal level k. *M* (Eq. 3) is the a-priori assumed level of antagonist moment to produce coactivity (Table 2). The posterior shear force F_{shear} in flexion MVEs (Eq. 4), generated by abdominal muscles, is introduced in accordance with earlier

studies (Bazrgari et al., 2009) to circumvent otherwise relatively large required flexion moments at the lumbar levels that cannot be resisted due to the absence of anteriorly inserted muscles. When and if flexion moments at local lumbar levels are computed, the value of F_{shear} is iteratively increased till flexion moments almost disappear. Nonlinear structural FE analyses were carried out by ABAQUS (Simulia Inc., Providence, RI, USA) while the optimization procedure was analytically solved using an in-house program based on the Lagrange Multipliers Method (MATLAB, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

3.4 Results

Measurements: The mean maximal flexion and extension moments at the L5-S1 reached 151.1 ± 37.3 Nm and 242.4 ± 64.2 Nm, respectively (Fig. 3), with the trunk strength significantly greater in extension (p = 0.0005). In both MVE cases, large EMG activities in agonist muscles were recorded (Fig. 3). In flexion MVEs, mean normalized EMG values in IO, EO and RA reached 73.6 ± 16.6 %, 87.0 ± 12.9 %, and 75.1 ± 15.9 %, respectively. In extension MVEs, the mean normalized EMGs in LGPT, ILPT and MF were 80.5 ± 16.1 %, 63.5 ± 15.9 % and 83.5 ± 10.4 %, respectively (Fig. 3). In both extension and flexion, the antagonists were activated at significantly lower levels than agonists (p<0.0002). ANOVA indicated overall no significant differences between agonists or between antagonists except between LGPT and ICPT (p = 0.016) and somewhat abdominals (p = 0.053) in extension MVEs.

FE model: Similar to measured EMGs, large forces in abdominal muscles during flexion and in extensor muscles during extension were computed (Figs. 4-7). The F_{shear} value (used in flexion MVEs only) varied between subjects and dropped slightly with the antagonistic activity but markedly with IAP (Table 2). In flexion MVEs, an increase in IAP to 25 kPa (under constant co-activity moment of 15 Nm or 30 Nm) slightly decreased spinal compression and shear forces despite increases in IO and RA forces (Figs. 4-7). An increase in the co-activity moment under constant IAP increased all muscle forces and spinal loads (Figs. 4-7). Relatively small wrapping forces were predicted in all cases (< 30 N). In extension MVEs, an increase in IAP decreased agonist muscle activities in global longisimus and illiocostalis muscles as well as spinal forces. The co-activity moment increased antagonistic and, as a consequence, agonist muscle forces in extension MVEs (Figs. 4-7). Spinal compression and shear forces were substantially larger in extension MVEs.

3.5 Discussion

The maximal resistant moments and superficial EMG of select trunk muscles were recorded during voluntary isometric flexion and extension MVEs in 12 asymptomatic subjects using a dynamometer (Larivière et al., 2009). Under the individualized postures, gravity and maximal moments, the trunk muscle forces and spinal loads were subsequently estimated in 4 of these subjects using an iterative kinematics-driven FE model (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006a-c) while considering different IAP and co-activity levels. In confirmation of our hypotheses, large trunk resistant moment and spinal forces were found in extension MVEs. Higher co-activity level increased muscle forces and spinal loads whereas IAP decreased spinal loads in both maximal exertion tasks.

The measured MVE moments of 151.1 ± 37.3 Nm in flexion and 242.4 ± 64.2 Nm in extension are in good agreement with those reported in the literature (Azghani et al, 2009; Gatton et al, 2011, Cholewicki et al, 1995; Ng. et al., 2002; Song and Chung, 2004; Zetterberg et al, 1987). The trunk strength is significantly greater in extension than in flexion (p = 0.00046). The substantial differences in EMG activity between agonist and antagonist muscles (p < 0.00013) was also observed in earlier studies (Song and Chung, 2004; Ng et al, 2002). Predictions of much larger spinal loads in extension MVEs and of maximum compression and shear forces at the L5-S1 exceeding 6000 N and 2000 N, respectively, are in general agreement with reported results of EMG-driven models at the L4-L5 level (Cholewicki et al, 1995). Local lumbar extensor muscles were nearly saturated at all levels in extension MVEs especially under larger moments. These muscles were however either silent or only slightly to moderately active under flexion MVEs. Moreover and due to the increase in F_{shear} (Eq. 4) under larger flexion moments (Table 3), they did not increase with the magnitude of flexion moment resisted by the subject (Table 3). The activity of local lumbar muscles played an important role in the prediction of much greater spinal forces in extension MVEs. As an example and in the subject 4, lumbar muscles generated ~63% of the total L5-S1 compression in extension MVEs as compared to ~26% for global back muscles. In flexion MVEs, however, the local lumbar muscles were responsible for less than ~10% of compression compared to ~59% for abdominal muscles. Additional studies are needed to examine if the elevated activity in the local lumbar extensor muscles ameliorate the spinal stability via increased muscle stiffness or deteriorate it via the additional compression force.

The lumbar lordosis and pelvic orientation substantially alter from an upright standing to a seated position. Radiographic measurements indicate that the lumbar curvature flattens and anterior pelvic slope diminishes in sitting as compared to standing (Bae et al, 2012; De Carvalho et al, 2010; Lord et al, 1997). Such changes in the spinal posture influence trunk active-passive response and as a result spinal loads (Arjmand and Shirazi-Adl, 2005). In the current model studies and in the absence of torso and pelvic rotation measurements, the spinal postures in flexion and extension MVEs were altered to match the measured subject-harness positions. To also account for the reduced pelvic anterior slope in the semi-seated position of subjects in the dynamometer, the pelvis was rotated posteriorly by 15° in flexion and extension models from that in the upright standing posture (El-Rich et al, 2004). Concurrent with T12 extension rotations of 16° in extension and -11° in flexion, the T12-S1 lordosis angle reduced by a total of 26° in flexion and -1° in extension MVEs. These changes resulted in deformed trunk postures in accordance with direct measurements of subject-harness positions with respect to the L5-S1 in both flexion and extension MVEs (Fig. 2).

Overall a good agreement was found between our measured and computed normalized activities of agonist muscles; abdominals in flexion and extensors in extension. The estimated antagonist activities depended naturally on the magnitude of co-activity moment M considered in Eq. 3. In contrast to the EMG data and in flexion tasks, the model however estimated lower normalized activities in abdominal muscles. These differences are likely affected by the magnitude of the F_{shear} taken in Eq. 4, the simulation of the oblique muscles in our FE model studies by a single equivalent fascicle, the collection of a single superficial EMG for large/deep muscles and finally the very low position of the IO surface electrodes that likely register some activity of the transverse abdominus (Marshall and Murphy, 2003; McGill et al, 1996). Smaller F_{shear} values were verified to increase the activity in IO at the cost of diminishing that in EO. In addition, it is to be noted that the predicted relative activity in abdominal muscles is inversely proportional to the maximum stress in muscles (0.6 MPa) assumed in the models and would thus increase had a smaller maximum stress been considered.

The antagonist moments (M in Eq. 3) of up to 30 Nm in flexion and up to 20 Nm in extension were considered in this study (EL Ouaaid et al, 2013) to produce co-activity levels comparable to measured normalized EMGs. As expected, these moments increased coactivity levels in both flexion and extension MVEs that in turn increased the activity in agonist muscles.

Overall, the higher co-activity resulted in larger spinal loads especially in flexion MVEs. Larger co-activity moments would have further increased forces in all muscles and hence spinal loads.

The presence of IAP on the response was investigated in flexion MVEs at relatively larger magnitude of 25 kPa comparable to those reported in Valsalva maneuver (Arjmand and Shirazi-Adl, 2006c). Such relatively large IAP was chosen due to the concomitant high activity in abdominal muscles. Smaller pressure of 10 kPa was nevertheless considered in extension MVEs. In flexion MVEs, IAP generates an extension moment in the same direction as that of the external load (via harness) resulting in increases in IO and RA muscle activities but decreases in EO activity (due to a smaller F_{shear}) and spinal forces. In contrast and in extension MVEs, IAP produces extension moment that tends to reduce the flexion moment of the external load. This causes a reduction in the activity of global extensor muscles as well as internal spinal forces. The IAP therefore tends to diminish spinal loads in both flexion and extension MVEs.

In summary, the trunk isometric MVE moment is much larger in extension compared to flexion resulting in much greater spinal forces in extension. The agonist trunk muscles also reach their maximum force generation (saturation) to greater extent in extension MVEs compared to flexion MVEs. The maximum exertion attempts generate large spinal compression and shear loads that increase with the antagonist co-activity level but decrease with the intra-abdominal pressure.

Acknowledgements: This work was supported by grants from the Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC).

3.6 References

Arja, H., Tiina, K., Ulla T., Jari, Y., 2003. Trunk muscle strength in flexion, extension, and axial rotation in patients managed with lumbar disc herniation surgery and in healthy control subjects. Spine 28, 1068-1073.

Azghani, M.R., Farahmand, F., Meghdari, A., Vossoughi, G., Parnianpour, M., 2009. Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. Journal of Engineering in Medicine 223, 755-66.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., 2005. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine 30, 2637-2648.

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

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., 2006b. Sensitivity of kinematics-based model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. Med. Eng. Phys. 28, 504-514.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., 2006c. Role of Intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. Eur. Spine J. 15, 1265-1275.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Bazrgari, B., 2006. Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. Clin. Biomech. 21, 668-675.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2007. Trunk biomechanical models based on equilibrium at a single-level violate equilibrium at other levels. Eur. Spine J. 16, 701-709.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2008. Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. Clin. Biomech. 23, 969-978.

Bae, J.S., Jang, J.S., Lee, S.H., Jin, U.k. Kim, J.U., 2012. A Comparison Study on the Change in Lumbar Lordosis When Standing, Sitting on a Chair, and Sitting on the Floor in Normal Individuals. J Korean Neurosurg Soc. 51, 20-23,

Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2009. Transient analysis of trunk response in sudden release loading using kinematics-driven finite element model. Clin. Biomech 24, 341-347.

Bogduk, N., Macintosh, J.E., Pearcy, M.J., 1992. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. Spine 17, 897-913.

Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W., 1995. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach. Journal of Biomechanics 28, 321-331.

De Foa, J.L., Forrest, W., Biedermann, H.J., 1989. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. J. Anat. 163, 243-247.

de Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J. Biomech. 29, 1223-1230.

Dvorák, J., Panjabi, MM., Chang, D.G., Theiler, R., Grob, D. 1991. Functional Radiographic Diagnosis of the Lumbar Spine. Flexion-Extension and Lateral Bending. Spine 16, 562-571.

De Carvalho, DE., Soave, D., Ross, K., Callaghan, J.P., 2010. Lumbar spine and pelvic posture between standing and sitting: a radiologic investigation including reliability and repeatability of the lumbar lordosis measure. J. Manipulative Physiol Ther. 33, 48-55.

El Ouaaid, Z., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2009. A novel approach to evaluate abdominal coactivities for optimal spinal stability and compression force in lifting. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 12, 735-745.

El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Plamondon, A., 2013. 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, 54-65

El-Rich, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., 2004. Muscle activity, internal loads and stability of the human spine in standing postures: combined model-in vivo studies. Spine 29, 2633-2642.

Gatton, M.L., Pearcy, M.J., Graeme, J., Pettet, G.J., 2011. Computational model of the lumbar spine musculature: Implications of spinal surgery. Clinical Biomechanics 26, 116-122.

Gagnon, D., Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., 2011. An improved multi-joint EMG-assisted optimization approach to estimate joint and muscle forces in a musculoskeletal model of the lumbar spine. Journal of Biomechanics 44, 1521-1529.

Gravel, D., Gagnon M., Plamondon, A., Desjardins, P., 1997. Development and application of predictive equations of maximal static moments generated by the trunk musculature. Clin. Biomech. 12, 314-324.

Larivière, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., 2003. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. J. Electromyogr Kinesiol 13, 305-18.

Larivière, C., Gagnon, D., Genest, K. 2009. Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. Journal of Biomechanics 42, 1498-1505.

Lee, Y.-H., Kuo, C.-L, 2000. Factor structure of trunk performance data for healthy subjects. Clinical Biomech. 15, 221-227.

Lord, MJ, Small, JM, Dinsay, JM, Watkins, RG, 1997. Lumbar lordosis. Effects of sitting and standing. Spine 22, 2571-4.

Kumar, S., 1996. Isolated planar trunk strengths measurement in normals: Part III - Results and database. Int. J. Industrial Ergonomics 17, 103-111.

Kuukkanen, T., Mälkiä, E., 1996. Muscular performance after a 3 month progressive physical program and 9 month follow-up in subjects with low back pain. A controlled study. Scand. J. Med. Sci. Sports 6, 112-121.

Marshall, P., Murphy, B., 2003. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. J. Electromyogr. Kinesiol. 13, 477-89.

McGill, S.M., 1991. Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. Spine 16, 809-815.

McGill, S.M., Norman, R.W., 1986. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. Spine 11, 666-678.

McGill, S., Juker, D., Kropf P., 1996. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. Journal of Biomechics 29, 1503-7.

Ng, J.K., Richardson, C.A., Parnianpour, M., 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. J. Orthop. Res. 20, 112-121.

Pearcy, M., Portek, I., and Shepherd, J. (1984). Three-Dimensional X-Ray Analysis of Normal Movement in the Lumbar Spine. Spine 9, 294-297.

Pearsall, DJ., 1994. Segmental inertial properties of the human trunk as determined from computer tomography and magnetic resonance imagery. PhD thesis, Queen's University, Kingston, Ontario.

Plamondon, A., Gagnon, M., Maurais, G., 1988. Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion. Spine 13, 1027-1032.

Roy, A.L., Keller, T.S., Colloca, C.J., 2003. Posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometrics exertions in normal male and female. Journal of Electromyography and Kinesiology 13, 469-476.

Song, Y.W., Min, K. Chung, M.K., 2004. Quantitative assessment of trunk muscle coactivation in sub-maximal isometric exertion tasks. International Journal of Industrial Ergonomics 34, 13-20.

Shirazi-Adl, A., 1994. Analysis of Role of Bone Compliance on Mechanics of a Lumbar Motion Segment. J Biomech. Eng., 116, 408-412.

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, 267-275.

Stokes IA, Gardner-Morse M., 1999. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. Journal of Biomechanics 32, 311-316.

Stokes, IA, Henry, SM, Single, RM., 2003. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. Clin. Biomech. 18, 9-13.

Thomas, J.S., France, C.R., Sha, D., Wiele, N.V., 2008. The Influence of Pain-Related Fear on Peak Muscle Activity and Force Generation During Maximal Isometric Trunk Exertions. Spine 33, 342-348.

Wong, T. KT., Lee, R. Y.W., 2004. Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip. Human Movement Science 23, 21–34.

Zetterberg, C., Andersson, G.B., Schultz, A.B., 1987. The activity of individual trunk muscles during heavy physical loading, Spine 12, 1035-1040.

3.7 Tables and Figures

Tableau 3.1: The body weight and moments considered for 4 subjects (among a total of 12 subjects participated in measurements) used in FE model studies of MVE tasks.

	Subject 1	Subject 2	Subject 3	Subject 4
Body weight (kg)	68	76	68.3	72.8
Measured moment in flexion (Nm)	117	123	158	161
Measured moment in extension (Nm)	206	182	233	269

Tableau 3.2: Prescribed intra-abdominal pressure (IAP), co-activity moment (M, Eq. 3) and F_{shear} values (in flexion MVEs only, Eq. 4) used in MVE model studies. The value of F_{shear} is iteratively increased from the initial value of nil till flexion moments at the lumbar levels L1-L5 disappear or become extension moments.

Flexion						
For all Subjects	IAP (kPa)	0			25	
	Co-activity moment M (one side, Nm)	0	15	30	15	30
Subject 1	F_{shear} (N)	420	400	380	180	160
Subject 2	F_{shear} (N)	435	415	395	195	175
Subject 3	F_{shear} (N)	525	505	485	300	285
Subject 4	F_{shear} (N)	535	510	480	290	265
Extension						
For all Subjects	IAP (kPa)	0			15	
	Co-activity moment M (one side, Nm)	0	10	20	10	20

Tableau 3.3: Calculated normalized forces in the local lumbar muscles in the absence of antagonistic activity (M = 0) and intra-abdominal pressure (IAP = 0).

Co-activity moment M = 0 and IAP = 0		Flexion				Extension			
		Subject1	Subject2	Subject3	Subject4	Subject1	Subject2	Subject3	Subject4
Resisted moments (Nm)		117	123	158	161	206	182	233	269
F_{shear} (N)		420	435	525	535	-	-	-	-
L1	ICPL	2.2	2.9	2.6	2.7	100	100	100	100
	IP	1.3	1.7	1.4	1.6	100	91.5	100	100
	LGPL	1.8	2.5	2.1	2.3	100	93.8	100	100
	MF	2.7	3.6	3.1	3.3	100	100	100	100
	QL	1.9	2.6	2.3	2.4	100	100	100	100
L2	ICPL	27.0	27.2	24.0	24.2	74.7	65.8	83.7	100
	IP	0	0	0	0	0	0	0	0
	LGPL	20.3	20.4	18.1	18.2	56.4	49.7	63.2	83.4
	MF	33.3	33.4	29.6	29.9	89.0	78.4	99.7	100
	QL	19.2	19.4	17.1	17.3	54.1	47.7	60.7	80.1
L3	ICPL	16.9	16.5	10.6	10.5	60.4	52.9	67.5	76.0
	IP	0	0	0	0	0	0	0	0
	LGPL	12.8	12.4	8.0	7.9	44.8	39.3	50.2	56.4
	MF	23.8	23.2	14.9	14.7	78.5	68.9	87.8	98.8
	QL	10.8	10.5	6.7	6.7	39.1	34.3	43.7	49.2
L4	ICPL	0	0	0	0	100	91.8	100	100
	IP	0	0	0	0	0	0	0	0
	LGPL	0	0	0	0	100	67.8	100	100
	MF	0	0	0	0	100	100	100	100
	QL	0	0	0	0	100	54.9	100	100
L5	IP	0	0	0	0	0	0	0	0
	LGPL	0	0	0	0	100	100	100	100
	MF	0	0	0	0	100	100	100	100

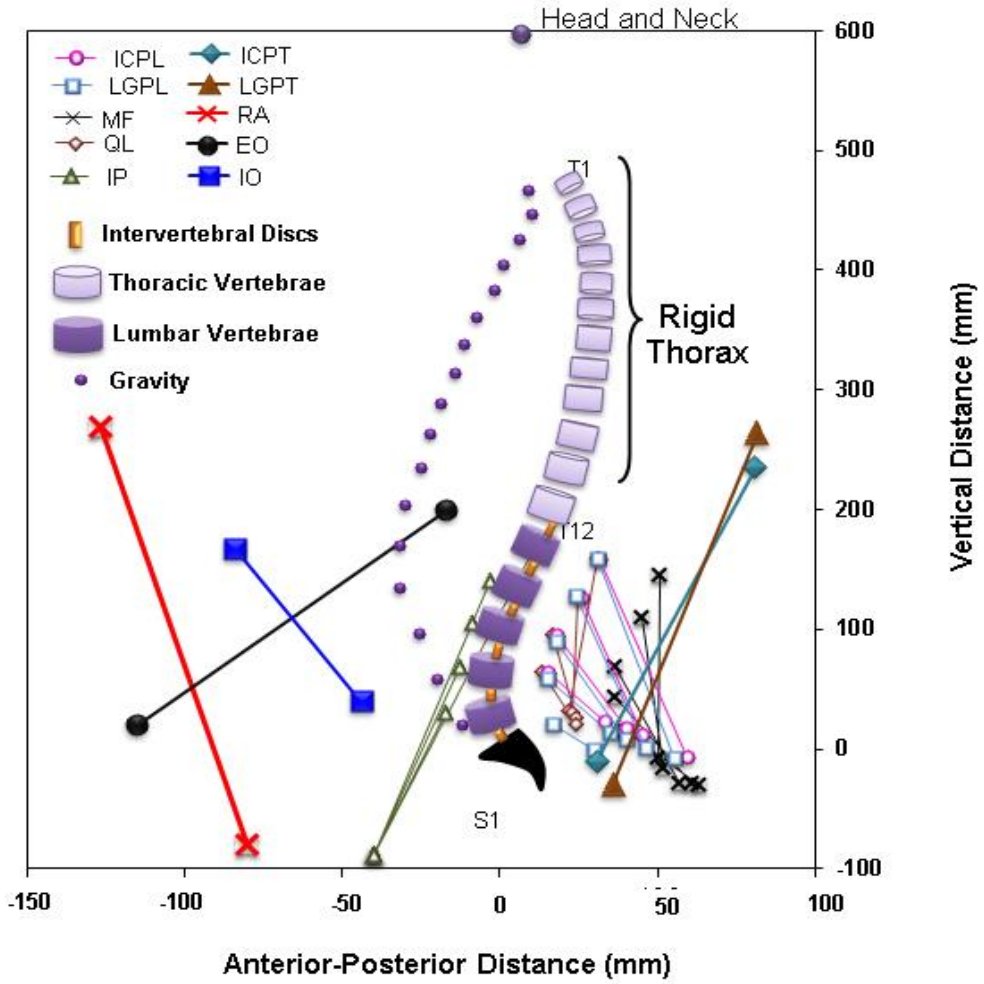


Figure 3.1: The FE model as well as global and local musculatures in the sagittal plane XZ (only fascicles on one side are shown) in upright standing posture at initial configuration before application of gravity loads (axes are not to the same scale). Global muscles are iliocostalis lumborum pars thoracic (ICPT), longissimus thoracis pars thoracic (LGPT), recus abdominus (RA), external oblique (EO) and internal oblique (IO) while local lumbar muscles are multifidus (MF), quadratus lumborum (QL), iliopsoas (IP), iliocostalis lumborum pars lumborum (ICPL) and longissimus thoracis pars lumborum (LGPL) (Bogduk et al, 1992; Stokes and Gardner-Morse 1999). Mass centers of the head and neck as well as trunk itself are also depicted.

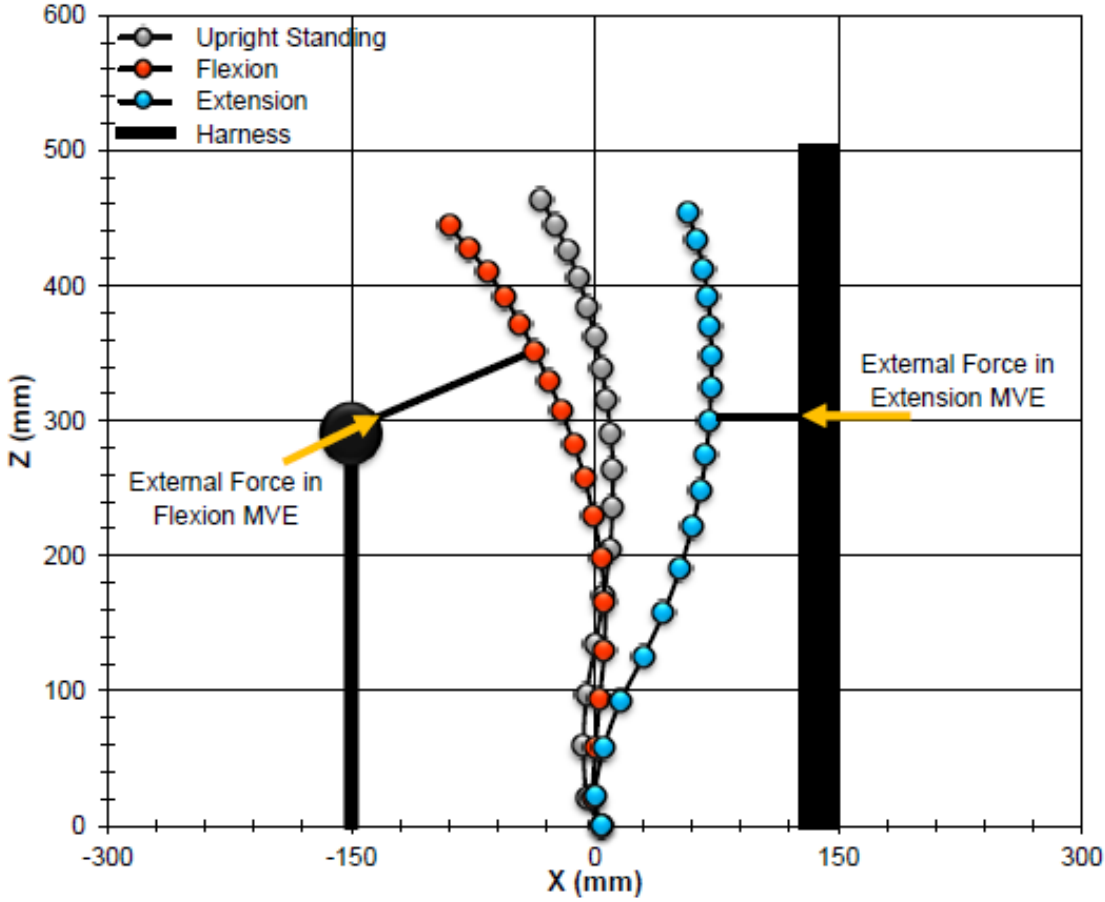


Figure 3.2: Initial and deformed spinal postures in the kinematics-driven FE model in flexion and extension MVE tasks. The harness-subject resultant force is also shown in both tasks. The deformed configurations are in accordance with direct measurements.

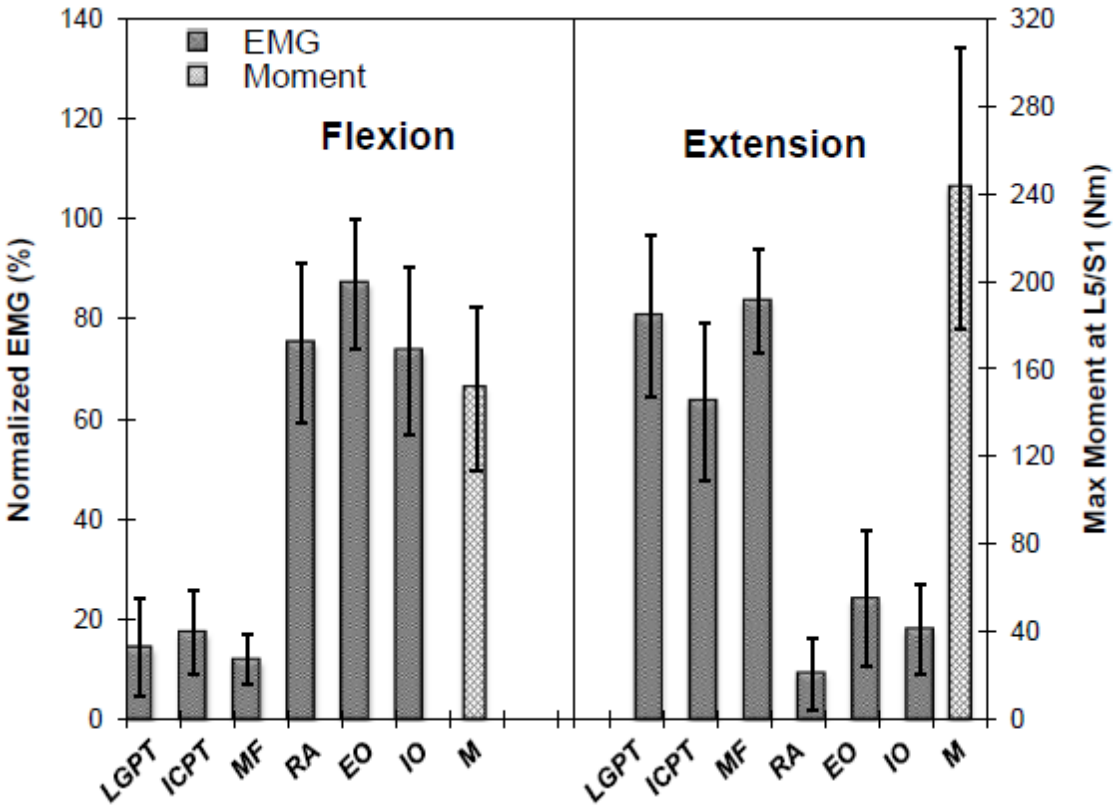


Figure 3.3: Measured (mean and SD) maximum trunk resistant moment (M) at the L5-S1 and normalized superficial EMGs in flexion and extension MVEs of subjects in the dynamometer.

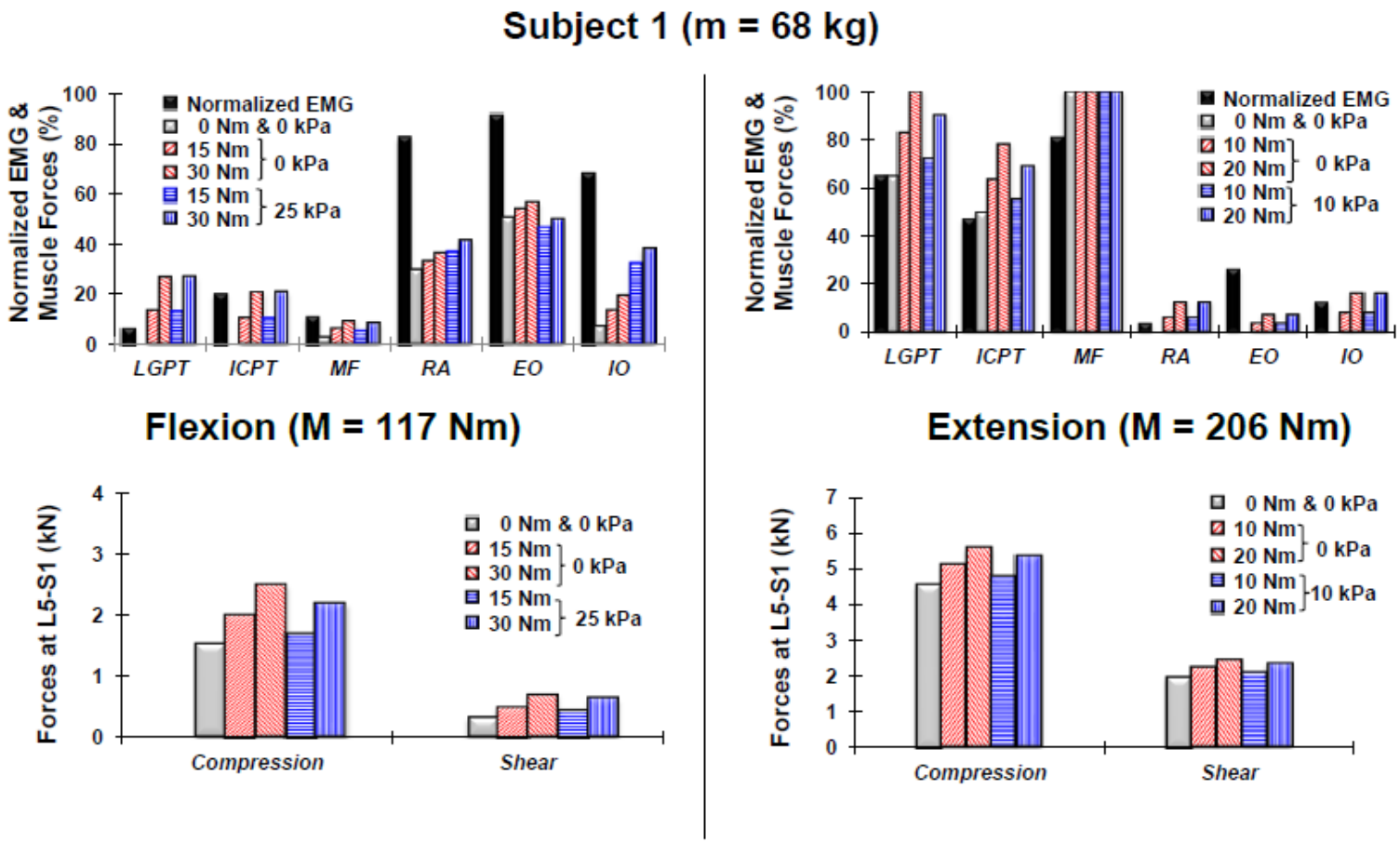


Figure 3.4: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity moment values for the subject 1. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered.

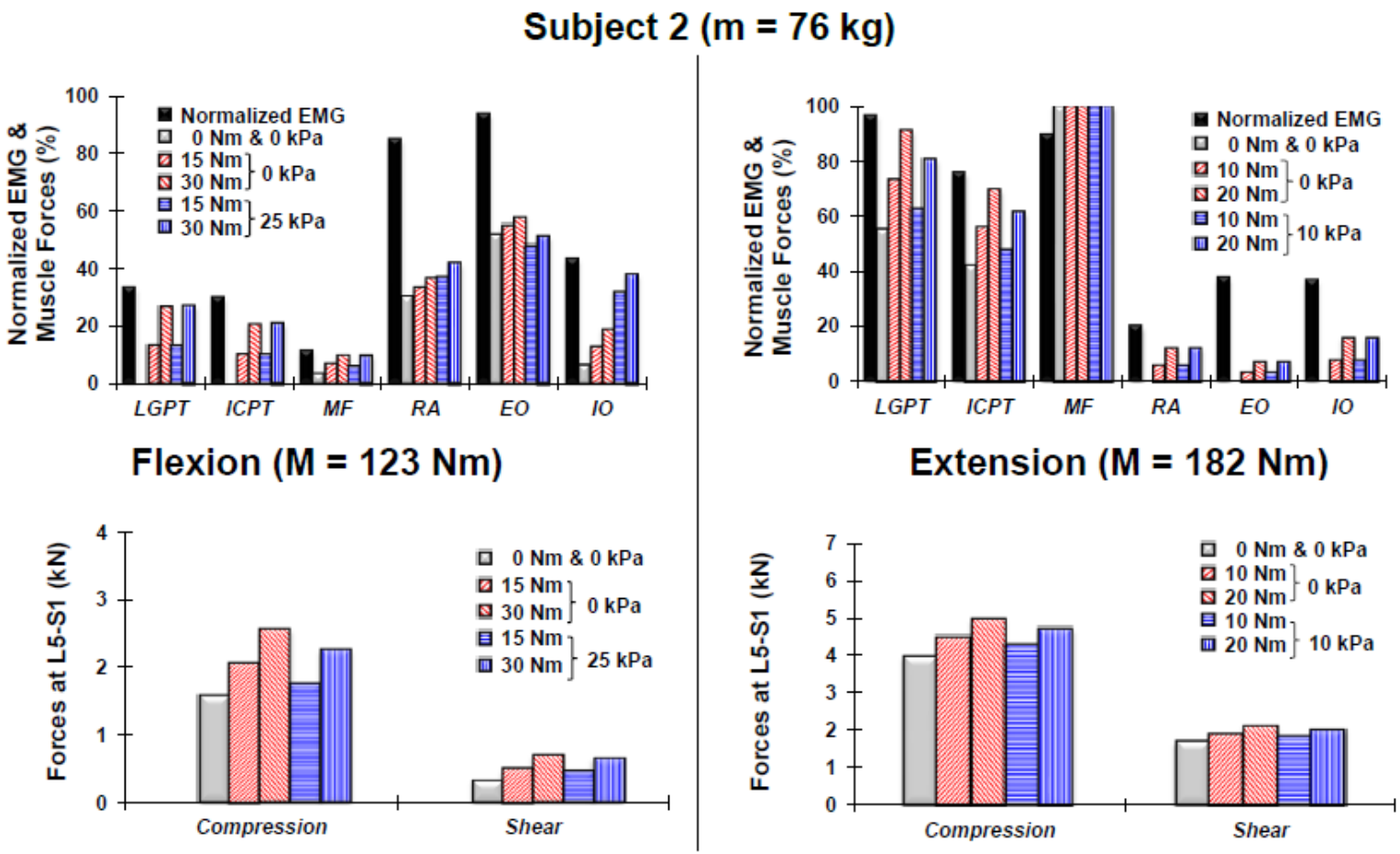


Figure 3.5: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity moment values for the subject 2. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered.

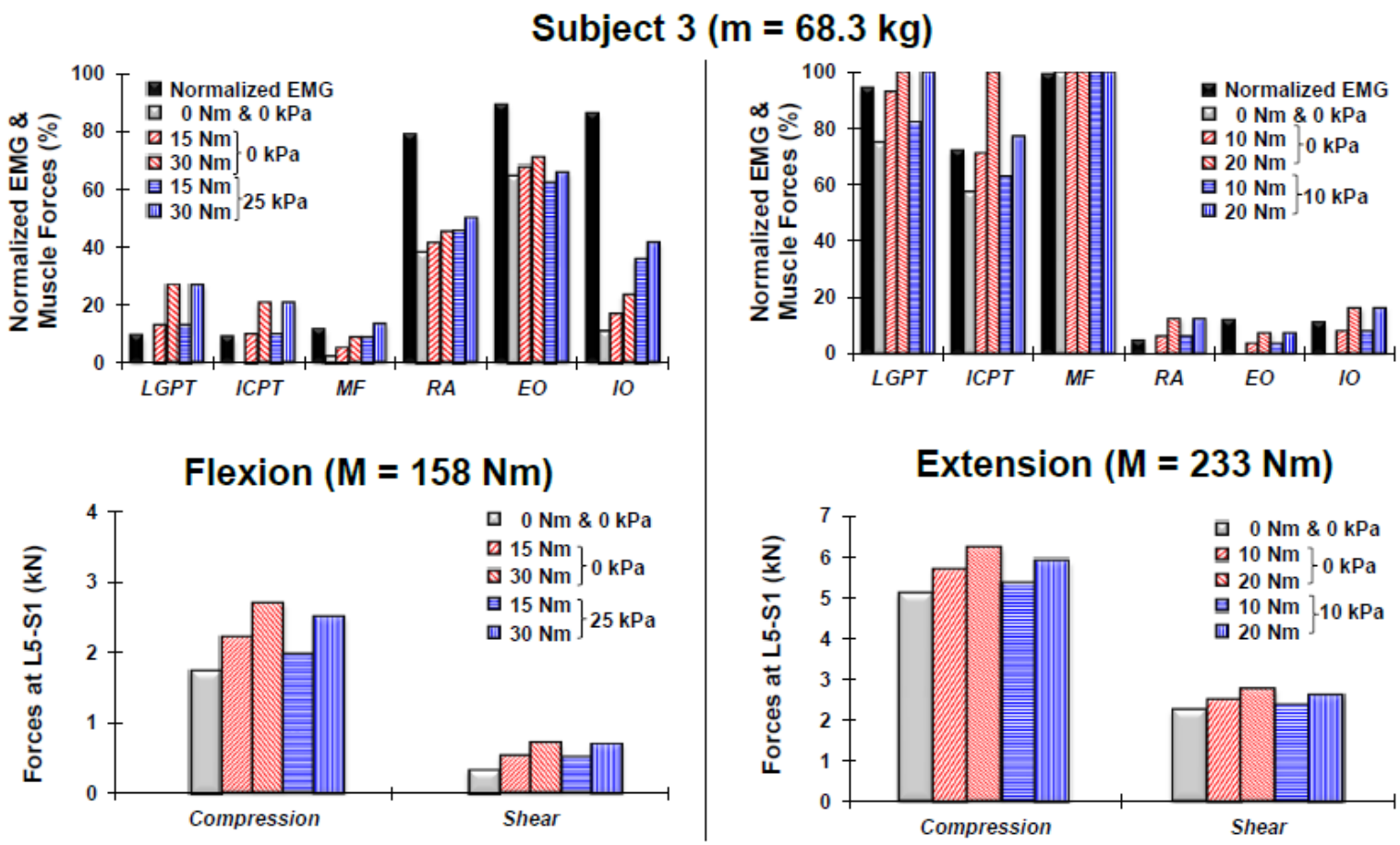


Figure 3.6: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity moment values for the subject 3. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered.

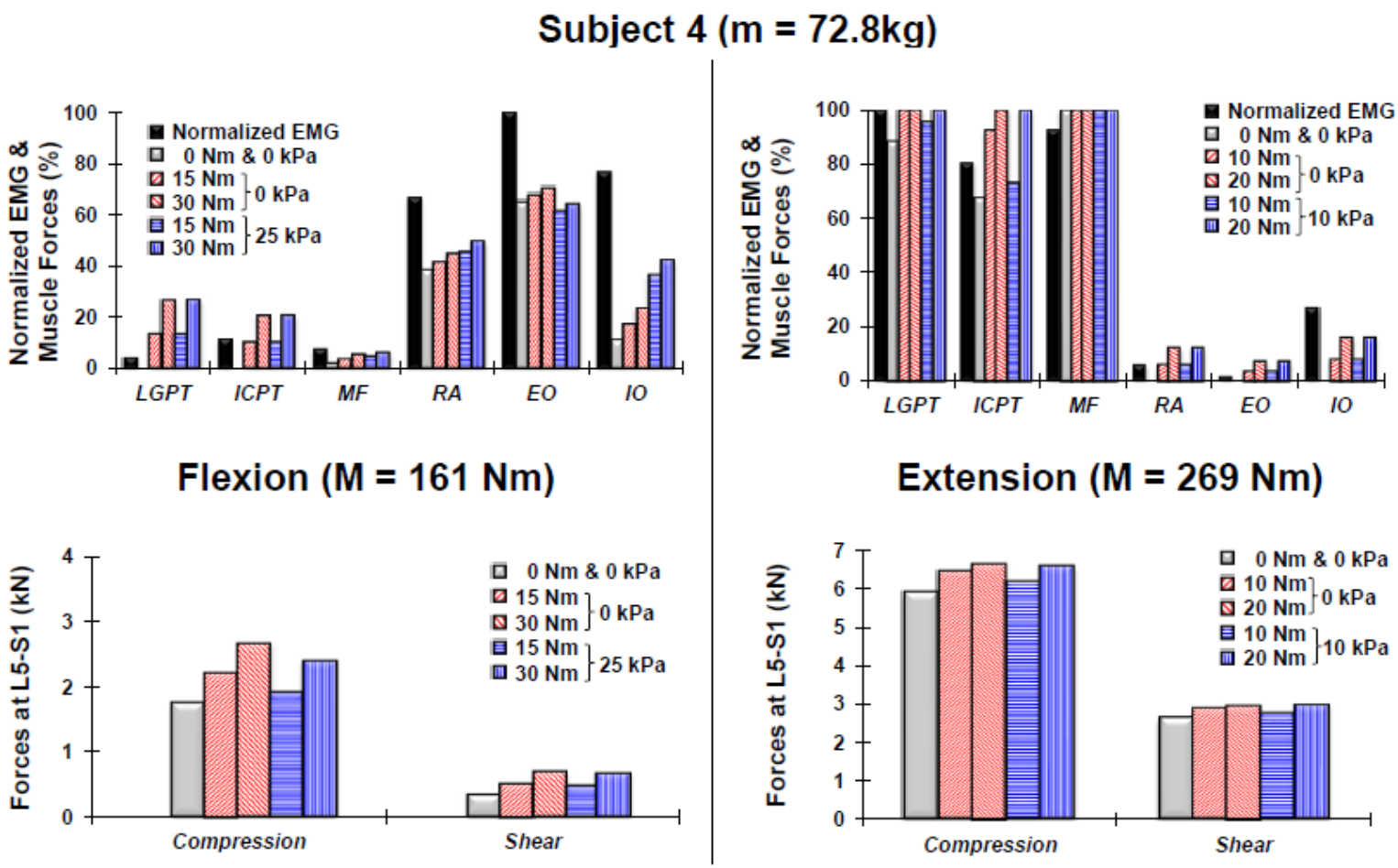


Figure 3.7: Normalized measured and computed muscle activity levels during MVEs as well as predicted compression and shear forces for various intra-abdominal pressure and co-activity moment values for the subject 4. For the multifidus, the fascicle inserted into the L1 that is most superficial in the model is considered.

CHAPITRE 4 : ARTICLE 3 - EFFECT OF CHANGES IN ORIENTATION AND POSITION OF EXTERNAL LOADS ON TRUNK MUSCLE ACTIVITY AND KINEMATICS IN UPRIGHT STANDING

Z. El Ouaaid[1], A. Shirazi-Adl[1], A. Plamondon[2]

[1] Division of Applied Mechanics, Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique, Montréal, Québec, Canada

[2] Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal, Québec, Canada

Word Counts: Abstract : 343, Text (Intro to Discussion): 3401

Keywords: Electromyography; Trunk muscles; Force orientation; Kinematics; L5-S1 moment; Force position

Address correspondence to:

A. Shirazi-Adl, Professor, Division of Applied Mechanics, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique, P.O. Box 6079, Station 'centre-ville', Montréal, Québec, Canada H3C 3A7

Email: aboulfazl.shirazi@polymtl.ca Fax: 514- 340 4176; Tel: 514 – 340 4711 (Ext 4129)

4.1 Abstract

Forces at different heights and orientations are often carried by hands while performing occupational tasks. Trunk muscle activity and spinal loads are likely dependent on not only moments but also the orientation and height of loads. Here, we measured trunk kinematics and select superficial muscle activity of 12 asymptomatic subjects while supporting forces in hands in upright standing. Magnitude of forces in 5 orientations (-25˚, 0˚, 25˚, 50˚ and 90˚) and 2 heights (20 cm and 40 cm) were adjusted to generate flexion moments of 15, 30 and 45 Nm at the L5-S1 disc centre. External forces were of much greater magnitude when applied at lower elevation or oriented upward at 25°. Spinal kinematics remained nearly unchanged in various tasks.

Changes in orientation and elevation of external forces substantially influenced the recorded EMG, especially in back muscles with orientation ($p< 0.04$), despite similar trunk posture and identical moments at the L5-S1. Greater EMG activity was overall recorded under larger forces albeit constant moment. Increases in the external moment at the L5-S1 substantially increased EMG in extensor muscles ($p< 0.001$) but had little effect on abdominals; e.g., mean longissimus EMG for all orientations increased by 38% and 75% as the moment level altered from 15 Nm to 30 Nm and to 45 Nm while that in the rectus abdominus increased only by 2% and 4%, respectively. Under 45 Nm moment and as the load orientation altered from 90° to 50°, 25°, 0° and -25°, mean EMG dropped by 3, 12, 12 and 1% in back muscles and by 17, 17, 19 and 13% in abdominals, respectively. As the load elevation increased from 20 cm to 40cm, mean EMG under maximum moment decreased by 21% in back muscles and by 17% in abdominals.

Due to the lack of EMG recording of deep lumbar muscles, changes in relative shear/compression components and different net moments at cranial discs despite identical moments at the caudal L5-S1 disc, a thorough comprehension of neuromuscular strategies in response to alterations in load height and orientation calls for realistic biomechanical model studies.

4.2 Introduction

Low back pain (LBP) is a major health problem in the industrialized world and is by far the most prevalent and costly musculoskeletal disorder among US industries (NIOSH, 1997).

Spine disorders are the most prevalent cause of chronic disability in persons less than 45 years (Ashton-Miller and Schultz, 1997). Although the cause of most low-back disorders remains unknown, biomechanical factors need to be taken into account when searching for an adequate understanding of the mechanisms involved (Marras et al, 2010).

The difficulty to determine with acceptable accuracy the loads on the trunk passive ligamentous and active musculature is a critical hindrance towards development of ergonomics guidelines for safer occupational environments. Realistic estimation of spinal loads in various daily recreational and occupational activities is also essential for the effective rehabilitation, surgical/conservative treatment, implant design, and performance enhancement programs. Towards this goal, a number of predictive equations have been proposed using biomechanical models of various complexities (Arjmand et al., 2011; El Ouaaid et al, 2009; Fathallah et al, 1999; Hoozemans et al, 2008; McGill et al, 1996; Merryweather et al, 2009). These works have to different degrees of accuracy considered the effect of posture and load magnitude/lever arm on spinal loads. They however have not accounted for the effect of changes in load height and orientation that exists for example while pulling and pushing objects. Alterations in the height at which weights are held in hands (Granata and Orishimo, 2001) or horizontal anterior shear forces are applied on the trunk (Kingma et al, 2007) have, despite identical net moments (at the L5-S1 and L3-L4 lumbar discs, respectively), been found to markedly influence muscle electromyography (EMG) activities. Changes in the load orientation held in hands at constant spinal moments have not yet been investigated. The resultant external force magnitude as well as its relative anterior shear and axial force components substantially alter when orientations vary.

Trunk muscle activity and loads at a spinal level are likely dependent not only on the moments of external loads at that level but also on the orientation and height of the external loads. Despite similar posture and identical external net moment (at the L5-S1 disc center), changes in magnitude, elevation and direction of applied force vectors would alter the absolute and relative magnitudes of compression, shear and moment loads at different spinal levels with likely consequences on the neuromuscular response. The current work aims to measure trunk kinematics and surface EMG activities of select muscles in asymptomatic volunteers in upright standing carrying loads via cables at different orientations and locations. Magnitude of forces is chosen so as to maintain the net flexion moments at the L5-S1 disc center constant. For this

purpose, two heights, 5 orientations and 3 moment levels were considered. It is hypothesized that, despite identical posture and moments at the L5-S1 disc center, the orientation and height of the externally applied load vector markedly influence muscle EMG activity levels. In this event, such parameters should explicitly be included in predictive equations if and when accurate spinal loads are expected.

4.3 Methods

Twelve healthy university student males with no recent back complications and back pain history participated voluntarily after signing an informed consent. Participants had 72.98 ± 3.87 kg weight, 177.67 ± 3.03 cm height and 23.25 ± 1.82 kg/m^2 body mass index (BMI). Kinematics was measured using 12 clusters: one on each foot, thigh, upper arm and forearm in addition to one on the pelvis, T12, C7 and head. Four LED markers were glued on each cluster (except for the feet with seven LEDs) for a total of 54 LEDs. Positions of the markers were measured in three dimensions at a sampling rate of 30 Hz using a Five-camera Optotrak system (Northern Digital, Waterloo ON, Canada). Clusters on each segment were related to anatomical landmarks by recording while pointing at each landmark with an Optotrak probe containing 25 markers. A total of 48 anatomical markers were probed in order to find joint centers. An additional LED was placed on the loading cable to track its spatial positions. Kinematics was low-pass filtered at 10 Hz.

A trunk dynamometer was used (Larivière et al, 2009) to record EMG at maximal efforts. In a semi-seated position and instructed to generate maximal efforts (Baratta et al., 1998), subjects performed three trials in extension, two in flexion, two in lateral bending (on each side) and two in axial rotation (on each side). Each trial lasted 10 seconds while the subject exerted maximal force pushing against a harness. The dynamometer signals were collected at a sampling rate of 128 Hz. EMG signals were collected at a 1024 Hz using 12 active surface electrodes with single-differential dry surface electrodes [Model DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, MA; bandpass filter 20-450 Hz, preamplification gain 1000, CMRR -92 dB, input impedance >10^{15} Ω // 0.2 pF, noise 1.5 μV (RMS, R.T.I.)] composed of two parallel silver bars (10 mm long, 1 mm wide) spaced 10 mm apart. After the skin at the electrode sites was shaved and abraded with alcohol, electrodes were positioned bilaterally over trunk muscles: longissimus LG (~3 cm lateral to the

midline at the L1), iliocostalis IC (~6 cm lateral to the midline at the L3), multifidus MF (~2 cm lateral to the midline at the L5), rectus abdominus RA (~3 cm lateral to the midline above the umbilicus), external oblique EO (~10 cm lateral to the midline above umbilicus and aligned with muscle fibers) and internal oblique IO (~2 cm below and 7 cm medial to the anterior superior iliac spine) according to previous guidelines (De Foa et al, 1989; McGill, 1991). The difficulty in capturing the MF muscle with surface electrodes (Stokes et al, 2003) is acknowledged. The electrodes intended to pick the activity of the IO likely capture the activation of the transverse abdominus as well (Marshall and Murphy, 2003).

All measured EMG signals were bandpass filtered (30 and 450 Hz, 8th order zero-lag Butterworth IRR filter) to remove high frequency noise and ECG artifacts; ECG being dominant in torso EMG signals (Redfern et al., 1993). Subsequently, the root mean square (RMS) of task trials was calculated choosing a time-window of 6 seconds without overlap. For EMG signals recorded during the MVCs (lasting 10s each), maximal root mean square (RMS) values were calculated over successive (50-ms overlapped) 500-ms time-windows. For normalization, the EMG data of each muscle obtained from all trials under various loads were divided to their maximal value for each subject. Recorded left and right EMG data for each muscle in maximal efforts and regular tasks were averaged due to insignificant differences ($p > 0.15$).

While in upright standing position, each subject performed 6 distinct static tasks at 2 repetitions each (Fig. 1). These were further repeated at 3 load levels generating identical flexion moments of 15 Nm, 30 Nm and 45 Nm at the L5-S1 disc: (1) Force heights: Anteriorly-directed horizontal forces were carried in hands at 2 heights of H_1 = 20 cm and H_2 = 40 cm with respect to the L5-S1 disc center. (2) Force orientations: At the H_2 =40 cm height, the orientation of the force vector supported at hands via a cable (Fig. 1) varied from downward vertical (90°) to downward inclined (50° and 25°), horizontal (0° which is the same as that considered above) and finally to upward inclined (-25°) directions.

The weight carried in hands via the cable (Fig. 1) was adjusted for each orientation and subject in a manner to yield the desired moments at the L5-S1 disc center. For this purpose, the sagittal coordinates of the L5 marker on the skin was taken to be 8.99 cm posterior and 0.94 cm proximal to the L5-S1 disc center (Snyder et al, 1972).

To avoid fatigue, 1 min rest was considered after each trial lasting about 10 s. To minimize the effect of inter-subject changes in gravity moment at the L5-S1 level, a near-homogeneous population was considered with nearly identical heights and weights. Subjects were instructed to look forward at all times and to keep the posture and position of hands constant as much as possible (monitored using fixed reference bars at the hand levels and behind the subjects). The data recorded at the 2nd repetition were considered for subsequent analyses.

Repeated analysis of variance (ANOVA with post hoc Tukey) was carried out on the normalized EMG of each muscle (3 extensors and 3 abdominals) and weights held in hands to analyze the effects of load orientations (5 levels) and moments (3 levels). Additional analyses were performed to study the effect of 2 heights (H_1 and H_2) at 3 moment levels. Moreover, the effects of orientation and moment on 3 dependent kinematics variables of trunk, pelvic and lumbar rotations were also analyzed at 3 instances of 2 s, 5 s and 8 s during tests.

4.4 Results

Analysis of trunk kinematics demonstrate that the subjects indeed held their posture almost unchanged at all times as moment, force height and force orientation changed from a test to another. With the exception of a minor three way interaction effect on the trunk rotation, no significant effect of these independent variables was found on the trunk, pelvic and lumbar rotations (Table 1 and 2).

The external forces supported via the cable by each subject were assigned depending on the orientation, height and moment level considered in each test (Fig. 2). The magnitude of these forces was significantly affected by changes in moment, height and orientation ($p < 0.001$). Externally applied loads via the cable increased with the moment and were largest when the force was oriented upward at -25° and smallest when oriented downward at 25° (Fig. 2A). They also increased, as expected, when applied at the lower height (Fig. 2B).

No statistical difference was found for the recorded normalized EMG of all muscles when comparing the left side versus the right side ($p > 0.15$ using independent student t-test); here forth they are averaged. The force orientation, moment level and their interaction had significant effects on normalized EMG of nearly all back muscles (Table 3 and Fig. 3). The increasing effect

of moment on normalized EMGs was however less evident in abdominal muscles (Table 3, Fig. 4). For example, the mean of LG activity for all orientations increased by 38% and 75% as the moment level increased from 15 Nm to 30 Nm and to 45 Nm, whereas the mean of RA activity increased only by 2% and 4%, respectively. Under the maximum moment of 45 Nm and as the load orientation altered from 90° to 50°, 25°, 0° and -25°, mean EMG dropped by 3, 12, 12 and 1% in back muscles and by 17, 17, 19 and 13% in abdominals, respectively. As for the changes in the force height, the effect of moment was found significant at all extensor muscles (Table 4, Fig. 5). For example, LG activity increased by 42% and 99% at 20 cm force elevation and by 28% and 65% at 40 cm force elevation when the moment level at the L5-S1 increased from 15 Nm to 30 Nm and to 45 Nm, respectively. The effect of increase in EMG with the moment level at the L5-S1 is seen to be greater for the load at 20 cm than at 40 cm. The larger force applied at the lower height increased the activity in nearly all extensor and flexor muscles (Fig. 5); under the maximum moment as the load elevation increased from 20 cm to 40 cm, mean EMG decreased by 21% in back muscles and by 17% in abdominals. Overall, the MF among extensors and EO among abdominals were most activated in all loading cases.

4.5 Discussion

In this work, the effect of variations in force orientation and height on back and abdominal trunk muscle EMG activities was investigated at near constant posture while adjusting the magnitude of external forces in each subject to maintain identical external moments at the L5-S1 disc center. For this purpose, 3 moment levels, 5 orientations and 2 heights were considered. Results confirmed the hypotheses that the orientation and elevation of forces applied to the trunk substantially influence the muscle EMG activity despite similar trunk posture and identical moments at the L5-S1. This emphasizes the importance of these load parameters when attempting to develop regression equations to estimate muscle activity and spinal loads in different load-bearing activities.

For nearly the same posture (Table 2) and identical net moment at the L5-S1, an increase in the elevation of the horizontal load or equivalently a decrease in its magnitude resulted in smaller EMG in all superficial extensor and abdominal muscles considered in the study (Fig. 5 and Table 4). A higher antagonistic coactivity level, though at significant level only in EO, hence

appears to occur in the event of a larger horizontal force held in hands at a lower elevation. This corroborates the findings of Kingma et al (2007) who also reported higher coactivity at larger loads when recording the trunk surface EMG activity in standing subjects under forward loads applied though directly on the back at the T3, T6 and T9 levels. In that study, the net moment was maintained constant at the L3-L4 level and the lumbar posture flattened under higher loads. Notwithstanding the activity of deeper local lumbar muscles that were not recorded here, higher activity and co-activity measured in select superficial trunk muscles under larger external loads applied at lower elevations increase spinal loads. It is to be noted that the hand held loads here in our study were applied via a cable anteriorly in the horizontal direction at different heights while Granata and Orishimo (2001) considered the effect of weights held in hands in the gravity direction at different heights. They found greater coactivity in flexor muscles at higher weights due likely to lower spinal stability margin at higher load elevations.

Under identical moment at the L5-S1, as the external force elevation drops from 40 cm to 20 cm and its magnitude doubles (Fig. 2B), the lumbar spine experiences much smaller flexion moments at upper levels along with almost twice greater shear forces at all levels. In this loading condition and as a consequence both of larger shear force on the lumbar spine and of minimal moment at the thoracic levels, larger activity in deeper oblique lumbar muscles may be expected when compared to the gravity-oriented global thoracic muscles. Kingma et al (2007) reported larger EMG activity in local (lumbar) extensor muscles (especially in MF and LG) although they used superficial electrodes to record EMG activity in both deeper local lumbar and superficial global thoracic extensor muscles. In agreement, our recording of maximum EMG activity in MF as compared to LG and IC appears also to support this idea that local extensor lumbar muscles are more activated than global extensors when the horizontal loads are applied at the lower elevation. The global muscles, especially at larger moments both in this work and in Kingma et al (2007), showed however greater activity under forces at lower elevation despite minimal moments at thoracic levels. The larger concurrent abdominal coactivity can partially justify this trend. The overall increase in all muscle activation may also be a neuromuscular reaction to increases in the load magnitude (Kingma et al, 2007). The cross-talk effect of the lumbar and thoracic extensor muscles should neither be ruled out when attempting to interpret this greater activity in global extensor muscles under the horizontal forces at lower elevation.

Applied at the same location and with constant net moments at the L5-S1, the external forces were largest when oriented upward at -25° slope followed by those in the gravity direction (90°) (Fig. 2). Minimum loads were found when oriented downward at 25° to the horizontal. These are due directly to the lever arms of these force vectors at the L5-S1 disc center being maximum for the +25° orientation and minimum for the -25° orientation (see Fig. 1). It is to be emphasized that these lever arms and hence their corresponding generated net moments would alter had we considered cranial disc levels rather than the L5-S1 disc.

Greater forces associated with larger external moments markedly increased EMG activity in extensor muscles with apparently little changes (with the exception of EO) in abdominal muscles (Table 3 and Figs. 3 and 4). Coactivity level, hence, remained nearly unchanged at different moment levels (Table 3). Under constant moments, largest forces applied at -25° and 90° slopes resulted overall in higher activities in trunk muscles (Fig. 3). Although more evident under the largest moment at 45 Nm and in extensor muscles, there were reasonable similarities in relative values between recorded trunk EMG (Fig. 3) and applied forces (Fig. 2A) as force orientation changed. It appears hence that the trunk EMG activity in agonist extensor muscles alters matching those in the magnitude of the force applied at different orientations and reaches its maximum at orientations -25° and 90°. Abdominal muscles were however most activated under the vertically-oriented load (at 90°) (Fig. 4). As indicated earlier under loads at different orientations and notwithstanding the deeper muscles, larger activity in superficial muscles could yield greater spinal forces.

Interestingly and irrespective of the force heights or orientations, greater external flexion moment at the L5-S1 disc substantially increased the activity only in global extensor muscles but not in abdominal muscles. The former agonist muscles counterbalance (equilibrate) the external moments and as such are expected to follow changes in the magnitude of applied moments. The relatively low antagonistic activity in abdominal muscles on the other hand appears to be sufficient for the trunk stability even as the net external moment at the L5-S1 triples or as magnitude of applied forces substantially alters. The global trunk muscles are hence tuned primarily to maintain equilibrium as the external moment at the L5-S1 increases.

Comparison of recorded EMG activity between global extensor longissimus and iliocostalis muscles demonstrate much larger activities in the former under all force orientations/elevations and moment magnitudes. The recorded EMG activity in MF was actually the largest among the extensor muscles; although it should be noted that it could also present the activity in the global longissimus at the lower lumbar levels (Stokes et al, 2003). The foregoing relative activity levels in global extensor muscles were also found in earlier results as external force height altered (Kingma et al., 2007). Among abdominal muscles, on the other hand, the external oblique (EO) showed greatest activities in agreement with earlier studies on its relative role in enhancing spinal stability (Gardner-Morse et Stokes, 1998, El Ouaaid et al., 2009). Kingma et al (2007) however reported larger activity in the internal oblique at all load elevations and moment magnitudes.

Under identical posture and moment (at the L5-S1 disc center), changes in the height or orientation of the applied force via hands substantially altered not only force magnitude but also the relative force components in the axial and anterior shear directions. It is to be emphasized that the spine is not a single joint structure and despite the choice in this study of the L5-S1 level to maintain the net external moment constant, external moments markedly differ between various tasks when evaluated at cranial levels (e.g., L3-L4 or T12-L1 disc centers). Due to these complexities, further insights into the neuromuscular strategies in response to changes in external force orientation and elevation, despite identical posture and net moment at the L5-S1, should await future biomechanical model studies of these tasks. This is also partly due to the absence of crucial EMG data on the activity of deeper local lumbar muscles that are not amenable to surface measurements. The requirement to satisfy equilibrium at all spinal levels also places constraints on the activity of multi-articular global thoracic and local lumbar muscles that can only be investigated via a complex biomechanical model that maintains equilibrium simultaneously at all levels in future studies.

In summary, under identical posture and external moment at the L5-S1 disc center, changes in the height and orientation of the applied force held in hands substantially altered force magnitude and components as well as superficial muscle EMG activity especially of global extensor muscles. In general, greater EMG activity was recorded under forces at higher magnitude. Increases in the net external moment at the L5-S1 also substantially increased EMG in extensor muscles with little

effect on abdominals. A thorough comprehension of neuromuscular strategies in response to changes in load height and orientation calls for realistic biomechanical trunk model studies.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported by grants from the Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC).

Conflict of interest: None.

4.6 References

Arjmand N, Plamondon A, Shirazi-Adl A, Lariviere C, and Parnianpour M. Predictive Equations to Estimate Spinal Loads in Symmetric Lifting Tasks. Journal of Biomechanics 2011;44 (1):84-91.

Ashton-Miller JA, Schultz AB. Biomechanics of the human spine. In: V.C. Mow and W.C. Hayes, editors. Basic Orthopedic Biomechanics, Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997:353-393.

Baratta R V, Solomonow M, Zhou B H, Zhu M. Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates. Journal of Electromyography and Kinesiology 1998; 8: 279-285.

De Foa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. Journal of Anatomy 1989; 163:243-247.

El Ouaaid Z, Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. A novel approach to evaluate abdominal coactivities for optimal spinal stability and compression force in lifting. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2009; 12(6):735-745.

El Ouaaid Z, Shirazi-Adl A, Arjmand N, Plamondon A. 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 2013; 16(1):54-65

Fathallah FA Marras WS Parnianpour. Regression models for predicting continuous three-dimensional spinal loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. Human Factors 1999; 41(3):373-383.

Gardner-Morse M, Stokes IAF. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. Spine 1998; 23(1):86-92,.

Granata KP, Orishimo KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. Journal of Biomechanics 2001; 34(9):1117-1123.

Hoozemans Marco JM, Kingma I, Wiebe HK, van Dieën JH. Effect of lifting height and load mass on low back loading, Ergonomics 2008; 51(7):1053-1063.

Kingma I, Staudenmann D, van Dieën JH, 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 2007; 17(1):14-24.

Lariviere C, Gagnon D, Genest K. 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 2009; 42(10):1498-1505.

Marras MS, Davis KG, Sue A, Ferguson SA, Lucas BR, Gupta P. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic Individuals. Spine 2001; 26(23):2566-2574.

Marshall, P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. Journal of Electromyography and Kinesiology 2003; 13(5):477-89.

McGill SM. Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. Spine 1991; 16(7):809-815.

McGill S, Juker D, Kropf P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. Journal of Biomechanics 1996; 29(11):1503-7.

Merryweather AS, Loertscher MC, Bloswick DS. A revised back compressive force estimation model for ergonomic evaluation of lifting tasks. Work 2009; 34(3):263-272.

National Institute for occupational safety and health (NIOSH), Musculoskeletal disorders and workplace factors. US Dept. of Health and human Services, 1997.

Norman R, Wells R, Neumann P, Frank J, Shannon H, Kerr M. A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. Clinical Biomechanics 1998; 13:561-573.

Redfern M S, Hughes R E, Chaffin D B. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recording. Clinical Biomechanics 1993; 8: 44-48.

Stokes IA, Gardner-Morse M. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. Journal of Electromyography and Kinesiology 2003; 13(4):397-402.

Snyder RG, Chafin DB, Schutz RK, Link system of the human torso. University of Michigan, Biomedical Dept 1971.

4.7 Tables and figures

Tableau 4.1: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured trunk, pelvis and lumbar rotations for tasks at 5 orientations and 3 moments at the load height H_2 = 40 cm with respect to the L5-S1 center and at 3 different times (significance level α = 0.05).

	Trunk rotation	**Pelvis rotation**	**Lumbar rotation**
Orientation	0.926	0.873	0.285
Moment	0.274	0.618	0.329
Time	0.228	0.423	0.367
Orientation×Moment	0.402	0.827	0.911
Orientation×Time	0.450	0.291	0.121
Moment×Time	0.865	0.718	0.849
Orientation×Moment×Time	**0.042**	0.242	0.867

Tableau 4.2: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured trunk, pelvis and lumbar rotations for tasks with horizontal loads at 2 heights, 3 moments and 3 time instances (significance level α = 0.05).

	Trunk rotation	**Pelvis rotation**	**Lumbar rotation**
Height	0.791	0.399	0.327
Moment	0.920	0.594	0.490
Time	0.957	0.145	0.779
Height×Moment	0.879	0.495	0.304
Height×Time	0.341	0.390	0.102
Moment×Time	0.573	0.758	0.872
Height×Moment×Time	0.345	0.299	0.414

Tableau 4.3: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured normalized trunk muscle EMG for 5 force orientations and 3 moments at the load height H_2 = 40 cm with respect to the L5-S1.

	Back Muscles			**Abdominal Muscles**		
	LG	IC	MF	IO	EO	RA
Orientation	**0.000**	**0.000**	**0.037**	**0.003**	**0.036**	**0.033**
Moment	**0.000**	**0.000**	**0.000**	0.148	**0.010**	0.168
Orientation × Moment	**0.009**	**0.023**	0.395	0.537	0.214	0.152

Tableau 4.4: Results of repeated analyses of variance (ANOVA with post hoc Tukey) of measured normalized trunk muscle EMGs with horizontal external loads at 2 heights and 3 moments.

	Back Muscles			**Abdominal Muscles**		
	LG	IC	MF	IO	EO	RA
Height	0.058	**0.001**	0.057	0.097	**0.024**	0.076
Moment	**0.000**	**0.000**	**0.000**	0.377	**0.019**	0.105
Height × Moment	**0.007**	**0.000**	**0.000**	0.150	0.237	0.287

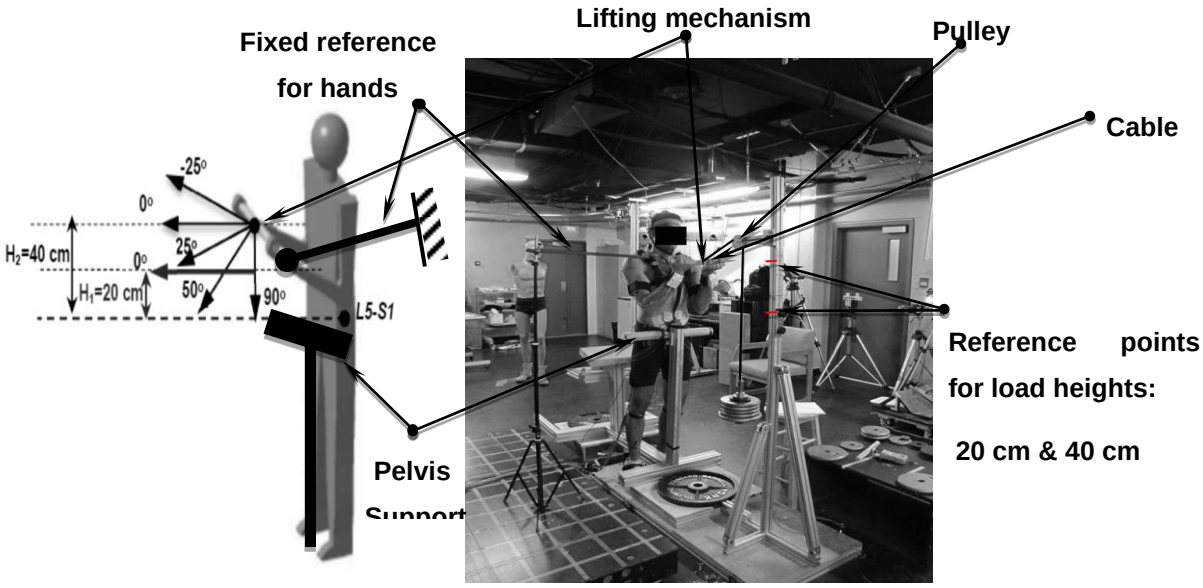


Figure 4.1: Tasks performed by each subject in upright standing posture at different force orientations (-25°, 25°, 50° and 90°, at the height level H_2 = 40 cm) and at different heights (H_1 = 20 cm and H_2 = 40 cm for horizontal external loads) while fixing the external moment of the load at the L5-S1at three levels (15, 30 and 45 Nm).

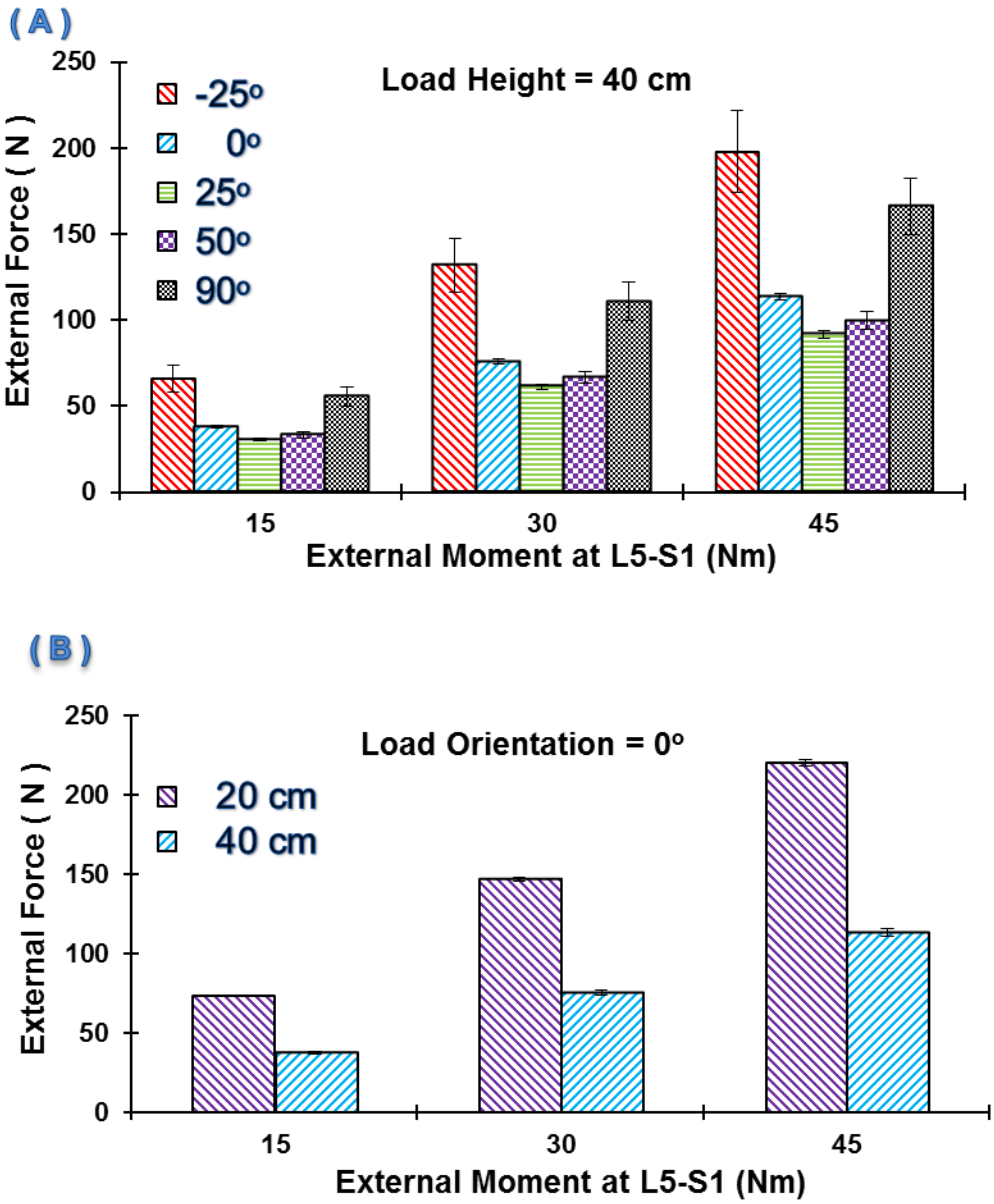


Figure 4.2: Mean and standard deviation of measured external loads applied via in the cable when subjects performed tasks in upright standing posture at different orientations, heights and moments at the L5-S1.

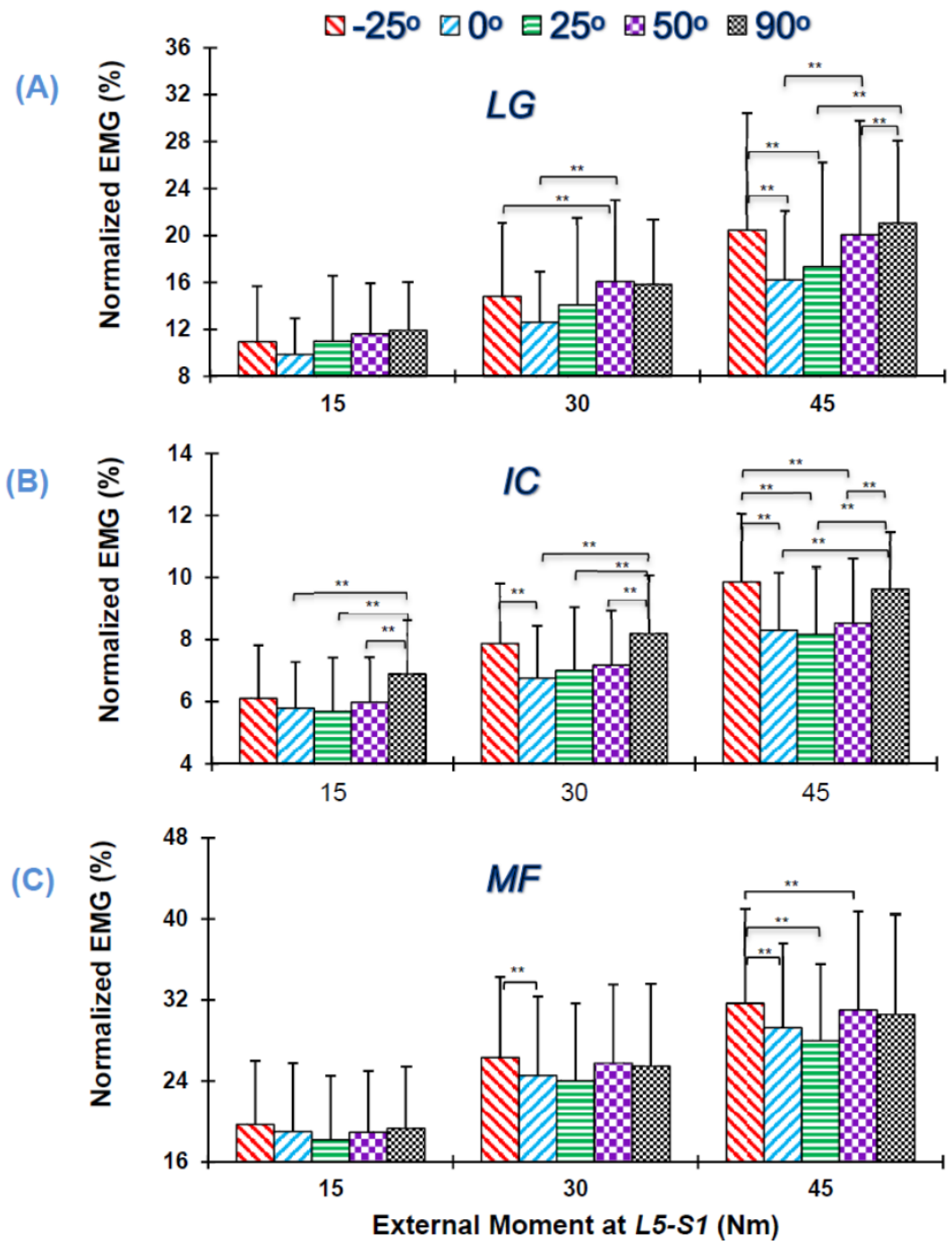


Figure 4.3: Mean and standard deviation of measured normalized back muscle EMG when subjects performed tasks with different orientations and moments at the load height H_2 = 40 cm to the L5-S1, (A) longissimus (LG), (B) iliocostalis (IC) et (C) multifidus (MF). Significance levels: (*) 0.01< p <0.05 and (**) p <0.01.

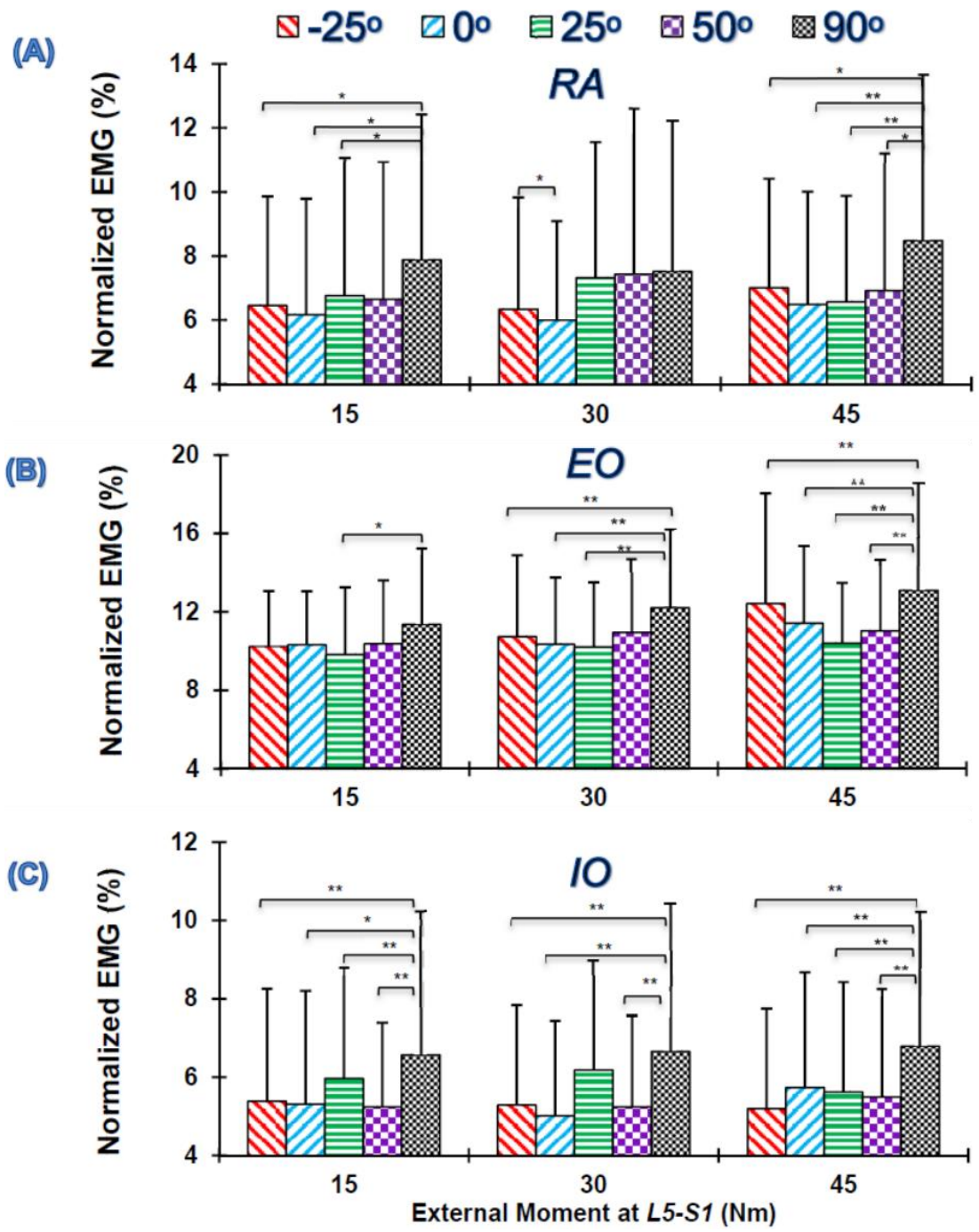


Figure 4.4: Mean and standard deviation of measured normalized abdominal muscle EMG when subjects performed tasks with different orientations and moments at the load height H_2 = 40 cm to the L5-S1, (A) recus abdominus (RA), (B) external oblique (EO) et (C) internal oblique (IO), Significance levels: (*) 0.01< p <0.05 and (**) p <0.01.

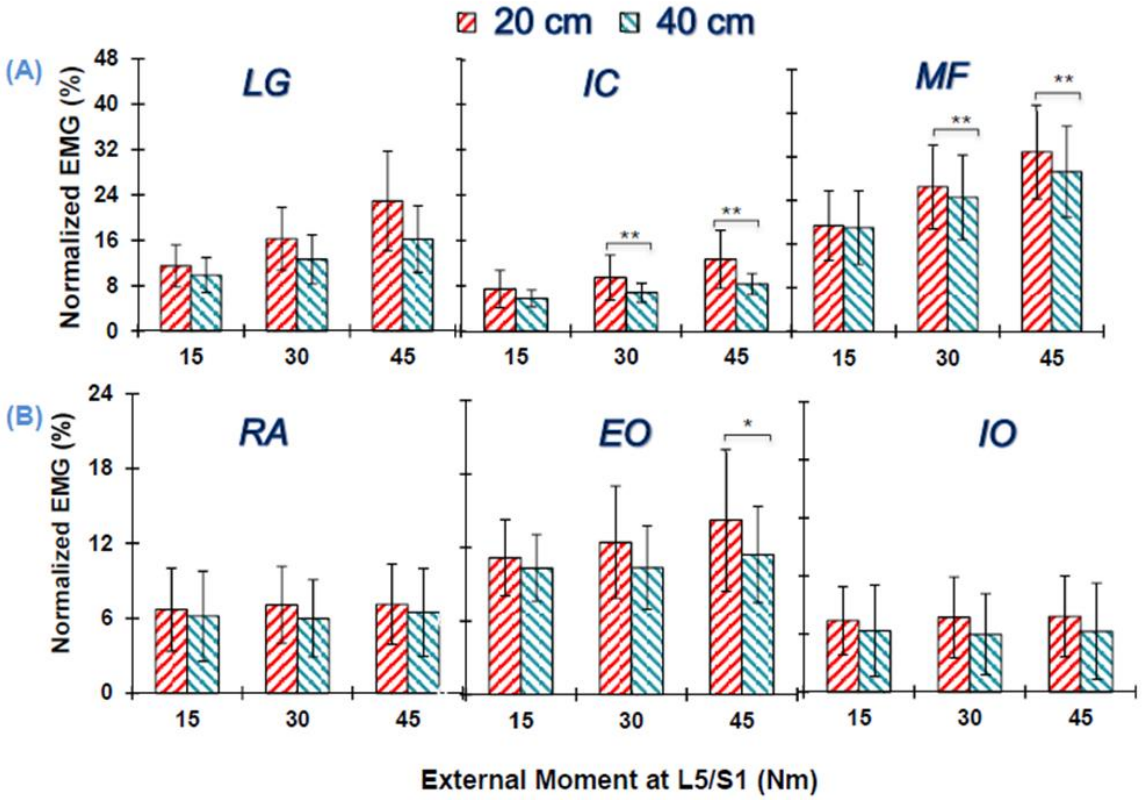


Figure 4.5: Mean and standard deviation of measured normalized trunk muscle EMG when subjects performed tasks with horizontal external loads at two different heights and different external moments at the L5-S1: (A) back muscles, (B) abdominal muscles. Significance levels: (*) 0.01< p <0.05 and (**) p <0.01.

CHAPITRE 5 : ARTICLE 4 – ELEVATION AND ORIENTATION OF EXTERNAL LOADS INFLUENCE TRUNK NEUROMUSCULAR RESPONSE AND SPINAL FORCES DESPITE IDENTICAL MOMENTS AT THE L5-S1

Z. El Ouaaid[1], A. Shirazi-Adl[1], A. Plamondon[2], N. Arjmand[3]

[1] Division of Applied Mechanics, Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique, Montréal, Québec, Canada

[2] Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal, Québec, Canada

[3] Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

Word Counts: Abstract : 250, Text (Intro –Discussion): 3742

Address correspondence to:

A. Shirazi-Adl, Professor, Division of Applied Mechanics, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique, P.O. Box 6079, Station 'centre-ville', Montréal, Québec, Canada H3C 3A7

Email: aboulfazl.shirazi@polymtl.ca

Fax: 514- 340 4176; Tel: 514 – 340 4711 (Ext 4129)

5.1 Abstract

A wide range of loading conditions involving external forces with varying magnitudes, orientations and locations are encountered in daily activities. Here we computed the effect on trunk biomechanics of changes in force location (two levels) and orientation (5 values) in 4 subjects in upright standing while maintaining identical external moment of 15, 30 or 45 Nm at the L5-S1. Driven by measured kinematics and gravity/external loads, the finite element models yielded substantially different trunk neuromuscular response with moderate alterations (up to 24% under 45 Nm moment) in spinal loads as the load orientation varied. Under identical moments, compression and shear forces at the L5-S1 as well as forces in extensor thoracic muscles progressively decreased as orientation of external forces varied from downward gravity (90˚) all the way to upward (-25˚) orientation. In contrast, forces in local lumbar muscles followed reverse trends. Under larger horizontal forces at a lower elevation, lumbar muscles were much more active whereas extensor thoracic muscle forces were greater under smaller forces at a higher elevation. Despite such differences in activity pattern, the spinal forces remained nearly identical (<6% under 45 Nm moment). The published recorded surface EMG data under same load/posture conditions were in better agreement with the force predictions in the muscle group (local or global) at higher activation. Results demonstrate the marked effect of external force orientation and elevation on the trunk neuromuscular response and spinal forces and questions attempts to estimate spinal loads based only on consideration of moments at a spinal level.

Keywords: Spine, Load height, Load orientation, Finite element, Compression, Muscle forces.

5.2 Introduction

In occupational, sportive and recreational activities the human trunk is subject to a wide range of loading conditions with varying magnitudes, orientations and locations. In addition to the ever-present gravity and inertial loads, these could include carrying weights in hands, pushing/pulling objects and controlling/resisting loads and motions. Both loading condition and spinal posture are expected to influence the trunk neuromuscular response, spinal loads and hence the risk of injury and back pain. The effect of changes in spinal posture and loading on the trunk response has extensively been investigated in vivo by the measurement of L4-L5 intradiscal

pressure (Wilke et al, 1999, 2001), instrumented implants (Rohlmann et al, 2013) and muscle electromyography (EMG) activity (Hoozemans et al, 2004; Knapik and Marras, 2009; McGill et al, 1996) as well as by musculoskeletal biomechanical model studies (Arjmand et al, 2006, 2009, 2012; Bazrgari et al, 2008; Cholewicki et al, 1996; El Ouaaid et al., 2009, El-Rich et al, 2004; Merryweather et al, 2009).

The effect of alterations in a loading parameter on the trunk response was systematically considered however only in few studies. In upright standing, Granata and Orishima (2001) altered the height of a weight held in hands at a constant lever arm to the L5-S1 segment and recorded higher muscle coactivities with elevation. This increase in coactivity was also predicted in a model study only when abdominal antagonistic coactivity and hence stability criterion was introduced (El-Ouaaid et al, 2013) that yielded as a result greater spinal compression forces. Kingma et al (2007) measured surface EMG under horizontal anterior loads applied in upright standing posture at the T3, T6 and T9 vertebral levels making identical sagittal moments of 30 Nm or 50 Nm at the L3-L4 level. They reported, under identical external moment, flattening of the lumbar lordosis and increases in EMG with larger loads applied at lower elevations. Subsequent estimation of loads at the L5-S1 by an EMG-driven model found greater compression and shear forces under larger loads (at lower elevations) as well (Kingma et al, 2007). In a recent in vivo study, we measured kinematics and surface EMG activity in subjects at upright standing under loads resisted by hands at two elevations (20 and 40 cm to the L5-S1) and 5 different orientations generating identical moments of 15, 30 or 45 Nm at the L5-S1 level (El Ouaaid et al, 2014, in press). Despite nearly similar trunk postures, changes in elevation and orientation of externally applied forces markedly influenced recorded surface EMGs. Larger EMG were detected under forces at lower elevation and at extreme orientations in gravity direction and in inclined upward pull (oriented 25° to the horizontal plane). Foregoing studies clearly indicate the crucial role of load location/orientation and question attempts to estimate spinal loads solely based on moments generated at a spinal level (McGill et al, 1996). No biomechanical model studies under different pulling force orientations have yet been carried out.

In various occupational activities, human trunk commonly resists/applies forces via hands in different directions and elevations. The earlier in vivo studies have demonstrated the distinct neuromuscular response under these conditions. Due however to the limitations in EMG recording as related to the deeper muscles, large muscles and cross-talk effects in addition to the need to estimate loads on the ligamentous spine, the earlier in vivo studies should be complemented by realistic and accurate musculoskeletal model investigations. In response to this need, here we have carried out the biomechanical simulation of tasks performed in our recent in vivo work (El Ouaaid et al, 2014, in press) to estimate the effect of changes in force elevation and orientation on trunk muscle forces and spinal loads. For this purpose, we used our iterative kinematics-driven model in which measured in vivo spinal kinematics as well as external load and gravity drive personalized models of 4 different subjects among the 12 subjects in our initial in vivo studies. It is hypothesized that the trunk neuromuscular response (activity patterns in local lumbar and global thoracic extensor muscles) and spinal loads alter with changes in external force elevation and orientation despite identical moments at the L5-S1 and nearly similar postures.

5.3 Methods

Earlier experimental studies:

A total of twelve healthy young male university students with no recent history of back pain participated voluntarily after signing an informed consent. Participants had 72.98 ± 3.87 kg weight, 177.67 ± 3.03 cm height and 23.25 ± 1.82 kg/m^2 body mass index (BMI). A triaxial trunk dynamometer (Larivière et al, 2009) was used to record EMG at maximal voluntary contractions (MVC) in a semi-seated position with multiple trials (on each side) in sagittal, lateral bending and axial rotation. Details of MVC trials have been described elsewhere (El Ouaaid et al., 2013b; El Ouaaid et al., 2014, in press). Surface EMG electrodes were positioned bilaterally over trunk muscles: longissimus LG (~3 cm lateral to the midline at the L1), iliocostalis IC (~6 cm lateral to the midline at the L3), multifidus MF (~2 cm lateral to the midline at the L5), rectus abdominus RA (~3 cm lateral to the midline above the umbilicus), external oblique EO (~10 cm lateral to the midline above umbilicus and aligned with muscle fibers) and internal oblique IO (~2 cm below

and 7 cm medial to the anterior superior iliac spine) according to previous guidelines (De Foa et al, 1989; McGill, 1991). In standing posture, subjects performed tasks while resisting posterior-anterior external forces via hands at 5 different orientations, 3 identical moments at the L5-S1 and 2 heights; (1) Force heights: anteriorly-directed horizontal forces were applied into hands at 2 heights of H_1 = 20 cm and H_2 = 40 cm to the L5-S1 disc center to generate a constant moment of 15, 30 or 45 Nm (2) Force orientations: at the H_2 =40 cm height, the orientation of the force vector supported at hands via a cable (Fig. 1B) varied from downward vertical (90°) to downward inclined (50° and 25°), horizontal (0° similar to that at 20 cm height) and finally to upward inclined (-25°) generating a constant moment of 15, 30 or 45 Nm. Magnitude of these forces hence varied despite identical moments at the L5-S1 (see Table 2 for subject 2 at 45 Nm external moment and El Ouaaid et al, 2014, in press). Subjects were instructed to maintain their initial upright posture during the tests.

Trunk kinematics-driven finite element models:

An iterative kinematics-driven nonlinear finite element (FE) model (Arjmand and Shirazi-Adl 2006a-c) (Fig. 1A) along with an optimization algorithm (El Ouaaid et al, 2013a) was employed to calculate trunk muscle forces as well as compression and shear forces at all T12-S1 joints. This sagittaly-symmetric T1-S1 model consists of seven rigid elements to represent T1-T12 (as a single body including neck and head) and L1-S1 (lumbosacral vertebrae) and six deformable beams with nonlinear properties to represent T12-S1 motion segments (disc, facets and ligaments) at different directions (Shirazi-Adl, 1994 and 2006). A sagittaly symmetric musculature with 46 local (inserted into lumbar vertebrae) and 10 global (inserted into the thoracic cage) muscle fascicles was considered (Fig. 1A). More details of the model are available elsewhere (Arjmand and Shirazi-Adl 2006a-c).

To compute biomechanical responses for load conditions at different orientations and heights (Fig. 1B), 4 subjects with upper body height similar to that in our existing FE model (El-Rich et al, 2004) were selected. For each subject, the individualized upper body weight was distributed eccentrically at different spinal levels (Pearsall, 1994) (Fig. 1A). Weights of upper arms, forearms, hands and head/neck were estimated and applied at their mass centers estimated in each case based on our measured kinematics and anthropometric data (de Leva 1996).

***Prescribed kinematics/loads*:** To prescribe the measured personalized trunk postures into the kinematics-driven model, the upright standing posture of each subject was initially obtained by modifying thoracolumbar rotations (at the T12 and S1 levels) (Fig. 1B) from their initial values in the upright configuration (El-Rich et al, 2004) in a manner to match measured spatial positions at the C7 vertebra. Rotations at individual lumbar vertebrae in between T12 and S1 levels were evaluated by partitioning the foregoing differential T12-S1 rotations by 8% at the T12–L1, 14% at the L1–L2, 16% at the L2–L3, 22% at the L3–L4, 25% at the L4–L5 and finally by 15% at the L5–S1 (El Ouaaid et al, 2013b). Prescribed rotations into the model in standing posture under gravity without and with external loads at hands varied (Fig. 1B (without external loads) and Table 1 (with external loads)). Measured hand positions at each load condition and for each subject were used to calculate lever arm of external forces in the sagittal plane and subsequently their vertical and horizontal components (Table 2).

Optimization: The cost function defined as the sum of cubed agonist muscle stresses subtracted by the sum of cubed antagonist muscle stresses (El Ouaaid et al, 2013a) was used to resolve the redundancy at each spinal level. Inequality constraints of unknown muscle forces remaining positive but smaller than the maximum active forces (i.e. 0.6 MPa × PCSA where PCSA is the physiological cross-sectional area) were also considered. In standing posture, the passive component of muscle forces was neglected due to negligible changes in muscle lengths. At each iteration, estimated muscle forces were fed back as updated external loads onto the FE model at the vertebral level to which they were attached and analysis was repeated till convergence. Equations used are listed as follows:

Cost function: $\min \left[\sum (F_{i,k} / PCSA_{i,k})^3 - \sum (F_{j,k} / PCSA_{j,k})^3\right]$ (1)

$\sum r_{i,k} \times F_{i,k} + \sum r_{j,k} \times F_{j,k} = M_{req,k}$ (Equilibrium equations at all levels) (2)

$\sum r_{j,T12} \times F_{j,T12} = M_{abd}$ (Constraint to calculate global antagonist muscle forces at the *T12*) (3)

$0 \leq F_{i,k} \leq 0.6 \times PCSA_{i,k}$ (Inequality equations at all levels) (4)

where indices i, j and k denote agonist extensor muscles, antagonist abdominal muscles and thoracolumbar levels (L5 to T12); $F_{i,k}$ and $F_{j,k}$ are agonist and antagonist muscle forces at level k; $r_{i,k}$ and $r_{j,k}$ are agonist and antagonist muscle lever arms at level k. The $PCSA_{i,k}$ denote muscle physiological cross-sectional areas. $M_{req,k}$ are the required moments due to prescribed rotations in the FE model to be generated by muscles at each spinal level k. M_{abd} (Eq. 3) is the a-priori assumed level of antagonist moment to produce coactivity (Table 1) in accordance with EMG data (El Ouaaid et al, 2014, in press). Our previous study indicated that the EMG data in abdominal muscles showed no significant effect due to increases in external moment from 15 Nm to 30 Nm and further to 45 Nm but increased under the load orientation in gravity direction at 90° and as the horizontal load elevation decreased to 20 cm (El Ouaaid et al, 2014, in press). Abdominal antagonistic activity was hence accordingly generated in the model via a prescribed abdominal moment of 10 Nm in all cases except under the external load at 90° and when the horizontal load applied at 20 cm height where 13 Nm was considered. Nonlinear structural FE analyses were carried out by ABAQUS (Simulia Inc., Providence, RI, USA) while the optimization procedure was analytically solved using an in-house program based on the Lagrange Multipliers Method.

5.4 Results

Results are presented for each of 4 subjects separately to demonstrate the subtle inter-subject variability. Driven by measured kinematics (Table 1 under 45 Nm) and gravity/external loads (Table 2), the FE models yielded substantially different muscle activation levels (Figs 2-5) with moderate alterations (up to 24% under 45 Nm moment) in spinal loads (Fig. 6) as the load orientation and elevation varied. In all subjects and under constant moments at the L5-S1, compression and shear forces at the L5-S1 as well as forces in global muscles (thoracic LG and IC) progressively decreased as orientation of external forces varied from downward gravity (90˚) all the way to upward (-25˚) orientation. In contrast and at the same time, forces in local lumbar muscles (i.e., LG inserted into the L1 and mean of IC inserted into L1-L3 and MF inserted into L1-L5 vertebrae) followed reverse trends (Figs 2-5).

Under horizontal forces generating identical flexion moments at the L5-S1, global thoracic muscle forces at the T12 substantially decreased but local lumbar muscle forces increased in all subjects as the load elevation decreased from 40 cm to 20 cm. At the same time

and despite significant changes in global and local muscle forces, little alterations (<6%) were found in predicted compression and shear forces at the L5-S1 (Fig. 6 and Table 2).

The FE results demonstrated, as expected, that muscle forces (not shown) and spinal loads (Fig. 7 for subject 1) increased for all force orientations and elevations as the moment at the L5-S1 changed from 15 Nm to 30 Nm and finally to 45 Nm. At the L5-S1 and as the force orientation changes, compression and shear force components are due primarily to local lumbar muscle forces under -25° upward force whereas to global thoracic extensor muscle forces at the opposite force orientation at 90° (Table 2). Under varying load elevation, the compression and shear forces at the L5-S1 were affected primarily by substantially larger lumbar muscle forces at 20 cm load elevation whereas by much larger global extensor muscle forces at 40 cm load elevation (Table 2).

The estimated antagonistic abdominal activity levels were nearly the same in all subjects and cases under prescribed 10 Nm abdominal moment (Table 1). These values proportionally increased at 20 cm force elevation and at 90° force orientation when the abdominal moment of 13 Nm was considered. Under 10 Nm abdominal moment, IO muscle underwent the greatest activity (4%) followed by RA (3.1%) and finally EO (1.8%).

5.5 Discussion

Driven by personalised measured kinematics, gravity and external loads, the trunk neuromuscular response and spinal internal loads were predicted in 4 subjects performing symmetric static tasks in upright standing posture as external load elevation and orientation varied while maintaining identical external moments at the L5-S1. In accordance with an earlier in vivo study (El Ouaaid et al, 2014, in press), 5 orientations , 2 heights and 3 external moment levels were considered in this study. In support of our hypotheses, the computed results clearly showed that the muscle force magnitudes in local (lumbar) and global (thoracic) extensor muscles substantially altered as load elevation and orientation changed despite constant external moments at the L5-S1. The resulting compression and shear forces at the L5-S1 were slightly (<6% under 45 Nm with force elevation) to moderately (<24% under 45 Nm with force orientation) altered.

Based on our earlier in vivo study (El Ouaaid et al, 2014), 4 subjects out of 12 were modeled due to their upper body height being similar to that in the FE model. In accordance with instructions, measurements also indicated insignificant changes in trunk kinematics (torso and pelvic rotations) among subjects as external load elevation, orientation and magnitude varied. In the current study, individual recorded changes in kinematics, even though relatively small, were used to drive the model of each subject (Table 1, Fig. 1B). The gravity loads and external forces were also individualized for each subject. Under the horizontal load elevation of 20 cm and the load orientation in gravity direction, approximately 17% larger mean EMG activity was recorded in abdominal muscles (El Ouaaid et al, 2014). To take this increase in antagonistic coactivity into account in our FE model, 13 Nm was applied as abdominal moment (El Ouaaid et al., 2013a) at these cases under 90˚ load orientations and under 20 cm elevation (Table 1). For all other cases, 10 Nm was considered to simulate antagonistic abdominal coactivity.

Effect of external moment: The computed extensor (local and global) muscle forces as well as compression and shear forces at the L5-S1 (Fig. 7) in all cases (force elevations and orientations) increased monotonically as the net external moment at the L5-S1 increased from 15 Nm to 30 Nm and finally to 45 Nm. This trend agrees with our own earlier EMG data under similar conditions (El Ouaaid et al, 2014, in press) as well as measured EMG and computed spinal loads reported elsewhere (Kingma et al, 2007). Our earlier work, however, showed no significant increases in EMG of IO and RA as moment varied. For this reason, we assumed identical antagonistic abdominal coactivity level (via abdominal moment, Eq. 3) irrespective of the net external moment considered.

Effect of force elevation: To generate the same external moment at the L5-S1, the magnitude of external horizontal force nearly halved when the elevation increased from 20 cm to 40 cm (Table 2). Under identical external moment at the L5-S1, thoracic (global) extensor muscle forces substantially increased whereas forces in lumbar (local) extensor muscles markedly diminished as the load elevation increased from 20 cm to 40 cm suggesting a clear transfer of activity from local lumbar muscles to global extensor muscles at higher force elevations. This increase in

global muscle forces occurs despite smaller prescribed abdominal coactivity at the higher external force elevation considered in accordance with earlier measurements. Despite such large changes and much larger (nearly double) horizontal force magnitude at lower elevation, internal compression and shear forces at the L5-S1 remained nearly identical (up to 6% changes at 45 Nm, Fig. 6). The EMG-assisted model of Kingma et al (2007) however predicted lower forces in all trunk muscles and a moderate reduction in both compression and shear forces under smaller horizontal loads at higher elevations.

The fact that shear forces remained unchanged despite larger anterior external force when applied at a lower elevation is clearly due to the CNS strategy to activate lumbar muscles instead of thoracic ones (Table 2). In subject 4 and at the L5-S1, for example under 45 Nm moment, large forces of 1008 N in local lumbar muscles at 20 cm elevation causes only a 206 N increase in anterior shear which is comparatively much smaller than 371 N generated by even smaller forces in global thoracic muscles (827 N) at 40 cm elevation. In this manner and despite larger horizontal anterior force at 20 cm, shear force at the L5-S1 remains nearly identical irrespective of force elevation. The L5-S1 compression force is mainly affected by large lumbar muscle forces at 20 cm elevation and also by large thoracic muscle forces at 40 cm force elevation that are required to counterbalance the moment at the T12 level. Our recorded normalized EMG data via superficial electrodes at lumbar L1-L5 levels (El Ouaaid et al, 2014) agree with current computed forces in lumbar muscle forces (Figs 2-5). This would suggest that, in accordance with Kingma et al (2007), skin electrodes at lower back could better represent EMG in active lumbar muscles than in global thoracic muscles.

Effect of force orientation: The magnitude of applied force decreased from the gravity direction (90°) and upward inclined (-25°) to horizontal (0°) and finally to downward inclined orientations (Table 2). Global thoracic extensor muscle forces reached their maximum at 90˚ orientation and dropped thereafter to their minimum at -25˚ orientation (Figs 2-5). Forces in local lumbar muscles however followed an opposite trend with the maximum at -25° orientation and least or nearly no forces at 90° orientation. This highlights the primary role of global thoracic muscles under external forces in gravity direction whereas the importance of local lumbar muscle forces under upward and horizontal loads. The L5-S1 compression and shear forces were always

maximum at 90° force orientation whereas minimum at -25° orientation. Under 45 Nm moment, these forces dropped by 22-24% and 12-17%, respectively, as the orientation altered from 90˚ to -25˚ (Fig. 6). The lowest compression and shear forces were computed under the upward inclined force due to the tensile axial component and lower moment at the T12 of the external force (Table 2).

The recorded superficial EMGs at L1 and L3 lumbar levels (El Ouaaid et al, 2014, in press) agreed in trend overall with the muscle group at higher force level; with thoracic muscles under 90° orientation whereas with lumbar muscles at upward -25° (Figs 2-5). This agrees with negligible forces in lumbar muscles at 90° orientation and relatively lower forces in thoracic muscles at -25°. It appears hence that the surface electrodes pick the activity of underlying global as well as local muscles and are affected mostly by the muscle group with greater activity. This also agrees with our findings as load elevation altered.

Model limitations: For more details, one may refer to earlier works (Arjmand and Shirazi-Adl 2005; Arjmand et al. 2008a). In brief, in upright standing posture with small lumbar rotations and symmetric task, the lines of action of trunk muscles were assumed linear attaching pelvis to vertebrae or thorax. The latissimus dorsi, lumbodorsal fascia and intersegmental muscles, transverse abdominis (TA) and intra-abdominal pressure (IAP) were neglected. Latissimus dorsi produces trunk extensor moment via the lumbodorsal fascia; a contribution suggested as not being sizable during lifting tasks (McGill and Norman 1988; Bogduk et al. 1998; Gatton et al. 2010). Abdominal muscles (RA, EO and IO) were each modeled by a single fascicle on each side (Davis and Mirka 2000; Arjmand et al. 2008b). The abdominal activity was generated in this work via prescribed abdominal moment chosen in accordance with measured abdominal EMG activity in various cases (El Ouaaid et al, 2014, in press). This avoids the explicit introduction of stability criterion into optimization.

In summary, there was a substantial difference between activity in global thoracic and local lumbar muscles as force elevation and orientation altered. Under larger horizontal forces at lower elevations, local lumbar muscles are much more active whereas global thoracic muscle forces are greater under smaller forces at higher elevations. Despite this difference in activity pattern, the spinal compression and shear forces remain nearly identical. As the force orientation

changes, thoracic global muscles show much greater activity under forces in gravity direction whereas lumbar muscle forces increase as force orientation alters to become horizontal or upward. The spinal forces are greater under forces in gravity orientation. The recorded EMG data in our earlier study under same load/posture conditions is in better agreement with the force predictions in the muscle group (local or global) at higher activation. These results demonstrate the marked effect of force elevation and orientation in occupational tasks on the trunk neuromuscular response and to some extent on the spinal forces and questions attempts to estimate spinal loads based only on consideration of moments at a spinal level.

ACKNOWLEDGEMENTS: This work was supported by grants from the Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) and the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC).

Conflict of interest: None to declare.

5.6 References

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., 2005. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine 30: 2637–2648.

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

Arjmand N., Shirazi-Adl A., 2006a. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. Eur Spine J. 15: 1265–1275.

Arjmand N., Shirazi-Adl A. 2006b. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. J Biomech. 39: 510–521.

Arjmand N, Shirazi-Adl A., 2006c. Sensitivity of kinematicsbased model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. Med Eng Phys. 28: 504–514.

Arjmand N., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., 2008a. Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. Clin Biomech 23: 969–978.

Arjmand N., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., 2008b. Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 11: 291–299.

Arjmand N., Gagnon D., Plamondon A., Shirazi-Adl A., Larivière, C., 2009. Comparison of muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models of the human trunk. Clin.Biomech.24, 533–541.

Arjmand N., Plamondon A., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., Larivière C., 2012. Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. Clin.Biomech.27, 537–544.

Bazrgari B., Shirazi-Adl A., Trottier M., Mathieu P., 2008. Computation of trunk equilibrium and stability in free flexion–extension movements at different velocities. Journal of Biomechanics 41: 412–421.

Bogduk N., Johnson G., Spalding D., 1998. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. Clin Biomech. 13: 377–385.

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

Davis JR, Mirka GA. 2000. Transverse-contour modeling of trunk muscle-distributed forces and spinal loads during lifting and twisting. Spine. 25:180–189.

De Foa, J.L., Forrest, W., Biedermann, H.J., 1989. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. J Anat. 163, 243-7.

de Leva P. 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech. 29:1223–1230.

El Ouaaid Z, Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. A novel approach to evaluate abdominal coactivities for optimal spinal stability and compression force in lifting. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2009; 12(6):735–745.

El Ouaaid Z, Shirazi-Adl A, Arjmand N, 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., Larivière C., 2013b. Trunk Strength, Muscle Activity and Spinal Loads in Maximum Isometric Flexion and Extension Exertions: a Combined In vivo-Computational Study. J Biomech, 46: 2228–2235

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl1 A., Plamondon A., 2014. Effect of Changes in Orientation and Position of External Loads on Trunk Muscle Activity and Kinematics in Upright Standing. J Electromyography and Kinesiology, in press.

El-Rich M, Shirazi-Adl A, Arjmand N. 2004. Muscle activity, internal loads and stability of the human spine in standing postures: combined model-in vivo studies. Spine. 29: 2633–2642.

Gatton ML, Pearcy M.J., Pettet G.J., Evans J.H. 2010. A three-dimensional mathematical model of the thoracolumbar fascia and an estimate of its biomechanical effect. J Biomechanics, 43: 2792-2797.

Granata KP and Orishimo KF 2001. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. J Biomech 34:1117–1123.

Hoozemans, Marco JM, Kuijer, P Paul FM, Kingma, Idsart, van Dieën, Jaap H., de Vries, Wiebe HK, van der Woude, Luc HV, Dirk, Jan Veeger H. E. J., van der Beek, Allard J. and Frings-Dresen, Monique HW, 2004. Mechanical loading of the low back and shoulders during pushing and pulling activities, Ergonomics, 47:1–18.

Kingma I., Staudenmann D., van Dieën J.H., 2007. Trunk muscle activation and associated lumbar spine joint shear forces under different levels of external forward force applied to the trunk. Journal of Electromyography and Kinesiology, 17, 14–24.

Knapik, Gregory G. and Marras, William S., 2009, Spine loading at different lumbar levels during pushing and pulling. Ergonomics, 52:60 –70.

Larivière C, Gagnon D, Genest K., 2009. Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. Journal of Biomechanics 42(10):1498–1505.

McGill, S.M., 1988. Potential of lumbodorsal fascia forces to generate back extension moments during squat lifts. J Biomed Eng, 10, 312–318.

McGill SM. Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. Spine 1991; 16(7): 809–815.

McGill S, Juker D, Kropf P. 1996. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. Journal of Biomechanics. 29(11):1503–7.

Merryweather AS, Loertscher MC, Bloswick DS. A revised back compressive force estimation model for ergonomic evaluation of lifting tasks. Work 2009; 34(3):263-272.

Pearsall DJ. 1994. Segmental inertial properties of the human trunk as determined from computer tomography and magnetic resonance imagery. PhD thesis, Queen's University, Kingston, Ontario.

Rohlmann A., Zander T., Graichen, F., Bergmann, G., 2013. Lifting up and laying down a weight causes high spinal loads. J Biomech, 46:511-514.

Shirazi-Adl A., 1994. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. Spine, 19(21): 2407-2414.

Shirazi-Adl A. 2006. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. J Biomech, 39: 267–275.

Wilke, HJ., P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, and L. Claes. 2001. "Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models." *Clinical Biomechanics* 16: 111-126.

Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. 1999. Spine 24: 755-762.

Tableau 5.1: Prescribed rotations into FE model at different lumbar levels for 4 subjects under 45 Nm external moments at the L5-S1 at different load conditions (Fig. 1B) (load heights, load orientations and abdominal coactivity M_{abd}). Positive values indicate extension rotation.

			Prescribed total rotations at different vertebral levels (deg)				
Orientation (deg)	**Height (cm)**	**M_{abd} (Nm)**	**Vertebrae**	**Subject 1**	**Subject 2**	**Subject 3**	**Subject 4**
0	**20**	**13**	**T12**	-9.93	-6.17	-5.08	-5.92
			L1	-5.47	-1.65	-0.62	-1.43
			L2	-1.23	2.67	3.61	2.84
			L3	1.33	5.34	6.17	5.44
			L4	1.13	5.28	5.96	5.30
			L5	2.56	6.88	7.38	6.81
			S1	5.70	10.12	10.52	9.99
-25	**40**	**10**	**T12**	-9.01	-6.44	-4.47	-6.65
			L1	-4.49	-1.90	-0.03	-2.14
			L2	-0.17	2.47	4.15	2.18
			L3	2.49	5.19	6.65	4.84
			L4	2.43	5.21	6.37	4.76
			L5	4.02	6.90	7.71	6.35
			S1	7.26	10.19	10.80	9.58
0	**40**	**10**	**T12**	-7.76	-6.24	-3.56	-7.69
			L1	-3.29	-1.71	0.80	-3.06
			L2	0.94	2.63	4.86	1.47
			L3	3.50	5.32	7.21	4.36
			L4	3.29	5.29	6.73	4.62
			L5	4.72	6.92	7.84	6.58
			S1	7.86	10.18	10.79	10.03
25	**40**	**10**	**T12**	-7.93	-6.45	-3.91	-6.82
			L1	-3.42	-1.90	0.46	-2.25
			L2	0.89	2.49	4.54	2.17
			L3	3.55	5.23	6.92	4.94
			L4	3.48	5.28	6.47	5.03
			L5	5.06	7.00	7.62	6.79
			S1	8.29	10.31	10.59	10.13
50	**40**	**10**	**T12**	-7.30	-6.09	-3.55	-7.93
			L1	-2.87	-1.57	0.86	-3.28
			L2	1.30	2.75	5.01	1.27
			L3	3.79	5.42	7.46	4.19
			L4	3.49	5.36	7.12	4.49
			L5	4.82	6.96	8.40	6.50
			S1	7.89	10.19	11.44	9.98
90	**40**	**13**	**T12**	-8.27	-5.98	-4.09	-6.62
			L1	-3.87	-1.48	0.28	-2.15
			L2	0.26	2.82	4.35	2.09
			L3	2.70	5.45	6.72	4.66
			L4	2.33	5.34	6.26	4.47
			L5	3.58	6.89	7.40	5.92
			S1	6.60	10.10	10.37	9.07

Tableau 5.2: Local axial compression and posterior-anterior shear force components acting at the L5–S1 disc mid-plane under 45 Nm moment listed separately due to external force (El Ouaaid et al, 2014), local lumbar muscle forces, global thoracic extensor (ext) and abdominal muscle forces and gravity in the deformed upright standing posture for different load orientations and heights in Subject 2. Results for other subjects 1, 3 and 4 that are not listed here follow nearly identical trends.

Load height to the L5-S1	**40 cm**					**20 cm**
Load orientation	**-25°**	**0°**	**25°**	**50°**	**90°**	**0°**
Compression – External force (N)	124.5	31.7	-14.6	-55.5	-163.0	69.2
Shear – External force (N)	141.8	108.3	94.1	83.1	48.0	235.7
Total external force (N)	**188.7**	**112.9**	**95.2**	**99.9**	**170.0**	**245.6**
Compression – Lumbar muscle forces (N)	-939.3	-721.0	-617.4	-525.2	-280.4	-1134.9
Shear – Lumbar muscle forces (N	204.8	140.5	111.5	84.1	5.8	248.6
Total lumbar muscle forces (N)	**961.4**	**734.5**	**627.4**	**531.8**	**280.4**	**1161.8**
Compression – Thoracic ext muscle forces (N)	-442.7	-681.0	-802.9	-864.0	-1154.5	-220.0
Shear – Thoracic ext muscle forces (N)	228.4	354.0	413.9	451.1	606.8	114.6
Total thoracic ext muscle forces (N)	**498.1**	**767.5**	**903.3**	**974.6**	**1304.2**	**248.0**
Compression – Abdominal muscle forces (N)	-107.5	-107.4	-107.4	-107.4	-139.4	-139.7
Shear – Abdominal muscle forces (N)	29.1	29.4	28.9	29.6	38.6	38.5
Total abdominal muscle forces (N)	**111.4**	**111.3**	**111.2**	**111.4**	**144.6**	**144.9**
Compression – Gravity force (N)	-336.3	-336.3	-336.5	-336.3	-336.1	-336.2
Shear – Gravity force (N)	98.2	98.4	97.7	98.3	99.0	98.7
Total gravity force (N)	**350.4**	**350.3**	**350.4**	**350.4**	**350.4**	**350.4**
Total local compression force (N)	**-1701.3**	**-1813.9**	**-1878.7**	**-1888.2**	**-2073.4**	**-1761.6**
Total local shear force (N)	**702.3**	**730.6**	**746.0**	**746.1**	**798.3**	**736.1**

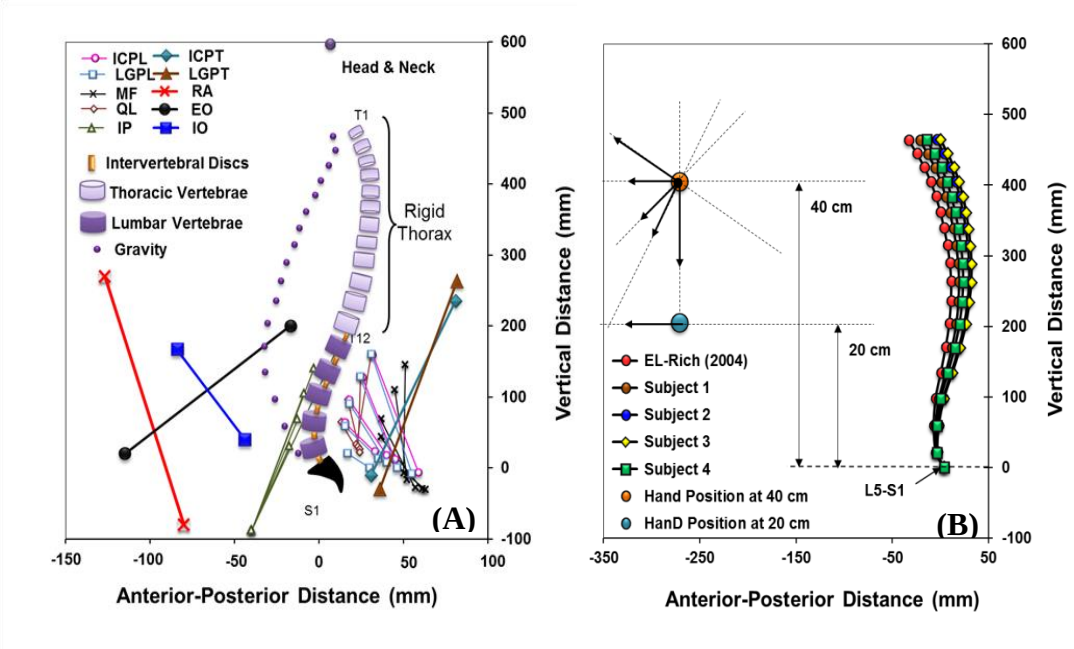


Figure 5.1: (A): The FE model involving global and local musculatures in the sagittal plane XZ (only fascicles on one side are presented) in upright standing posture at initial configuration before application of gravity loads (axes are not to the same scale). Six inter-vertebral beam elements (shown as discs) represent the stiffness of various motion segments. Global muscles: ICPT, iliocostalis lumborum pars thoracic; LGPT, longissimus thoracis pars thoracic; IO, internal oblique; EO, external oblique and RA, rectus abdominus. Local muscles: ICPL, iliocostalis lumborum pars lumborum; LGPL, longissimus thoracis pars lumborum; MF, multifidus; QL, quadratus lumborum and IP, iliopsoas (Bogduk et al. 1992; Stokes and Gardner-Morse 1999). Mass centres of the head and neck as well as trunk itself are also depicted. (B) Initial upright standing posture of four subjects before performing symmetric tasks at 5 orientations, 2 elevations and 3 net moments.

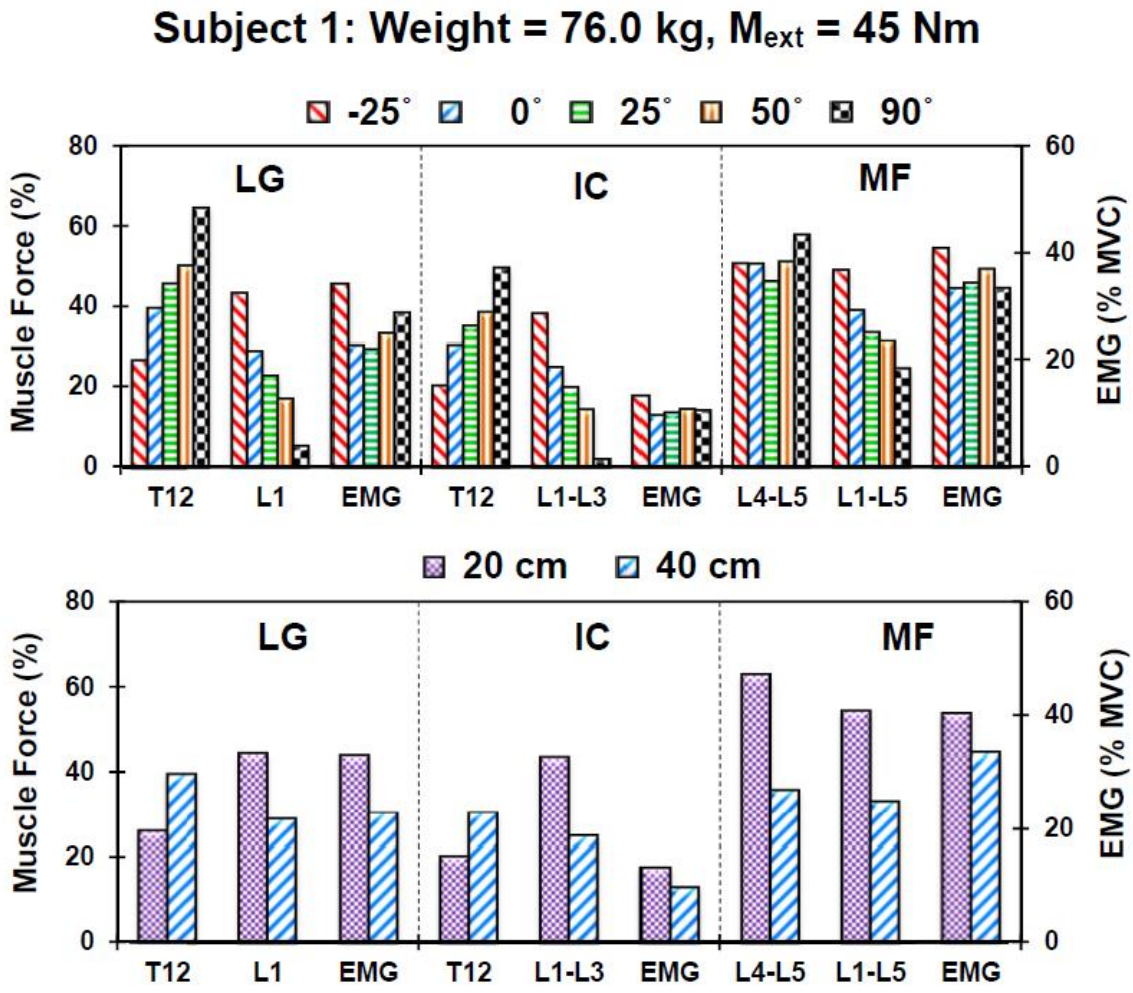


Figure 5.2: Normalized muscle forces and EMGs in subject 1 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5.

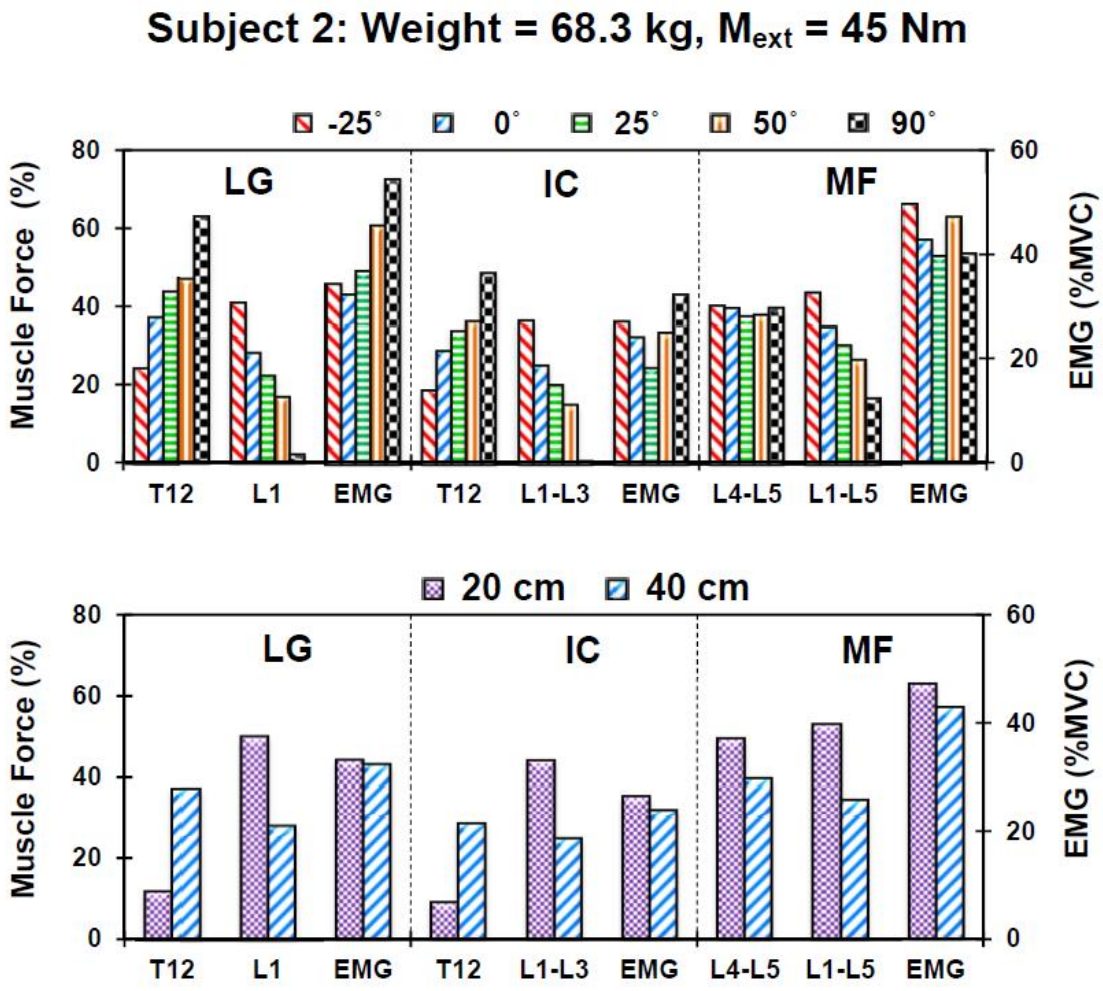


Figure 5.3: Normalized muscle forces and EMGs in subject 2 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5.

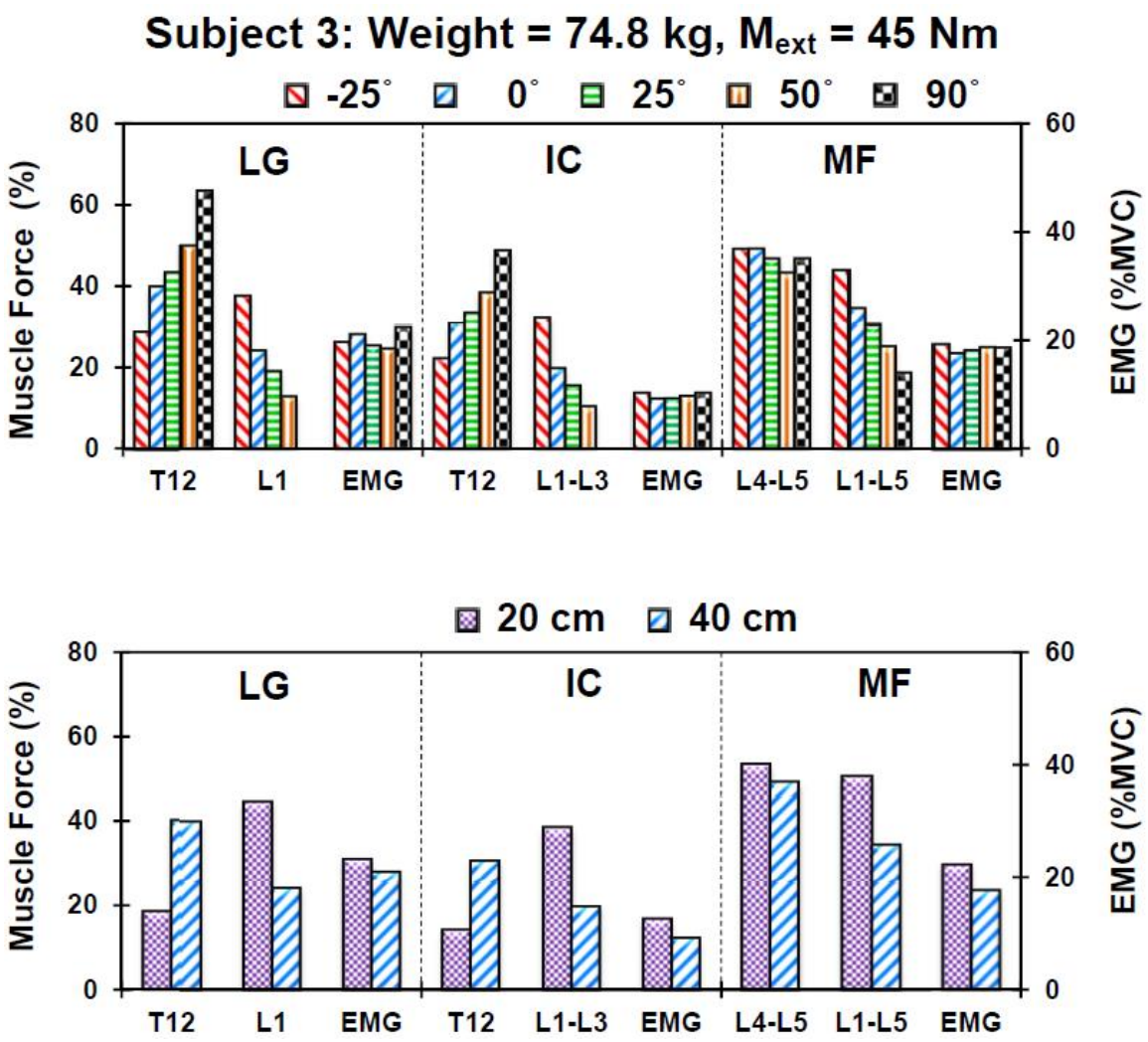


Figure 5.4: Normalized muscle forces and EMGs in subject 3 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5.

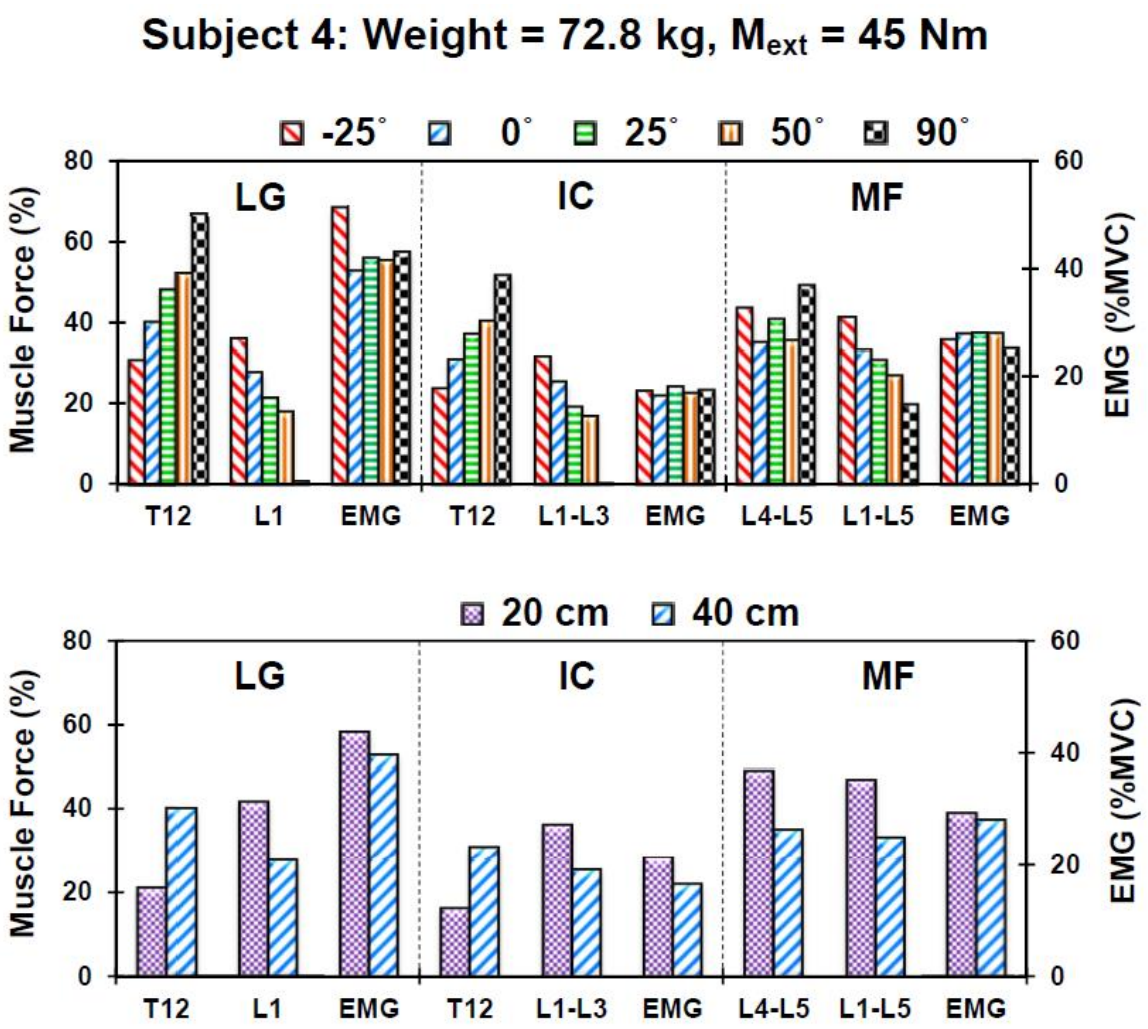


Figure 5.5: Normalized muscle forces and EMGs in subject 4 at different load orientations and elevations. Forces in global muscles attached at the torso, T12, and in local muscles attached into L1, L1-L3 (mean) and L1-L5 (mean) vertebrae are presented. EMGs of LG, IC and MF were collected at the lumbar region at the L1, L3 and L5.

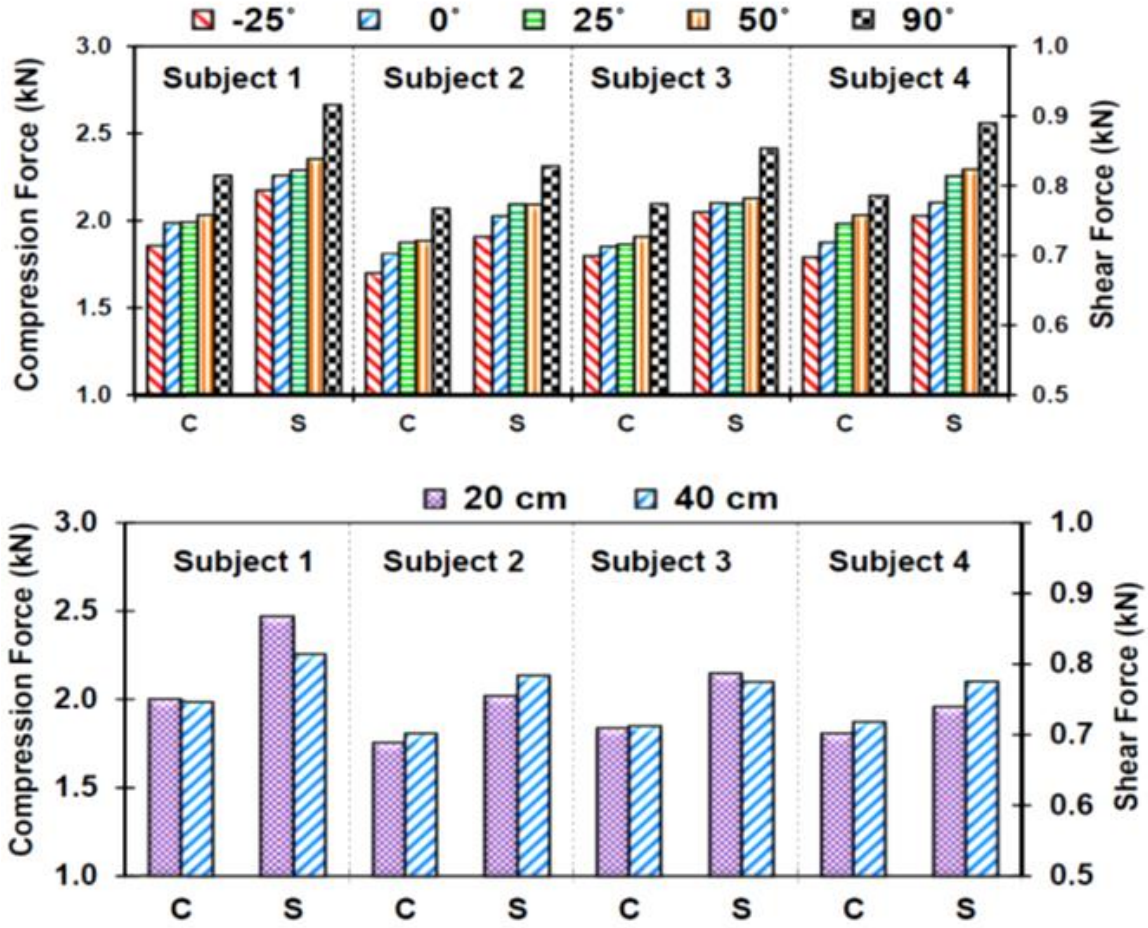


Figure 5.6: Calculated compression (C) and shear (S) forces in four subjects at different force orientations and elevations under 45 Nm net moment at the L5-S1.

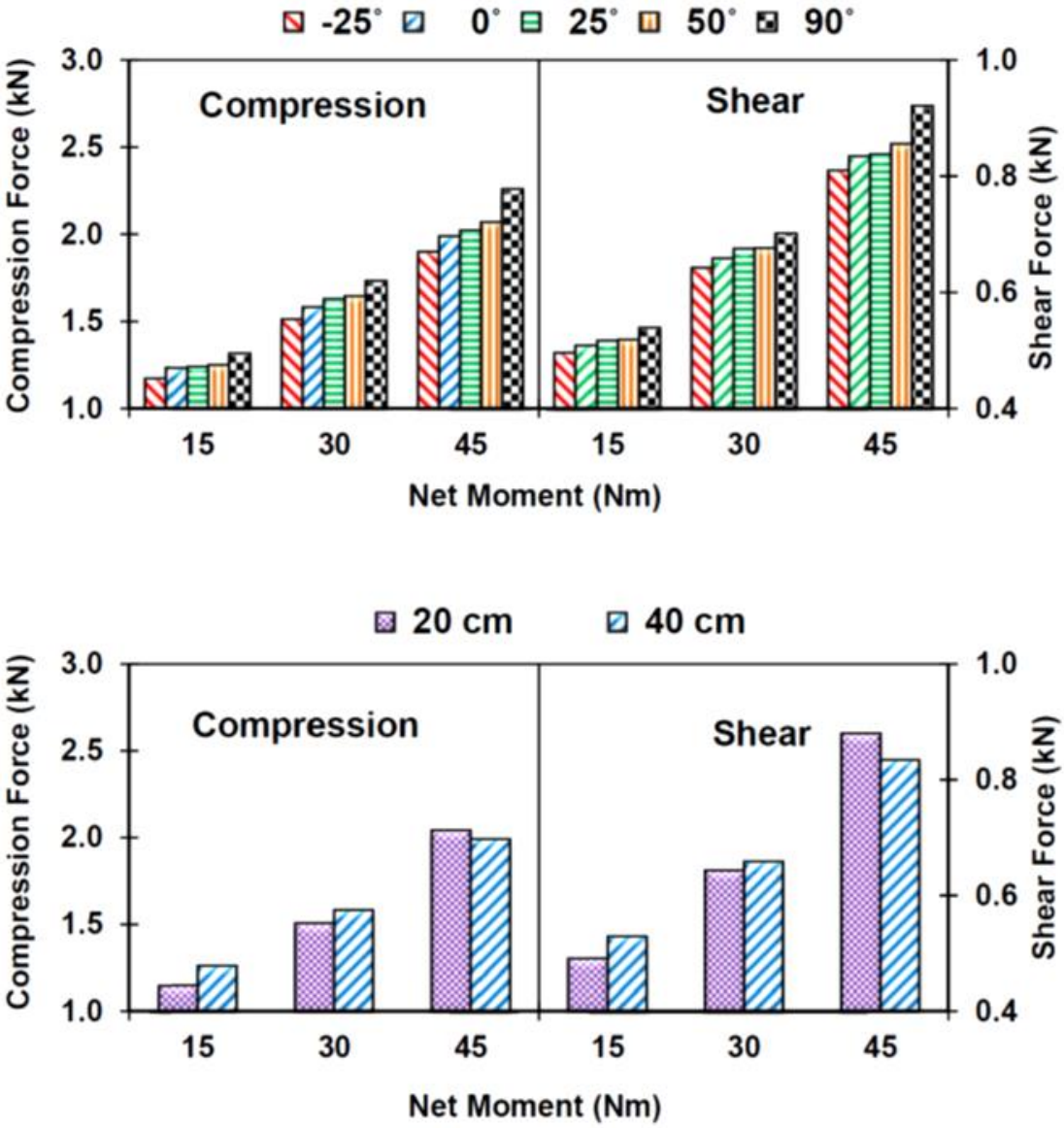


Figure 5.7: Calculated compression and shear forces at L5-S1 in subject 1 at different net moments by same load orientations and load elevations.

CHAPITRE 6 : DISCUSION GÉNÉRALE

Ce projet est divisé en quatre parties afin d'évaluer l'influence de la modification de la grandeur, de la hauteur et de l'orientation des forces externes sur l'activité des muscles du tronc et les charges internes de la colonne vertébrale lorsque le moment net externe demeure identique au niveau *L5-S1*. En premier lieu, une étude expérimentale d'électromyographie (*EMG*) a été effectuée pour vérifier, si l'activité d'*EMG* des muscles change uniquement avec la grandeur de la charge externe ou dépendent aussi d'autre paramètres, telle que l'orientation et la hauteur. En second lieu, une étude de modélisation portant sur la variation des forces musculaires et celle des charges internes de la colonne vertébrale, a été réalisée à l'aide d'un modèle d'éléments finis basé sur la cinématique soumis aux mêmes conditions de chargement que celles du volet expérimental (différentes orientations, hauteurs et amplitudes) dans le but d'améliorer la prédictions des forces de compression et de cisaillements lors des tâches de manutention et de mieux comprendre le rôle des charges externes sur les lésions au dos.

La première partie consistait à utiliser une fonction objective couplée qui considère à la fois les forces des muscles agonistes et antagonistes comme des variables inconnus. En ajoutant une nouvelle contrainte qui fixe la somme des moments des muscles antagonistes dans le but d'éviter les solution triviales (solutions des valeurs nulles), cette fonction objective a été combinée avec un modèle d'éléments finis basé sur la cinématique pour estimer toutes les forces musculaires et également pour étudier l'effet de chaque muscle antagoniste sur la compression spinale et la stabilité de la colonne vertébrale. La deuxième partie de cette recherche, consistait en une étude dynamométrique portant sur les contractions maximales volontaires (*MVC*) en extension et flexion pour vérifier si le modèle d'éléments finis basé sur la cinématique, représentait un outil biomécanique fiable et capable de parvenir aux mêmes résultats que l'étude in vivo. Les deux dernières parties de cette recherche consistent d'une part, à examiner l'influence de l'orientation et la hauteur sur l'activité d'EMG et sur la cinématique du sujet et, d'autre part sur les forces musculaires et les forces spinales en utilisant le modèle d'éléments finis.

6.1 Volet expérimental

6.1.1 Cueillette des données

Après avoir reçu la certification d'acceptation du comité d'éthique de l'École Polytechnique de Montréal (N/Réf : Dossier CÉR-10/11-03, figure A.1), un banc de mesure (figure A.2) a été construit en vue d'appliquer des forces externes dans différentes directions et hauteurs à la condition que les moments externes appliqués à L5-S1 soient plus proches des moments de la littérature (Kingma et coll., 2007). Les valeurs des moments choisis étaient 15, 30 et 45 Nm. Le banc de mesure était constitué d'un poteau rigide avec une barre d'ajustement, d'un gabarit coulissant, d'une poulie et d'un câble pour maintenir les charges externes. Le gabarit coulissant avec la barre d'ajustement a permis de déterminer l'orientation et la hauteur de la charge externe tandis que la poulie et le câble ont permis de transmettre la force en question. L'effet d'interaction (frottement) entre la poulie et le câble a été considéré comme négligeable (Figure. A.3). Ensuite, un sujet de notre groupe a participé au test-pilote pour optimiser les conditions de chargement et la durée de la séance expérimentale. L'analyse des résultats de ce test a montré que le choix des moments externes était raisonnable et l'orientation des forces possibles s'étendait de 90˚ (d'une force verticale dirigée vers le bas) à -25˚ (d'une force diagonale dirigée vers le haut) (Figure A.4). Un support a été ajouté pour éviter tout mouvement du bassin et un repère a été placé au niveau des mains pour conserver le moment externe à *L5-S1* inchangé (Figure A.2). En raison de la durée de ce test, qui atteignait 5 heures au lieu de 3 (durée raisonnable pour éviter l'effet de la fatigue sur le sujet), les variables de cette expérience ont été restreintes et définies comme suit, trois niveaux de moment externe à *L5-S1* (15, 30 et 45 Nm), cinq orientations (90, 50, 25, 0 et -25˚) des forces externes appliquées à une hauteur H_2 de 40 cm au-dessus de *L5-S1* et à une autre hauteur H_1 de 20 cm au-dessus de *L5-S1* assignée seulement à des forces horizontales. De ce fait, le nouveau nombre de conditions atteignait dix-huit tâches (3 Moments × 5 orientations × 1 H_2 + 3 M × 1 H_1 = 18 tâches). Chaque tâche était répétée à deux reprises. La première répétition a permis au sujet de se familiariser avec les conditions de chargement tandis que la deuxième était réservée aux analyses statistiques et à celles des éléments finis. Afin de favoriser un bon déroulement du test expérimental, on a demandé au sujet de suivre les consignes suivantes : pousser le bassin contre le support, regarder un point sur le poteau afin d'empêcher tout autre mouvement du corps, ne pas fléchir la tête, ne pas bouger ni les

mains ni les pieds et finalement ne pas toucher les repères fixés autour de lui. Au début de chaque tâche, il était toujours nécessaire de déterminer la force externe et, par la suite, le poids que le sujet devait tirer via le câble afin de générer le moment externe en question. Pour ce faire, la position de *L5-S1* a été déterminée au moyen des données expérimentales tirées de la littérature (Snyder et coll. 1972) et le bras de levier de chaque force externe par rapport à *L5-S1*, a été calculé en fonction de l'orientation, de la hauteur du câble et des coordonnées des deux points sur ce dernier obtenus par le pointeur (Figure A.5 et A.6). La durée de chaque tâche a été de 10 s suivie d'une période de repos d'une minute.

Après le test-pilote et l'amélioration apportée au protocole expérimental, douze sujets ont été sélectionnés pour participer aux séances expérimentales de trois heures au laboratoire de biomécanique de l'IRSST (Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail). Les sujets choisis avaient presque tous le même poids (une variation de ± 5 kg) pour minimiser l'effet du poids du corps sur les résultats de modélisation. Lors de chacune des séances expérimentales, un seul sujet a été invité et au début de celle-ci, le sujet devait lire et signer un formulaire de consentement à la recherche ainsi qu'un autre destiné à l'utilisation du matériel vidéo et photographique. Dans un premier temps, la taille et le poids ont été mesurés. Par la suite, le sujet a été préparé pour effectuer le test des contractions maximales volontaires à des fins de normalisation des signaux d'électromyographie. Tout d'abord, une électrode de référence sur le pied droit et douze électrodes actives de surface ont été fixées sur le sujet bilatéralement aux endroits suivants (Figure A.7) : le droit de l'abdomen (au-dessus du nombril à 3 cm de distance latérale) ; l'oblique externe (10 cm de distance latérale au nombril en ligne avec les fibres musculaires) ; l'oblique interne (2 cm sous l'épine iliaque antérosupérieure et 7 cm à l'intérieur) ; le multifidus au niveau de *L5* (2 cm de distance latérale du centre) ; l'iliocostalis au niveau de *L3* (6 cm de distance latérale du centre) ; le longissimus au niveau de *L1* (3 cm de distance latérale du centre). Ensuite, le sujet était placé dans le dynamomètre (figure A.8) pour enregistrer les activités musculaires d'*EMG* et les moments externes tridimensionnels au centre *L5-S1* en cas d'extension, de flexion avant, de flexion latérale et de torsion. Les efforts musculaires se faisaient de manière progressive pour une durée de 10 s avec des périodes de récupération entre chacun d'eux de 1 min.

6.1.2 Traitement des données

La seconde étape consistait à évaluer la cinématique du sujet au moyen de 12 grappes de marqueurs (clusters) posés sur : la tête (1), le dos à la hauteur de *C7* (1), *T12* (1) et *S1* (1), les deux bras (2), les deux avant-bras (2), les deux cuisses (2) et les deux pieds (Figure A.9). Chaque grappe était composée de 4 diodes *LED* électroluminescentes (à l'exception de 7 pour les pieds), dont les signaux étaient captés par quatre colonnes Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario). Une fois les grappes rigides posées, un pointeur constitué de 24 *LED* a permis de localiser les repères anatomiques (Tableau A.1, Figure A.9) par rapport à leur grappe de marqueurs respectifs de manière à pouvoir estimer les centres articulaires segmentaires. La fréquence d'échantillonnage du système Optotrak est de 30 Hz et l'erreur de reconstruction 3D du système est estimée à moins de 1 mm.

6.2 Modèle d'éléments finis

Lors de cette étape, un modèle d'éléments finis thoraco-lombaire (*T1-S1*) non-linéaire, symétrique dans le plan sagittal (Kiefer et coll., 1997 et 1998 ; Pop, 2001 ; Shirazi-Adl et coll., 2002 et 2003) a été exploité pour prédire les forces musculaires, les efforts spinaux ainsi que la stabilité de la colonne. Les disques intervertébraux *T12-S1* ont été modélisés par des poutres déformables et les vertèbres lombaires, par des éléments rigides. Les vertèbres thoraciques *T1-T12* sont considérées comme un seul corps rigide. Les centres des vertèbres sont représentés par des nœuds primaires d'éléments rigides et les centres des surfaces supérieures et inférieures des vertèbres, par l'extrémité des éléments poutres. Le type d'élément choisi pour modéliser les poutres déformables était l'élément de Timoshenko d'après les travaux menés par Sadouk (1998). Le comportement mécanique de chaque segment fonctionnel *T1-S1* (vertèbres, disques, facettes et ligaments) est présenté dans la figure A1 et montre des relations non-linéaires entre les forces de compression et les déformations ainsi que entre les moments et les courbures. Ces relations ont été obtenues à partir d'études numériques et expérimentales effectuées sur un ou plusieurs segments fonctionnels (Oxland et coll., 1992 ; Pop, 2001 ; Shirazi-Adl et coll., 2002 ; Yamamoto et coll., 1989). La géométrie du modèle est définie par les points des centres des vertèbres et des disques qui ont été construits par *CT* (*Computed Tomography*) sur des échantillons lombaires cadavériques et à partir de données de la littérature (Shirazi-Adl et Parnianpour, 1993, 1996). Les coordonnées de ces points sont représentées dans le tableau A.2 et le tableau A.3. Le poids du

tronc d'un sujet est aussi considéré dans ce modèle, de façon à le distribuer excentriquement aux différents niveaux de la colonne vertébrale (de Leva, 1996 ; Pearsall et coll., 1996 ; Zatsiorsky et Seluyanov, 1983) (tableau A.4).

L'architecture musculaire du modèle est symétrique dans le plan sagittal et comprend 46 muscles locaux attachés à la colonne lombaire et 10 globaux liés à la cage thoracique (Figure A et Figure A). Les muscles globaux incorporés dans le modèle sont : l'iliocostalis lumborum pars thoracic (*ICPT*), le longissimus thoracic pars thoracic (*LGPT*), le rectus abdominus (*RA*), l'external oblique (*EO*) et l'internal oblique (*IO*). Dans la région lombaire, les muscles locaux qui ont été introduits dans le modèle, sont le multifidus (*MF*), le quadratus lumborum (*QL*), l'iliopsoas (*IP*), l'iliocostlis lumborum pars lumborum (*ICPL*) et le longissimus thoracis pars loumborum (*LGPL*). L'aire de section physiologique (*PCSA*) de ces muscles est représentée dans les tableaux 5 et 6 (Bogduk et coll., 1992 ; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998). Les muscles locaux joignent le pelvis au niveau des vertèbres lombaires à l'exception du muscle *IP* qui prend son origine au niveau du fémur (Tableau 7). En raison de leurs liaisons postérieures aux centres des vertèbres lombaires, tous ces muscles sont considérés comme extenseurs sauf le muscle iliopsoas (*IP*) qui est fléchisseur au niveau de *L2*, *L3*, *L4* et *L5*. Les muscles locaux sont présents à tous les niveaux sauf au *L5* où les muscles *IC* et *QL* sont absents. Les muscles globaux sont attachés à la cage thoracique et prennent leur origine au niveau du pelvis. Les muscles dorsaux *ICPT* et *LGPT* sont des muscles extenseurs et les abdominaux. *RA*, *EO* et *IO* sont des muscles fléchisseurs en raison de leurs points d'attachement (Tableau 8). En dépit des efforts déployés dans le développement de ce modèle, ce dernier nécessite, tout d'abord, la cinématique du tronc pour générer des équations d'équilibre à différents niveaux de la colonne lombaire et, par la suite, un algorithme d'optimisation pour résoudre la redondance des équations d'équilibre a été utilisé.

La cinématique des sujets (figure, A8) mesurée au cours d'une tâche donnée a été exploitée pour calculer la rotation du pelvis et celle du tronc par rapport à la posture initiale du sujet (El-Rich, et coll., 2004). Celle-ci, et étant donné l'absence de données expérimentales, a été déterminée en minimisant ainsi la somme des moments de réaction de la colonne lombaire sous l'effet de la gravité. La rotation thoracique et pelvienne par rapport à la posture initiale d'El-Rich (2004) a été appliquée dans le modèle d'éléments finis au niveau des vertèbres *T12* et *S1*, respectivement. La rotation lombaire totale calculée comme la différence entre ces deux dernières

rotations a été répartie entre les segments lombaires selon des proportions relatives aux études antérieures (Pearcy et coll., 1984 ; Plamondon et coll., 1988 ; Shirazi-Adl and Parnianpour, 1999; Yamamoto et coll.,1989). Les proportions suivantes de 8 %, 14 %, 16 %, 22 %, 25 % et 15 % ont été utilisées pour répartir la rotation lombaire entre les niveaux *T12-L5*. Cependant, on doit noter que la cinématique comporte toujours des erreurs de mesures qui sont reliées au mouvement de la peau et à la distance entre les centres des vertèbres. Par conséquent, l'exploitation de la cinématique s'avère très difficile et exige que l'on donne aux sujets des consignes essentielles afin de minimiser les erreurs dues au mouvement du tronc lors d'une tâche physique.

6.3 Optimisation

Un nouvel algorithme d'optimisation, dont la fonction objective tient compte des contraintes des forces musculaires agonistes et antagonistes: ($F_{obj} = \sum \sigma_{ago}^{m} - \sum \sigma_{antg}^{n}$), a été utilisé dans le but de prédire les forces musculaires abdominales. Cette représentation (Raikova, 1999) n'a jamais été appliquée dans les modèles de la colonne vertébrale. Pour éviter la solution triviale, le moment abdominal a été ajouté comme une contrainte additionnelle dans cet algorithme. Lors d'une ancienne étude expérimentale effectuée par notre groupe, la cinématique mesurée a été appliquée dans le modèle d'*EF* pour étudier l'effet des exposants *m* (des contraintes dorsales) et *n* (des contraintes musculaires abdominales) sur les forces musculaires et les forces spinales. Dans cette ancienne étude, l'*EMG* et la cinématique ont été mesurés lors du maintien d'une charge de 10.4 kg à quatre différentes hauteurs avec un bras de levier identique par rapport à *L5-S1* (Arjmand et coll., 2009). À partir de la combinaison du nouvel algorithme avec le modèle d'*EF*, les forces des muscles agonistes et antagonistes, les charges spinales ainsi que les forces critiques de flambement ont été estimées en tenant compte d'un bras de levier constant par rapport à *L5-S1*. La hauteur et le moment abdominal M_{abd} ont été fixés pour évaluer l'effet des exposants *m* et *n* de la fonction objective sur la stabilité et la compression à *L5-S1*. La variation de l'exposant n a influencé les forces musculaires abdominales, la compression et la stabilité, principalement lorsque n était inférieur à 3; alors que la variation du facteur m a influencé, en premier lieu, les forces dans les extenseurs pour le cas des valeurs de $m < 3$. Ces résultats ont montré, que peu importe la valeur du moment M_{abd}, le cas qui démontre moins de compression et plus de stabilité était approximativement autour des valeurs de $m = n = 3$.

Les résultats ont montré que, en posant $m = n = 3$ dans tous les cas de chargement, l'oblique interne (*IO*) et le longissimus thoracique (*LGPT*) sont respectivement les muscles les plus actifs de ceux abdominaux et dorsaux. En ce qui a trait aux muscles abdominaux, la force de l'oblique externe (*EO*) et du droit de l'abdomen (*RA*) représentait respectivement 53 % et 32 % de la force de l'oblique interne (*IO*) tandis que pour les muscles du dos, la force de l'illiocostalis (*ICPT*) représentait 42 % de la force du longissimus (*LGPT*). Ces pourcentages étaient en accord avec les rapports d'EMG enregistrés lors d'études expérimentales (Cresswell, 1993 ; De Looze et coll., 1999 ; Ng et coll., 2002 ; Essendrop and Schibye, 2004 ; Silfies et coll., 2005). De plus, les rapports d'*EMG* enregistrés in vivo de 0.17 à 0.32 pour *RA*/*IO*, de 0.44 à 0.66 pour *EO*/*IO* et de 0.26 à 0.38 pour *ICPT*/*LGPT* étaient aussi en accord avec ceux de cet algorithme. Une augmentation dans les co-activités abdominales (M_{abd}) a généré plus de forces de compression aux centres des articulations lombaires et plus de stabilité de la colonne vertébrale. La compression à *L5-S1* a été moins influencée par la hauteur tandis que la stabilité de la colonne a considérablement diminué en variant la hauteur d'un niveau moins bas à un autre plus haut (par rapport à *L5-S1*). La colonne exigeait plus d'activité dans les muscles antagonistes pour conserver une stabilité constante à différentes hauteurs. Ce constat était donc déjà en accord avec l'observation de Granata et Orishimo (2001).

Il était également important de comparer la solution optimale ($m = n = 3$) avec la solution conventionnelle ($m = 3$ et $n = 0$) utilisée dans la littérature (El Ouaaid et coll., 2009, Arjmand et coll., 2008a ; Gardner-Morse et Stokes, 1998 ; Hughes et coll., 1995). Cette comparaison a montré que le muscle *IO* était le plus efficace pour générer moins de compression spinale et plus de stabilité. L'analyse de l'efficacité du muscle *IO* avec $m = n = 3$ était en accord avec les résultats d'EMG (Arjmand et coll., 2009) et les résultats obtenus lors des tâches de levage (Cresswell, 1993 ; De Looze et coll., 1999 ; Ng et coll., 2002 ; Essendrop et Schibye, 2004; Silfies et coll., 2005). Cette comparaison a montré également que les forces de compression à *L5-S1* et la charge critique du flambement estimées pour le cas ($n = 3$) étaient presque les mêmes que celles obtenues par la méthode conventionnelle ($n = 0$).

6.4 Étude dynamométrique

Une étude dynamométrique a été effectuée dans le but de valider le modèle d'*EF* en tenant compte du nouvel algorithme d'optimisation ($m = n = 3$). Lors d'une étude sur les contractions maximales volontaires effectués par 12 sujets, les activités d'*EMG* et les moments d'extension et de flexion à *L5-S1* ont été enregistrés (Larivière et coll., 2009). Les données expérimentales de 4 sujets ayant presque la même taille que celle du modèle d'éléments finis, ont été considérées comme des variables d'entrées du modèle d'*EF* (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a-c, El Ouaaid et coll., 2009, 2013). Les forces musculaires et les charges spinales ont été estimées en tenant compte de la pression intra-abdominale et des co-activités musculaires. L'hypothèse de cette étude était de vérifier si les efforts maximaux généraient des forces spinales à *L5-S1* qui augmentaient avec les activités antagonistes et diminuaient avec la pression intra-abdominale.

Selon l'étude expérimentale, les moments de contraction maximale volontaire enregistrés étaient de 151,1 ± 37,3 Nm en flexion et 242,4 ± 64,2 Nm en extension. Ce qui est en accord avec les moments rapportés dans la littérature (Azghani et coll., 2009 ; Gatton et coll., 2011, Cholewicki et coll., 1995 ; Ng et coll., 2002 ; Song et Chung, 2004 ; Zetterberg et coll., 1987). L'effort du tronc était significativement plus important en extension qu'en flexion ($p = 0{,}00046$). Une différence significative entre les *EMGs* des muscles agonistes et antagonistes ($p < 0{,}00013$) a également été observée et était en accord avec les études antérieures (Song et Chung, 2004 ; Ng et coll., 2002).

Afin de calculer les forces musculaires et spinales par le modèle d'*EF* et en raison de l'absence de valeurs expérimentales de la rotation du pelvis et du tronc, la posture initiale du modèle (d'El-Rich et coll., 2004) a été modifiée de façon à atteindre une posture semi-assise qui tenait compte de la position du tronc par rapport au dynamomètre. Pour cela, les points de contact entre les sujets et le harnais du dynamomètre ont été mesurés. Pour atteindre ces positions de contact, le pelvis a été tourné postérieurement de 15° pour diminuer sa pente en posture semi-assise (Larivière et coll., 2009) et, par ce même effet, la rotation du tronc au niveau T12 a été modifiée de $+16^{o}$ en extension et de -11° en flexion. Lors des efforts maximaux et en raison des co-activités d'EMG élevées, la pression intra-discale *IAP* a fait l'objet d'une observation, mais s'est montré relativement inférieure à celle de Valsalva rapportée dans la littérature (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006c). En raison de la présence d'un moment abdominal de M_{abd} = 30 Nm en

flexion et de M_{abd} = 20 Nm en extension, des valeurs raisonnables de pression intra-discale (*IAP*) de 25 kPa en flexion et une pression de 15 kPa en extension ont été choisis.

Des valeurs relativement très élevées de compression et de cisaillement ont été trouvées en extension, dépassant respectivement les 6000 N et 2000 N. Celles-ci étaient similaires aux moments de Cholewicki et coll. (1995). En flexion, l'*IAP* générait plus de moments dans la même direction que la force externe appliquée sur le tronc et c'est pour cette raison les forces des muscles agonistes augmentaient et, par la suite, les forces spinales ont suivi la même tendance. Par contre, dans le cas d'une extension du sujet, l'*IAP* produisait un moment d'extension servant à diminuer celui de la charge externe à *L5-S1* causant ainsi une réduction des muscles extenseurs et des forces spinales.

En somme, un lien a été observé entre les activités d'*EMG* et les forces musculaires agonistes estimées par le modèle d'éléments finis. Les moments dynamométriques et les forces spinales se sont démontrés plus élevés en extension qu'en flexion. Les résultats ont aussi indiqué que les forces spinales ont augmenté avec les co-activités musculaires et diminué légèrement en extension avec la pression intra-discale (*IAP*).

6.5 Effets de l'orientation, de la hauteur et de l'amplitude des forces externes

Dans un volet expérimental et un autre de modélisation, l'effet de la force externe sur les *EMG* et les forces des muscles ainsi que sur les forces spinales a été investigué en modifiant son orientation (cinq niveaux) et sa hauteur (2 niveaux) tout en conservant le même moment de force à *L5-S1* (3 niveaux). Les résultats ont confirmé l'hypothèse que l'orientation et la grandeur des forces exercées sur le tronc influencent les activités (*EMG*) et les forces des muscles du tronc ainsi que les efforts spinaux en dépit d'une posture similaire et d'un moment identique à *L5-S1*. Cela indique qu'il faudra tenir compte à l'avenir non seulement du moment de force à *L5-S1*, mais également de l'orientation et de la grandeur de la force externe si des équations de régression sont construites pour prédire les forces internes de la colonne

6.5.1 Volet expérimental

***Effet de la hauteur* :** Pour approximativement la même posture et le même moment externe à *L5-S1*, une augmentation dans la hauteur de la force externe horizontale, a réduit d'une manière significative l'activité d'*EMG* de tous les muscles extenseurs et fléchisseurs considérés dans cette

étude. Une plus grande co-activité des muscles abdominaux a été observée sous l'action de plus grande force externe horizontale appliquée à 20 cm qu'à 40 cm. Ces résultats confirment ceux de Kingma et coll. (2007). Mais, il est à souligner que la force horizontale dans l'étude de Kingma et coll. (2007) a été appliquée directement à *T3*, *T6* et *T9* et le moment externe était identique à *L3-L4* au lieu *L5-S1* (comme dans notre étude). Cependant, Granata et Orashimo (2001) ont publié que l'activité musculaire augmente avec l'accroissement de la hauteur. Il faut noter aussi que dans leur étude, la force externe était verticale et le bras du levier n'a pas été changé par rapport à tous les niveaux lombaires. Les résultats de Granata et Orashimo (2001) s'expliquent par la diminution de la stabilité de la colonne vertébrale lors d'une augmentation de la hauteur et pour éviter une situation instable, les muscles antagonistes génèrent plus d'activité.

Sous l'effet d'un même moment à *L5-S1*, la force externe horizontale a été multipliée par deux en changeant la hauteur de 40 à 20 cm. Dans ce cas-ci, la colonne vertébrale subit moins du moment de flexion au niveau des vertèbres thoracique, mais deux fois plus de forces de cisaillement à tous les niveaux. Dans ces conditions, les muscles lombaires peuvent jouer un rôle important dans l'équilibre que les muscles globaux. En accord avec les résultats de Kingma et coll. (2007), l'activité *EMG* mesurée au niveau des *MF* était plus élevée en comparaison à celle au niveau de *LG* et *IC*, ce qui confirme l'idée que les muscles extenseurs lombaires locaux sont plus activés que les extenseurs globaux lorsque des forces horizontales sont appliquées proches de *L5-S1*. Dans cette étude et celle de Kingma et coll. (2007), les muscles globaux, particulièrement sous l'effet de grands moments, étaient plus actifs sous l'influence des forces horizontales proches de *L5-S1* en dépit d'un moment identique au niveau des vertèbres lombaire inférieures.

***Orientation* :** Sous un moment externe identique à *L5-S1* et appliquée à la même position H_2, la force externe était la plus grande à une orientation de -25° et la moins grande à celle de 25°. Ce changement dans la force externe est dû au bras de levier par rapport à *L5-S1*. De plus grandes forces associées à de plus grands moments ont augmenté significativement la grandeur de l'activité *EMG* des muscles du dos. Mais les muscles abdominaux ont démontré une faible variation dans leur activité *EMG*, c'est-à-dire, le niveau de co-activité est demeuré approximativement inchangé entre les différents niveaux des moments. Les grandes valeurs d'une force appliquée à -25° et à 90°, ont résulté d'une activité *EMG* plus élevée des muscle du tronc. Il semble que l'activité *EMG* des extenseurs dépendant non seulement de la hauteur, mais

aussi de l'orientation. Les muscles abdominaux étaient significativement plus activés à l'orientation 90° qu'aux autres orientations. Le muscle lombaire *MF* a démontré une activité musculaire plus élevée que celle des muscles *LG* et *IC*, mais il est possible que les électrodes de surface collées au niveau du *L5* réservées tout particulièrement à l'activité du *MF*, ont aussi capté l'activité du muscle superficielle *LG* (Stokes et al, 2003). Dans le cas des muscles abdominaux, l'oblique externe (*EO*) était le muscle le plus actif en accord avec d'autres études sur son rôle utile pour améliorer la stabilité vertébrale (Gardner-Morse et Stokes, 1998, El Ouaaid et coll., 2009). Kingma et coll.(2007) rapportèrent cependant une plus grande activité pour l'oblique interne dans toutes les conditions de hauteur et de moment.

6.5.2 Volet de modélisation

Pour les mêmes conditions de chargement du volet expérimental, 5 orientations (-25, 0, 25, 50 et 90°), deux (2) hauteurs (20 et 40 cm) et trois (3) moments (15, 30 et 45 Nm), les charges internes de la colonne vertébrale ainsi que la réponse neuromusculaire ont été prédites, mais seulement pour quatre sujets ayant presque la même taille que le modèle d'élément finis. Les tâches des quatre sujets étaient symétriques en posture debout droite. Compte tenu de ce qui précède, de négligeable variation de la posture observée entre les différentes conditions expérimentales, a cependant été incluse dans le modèle d'*EF*. En raison du rôle important de la contribution des muscles antagonistes dans modélisation de la colonne vertébrale, la co-activité des muscles abdominaux a était aussi considérée dans le modèle d'*EF*.

***Effet du moment externe* :** Pour toutes les conditions expérimentales, les forces musculaires globales et locales ainsi que les forces de compression et de cisaillement à *L5-S1* ont augmenté en passant d'un moment externe de 15 Nm, après de 30 Nm et enfin de 45 Nm. Ces résultats confirment ceux rapportés par Kingma et coll. (2007).

***Effet de la hauteur de la force* :** Pour générer un moment identique à *L5-S1*, la grandeur de la force externe horizontale a diminué de moitié en passant d'une hauteur de 20 cm à 40 cm. Sous l'influence d'un moment externe identique à *L5-S1*, les forces des muscles extenseurs globaux ont augmenté tandis que celles des muscles lombaires locaux ont diminué de manière marquée avec la hauteur de la force. Il s'agit clairement d'un transfert d'activité des muscles locaux vers les muscles globaux avec une augmentation de la hauteur. Ce changement s'effectue malgré le faible niveau de co-activation des abdominaux à 40 cm. En dépit de ces changements et de

l'amplitude élevée de la force externe à 20 cm, les forces de compression et de cisaillement sont restées pratiquement similaires (6% de changement à 45 Nm, figure 3.7). Toutefois, le modèle de Kingma et coll. (2007) prédisait moins de forces pour tous les muscles du tronc et une réduction des forces de compression et de cisaillement sous l'effet d'une force externe moindre à hauteur élevée. Le fait que les forces de cisaillement demeurent inchangées en dépit d'une très grande force horizontale appliquée à 20 cm de hauteur s'explique par une stratégie du système nerveux centrale qui active les muscles locaux lombaires au lieu des muscles thoraciques globaux. Cette stratégie fait en sorte que la force de cisaillement demeure pratiquement identique entre les deux hauteurs malgré la très grande force horizontale nécessaire à 20 cm. La force de compression est principalement affectée à 20 cm de hauteur par l'activité des muscles lombaire et à 40 cm par l'activité des muscles thoraciques. Les données EMG de du volet précédent confirment ces résultats.

***Effet de l'orientation* :** Appliquée à la hauteur de 40 cm avec un moment identique à *L5-S1*, la force externe a diminué en passant l'orientation de 90° (forces verticales vers le bas) et -25° (diagonale vers le haut). Les forces des muscles extenseurs globaux ont atteint leurs valeurs maximales à l'orientation 90° et minimales à -25°. Un comportement inverse que celui des muscles globaux, a été observé dans les forces des muscles locaux. Ceci a mis en évidence que le rôle des muscles locaux et globaux change clairement selon l'orientation de la charge externe.

En ce qui concerne le chargement interne de la colonne vertébrale, la force de compression et de cisaillement sont aussi influencée par l'orientation de la charge externe. La compression et le cisaillement ont démontré de grandes valeurs à l'orientation de 90° et de plus petites valeurs à -25°. Ceci s'explique par la diminution de la composante axiale de la force externe et du faible moment externe au niveau T12. En changeant l'orientation de 90° à -25°, la compression et le cisaillement ont diminué de 22 à 24% et de 12 à 17%, respectivement. Le comportement d'*EMG* mesurés au niveau des vertèbres L1 et L3 étaient en bon accord avec les tendances des forces des muscles globaux à l'orientation de 90° et avec les forces des muscles locaux à -25°. Ceci était aussi en accord avec les forces lombaires négligeable à 90° et les forces globaux faibles à -25°. Il semble que les électrodes de surface enregistrent à la fois les activités superficielles résultant de tous les muscles de même niveau et sont affectées avec les muscles les plus actives

6.5.3 Limitations du modèle d'éléments finis

Le modèle d'*EF* basé sur la cinématique, est utilisé pour prédire le chargement interne de la colonne vertébrale ainsi que la réponse neuromusculaire pour des tâches statique en posture debout **droite et sous les mêmes conditions que nos études expérimentales**. En absence du problème d'emballage (Wrapping) des muscles extenseurs, les lignes d'action de ces derniers sont considérées comme des lignes droites attachant le pelvis avec le thorax. Il faut noter qu'en flexion avant, il est important de considérer ce phénomène (Wrapping) concernant les muscles extenseurs (Arjmand et coll. 2006). Les muscles Latissimus dorsi, Lumbodorsal fascia, Intersegmental-Multisegmental, Transverse abdominis (TA) et la pression intra-abdominale (intra-abdominal pression, IAP) ne sont pas considérés dans cette étude. Le muscle Latissimus dorsi produit un moment d'extension via Lumbodordorsal fascia, cependant, ce moment est moins important pour les tâches de levage en position debout droit (McGill et Norman 1988 ; Bogduk et coll. 1998) et son rôle associé à la stabilité de la colonne vertébrale est négligeable (Bergmark 1989). Le rôle de la pression intra-abdominal (IAP) en tenant compte de la co-activité du muscle (TA) a été étudié par Arjmand et Shirazi-Adl (2006b). À chaque côté de la colonne vertébrale, les muscles abdominaux (IO, EO et RA) sont modélisés chacun comme un seul fascicule. La représentation des muscles obliques (EO et IO) par plusieurs fascicules, a des effets négligeables sur les charges internes et la stabilité de la colonne vertébrale dans les cas des tâches symétriques (Davis et Mirka 2000; Arjmand et coll. 2008a). L'anatomie des muscles du tronc et les propriétés passives de la colonne vertébrale ont été obtenues à partir des études in vivo et in vitro de la littérature. La valeur de 0,6 MPa a été tirée de la littérature (0.3-1.0 MPa) (McGill et Norman 1986) et utilisée comme contrainte maximale pour tous les muscles. Les tâches exercées en position debout étaient considérées symétriques dans le plan sagittal et tout autre mouvement hors de ce plan sagittal était vu comme négligeable. Le temps de 10 s pour effectuer chaque condition de chargement, est choisi pour éviter la fatigue des muscles et pour négliger tout autre effet dû à la variation du temps (par exemple, fluage des éléments passifs, etc.). Les muscles inter-segmentaux attachant les vertèbres entre elles sont aussi négligés dans le modèle à cause de leurs bras de levier et leurs aires de section faibles par rapport aux autres muscles locaux et globaux. La géométrie de la colonne vertébrale, les propriétés mécaniques passives des segments fonctionnels et les propriétés passives des muscles (force-élongation) ont été considérées

identiques pour tous les sujets. Une variation dans ces données pourrait naturellement influencer les prédictions de notre modèle.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif de cette thèse était d'étudier l'influence de l'orientation, la hauteur et l'amplitude d'une charge externe sur les activités des muscles du tronc superficiels et profonds ainsi que sur les forces spinales de compression et cisaillement produites à l'intérieur de la région lombaire lors d'une tâche de manutention en position debout droite et lorsque le moment net externe demeure identique au centre de l'articulation *L5-S1*. Tout d'abord, une étude concernant la validation du modèle cinématique a été effectuée, d'une part, en développant un algorithme d'optimisation pour résoudre les équations d'équilibre de la colonne vertébrale, et d'autre part, à l'aide d'une étude de modélisation basée sur des mesures expérimentales des efforts maximaux volontaires. En second lieu, trente-six tâches de maintien d'une charge externe à différentes orientations (-25, 0, 25, 50, 90°), hauteurs (20 et 40 cm au-dessus de *L5-S1*) et amplitudes (15, 30 et 45 Nm), ont été effectuées par douze sujets masculins en bonne santé ayant presque le même poids et la même taille même taille, dans le but d'évaluer les effets de ces paramètres de la charge externe sur la réponse biomécanique de la colonne vertébrale. Les principaux résultats de cette thèse se résumant ainsi :

Optimisation : En combinant le modèle d'élément finis non-linéaire avec la cinématique mesurée *in vivo* et avec la nouvelle fonction objective incorporant en même temps les muscles agonistes et antagonistes dans le calcul d'équilibre de la colonne vertébrale, les résultats ont confirmé que la solution optimale qui consiste à donner moins de compressions et possiblement plus de stabilité de la colonne vertébrale, a été trouvée lorsque les exposants des contraintes musculaires de la fonction objective m (contraintes des muscles agonistes) et n (contraintes des muscles antagonistes) atteignaient la valeur de 3. Cette solution concorde avec les résultats l'approche conventionnelle (m = 3 et n = 0) de la littérature. Dans cette approche, le muscle *IO* représente le muscle antagoniste le plus efficace qui minimise la compression spinale en fournissant possiblement plus de la stabilité. En outre, les muscles obliques (*IO*, *EO*) fournissent plus d'activités musculaires que le droit de l'abdomen (*RA*) avec des rapports qui corroborent les rapports des activités *EMG* obtenues *in vivo*. En variant la hauteur d'une charge externe verticale avec un bras de levier constant, d'un niveau moins bas à un autre plus haut (par rapport à *L5-S1*), la compression à *L5-S1* a été trouvée moins influencée par la hauteur tandis que la stabilité de la colonne a considérablement diminué. Dans ce cas-ci, la colonne vertébrale exige plus d'activité

des muscles antagonistes pour conserver une marge suffisante de la stabilité à différentes hauteurs.

***Étude dynamométrique* :** Lors de la contraction maximale volontaire *in vivo*, les moments étaient plus élevés en extension qu'en flexion. En appliquant ces moments d'extension et de flexion et la nouvelle fonction objective ($n = m = 3$) dans le modèle d'*EF* non-linéaire, les données d'*EMG* concordaient avec les résultats des forces musculaires prédites. Les forces des muscles agonistes atteignaient des valeurs très élevées ou leurs maximales en extension qu'en flexion. Les efforts maximaux volontaires génèrent plus de forces de compression et de cisaillement qui augmentent avec les co-activités des muscles antagonistes et diminuent légèrement (seulement, en cas d'extension) avec la pression intra-abdominale.

Effet *de l'amplitude d'une charge externe horizontale* : Dans l'ensemble, pour toutes les conditions expérimentales, les activités EMG, les forces musculaires globales et locales ainsi que les forces de compression et de cisaillement à L5-S1 augmentent en passant d'un moment externe de 15 Nm, puis de 30 Nm et enfin de 45 Nm.

***Effet de la hauteur d'une charge externe horizontale* :** Pour approximativement la même posture et le même moment à *L5-S1*, une augmentation dans la hauteur de la force externe horizontale, a réduit d'une manière significative l'activité d'*EMG* des muscles extenseurs et fléchisseurs. Une plus grande co-activité des muscles abdominaux a été observée sous l'effet de plus grandes forces appliquées plus proches que plus haut de *L5-S1*. Lorsque les forces externes sont appliquées proches de *L5-S1*, les activités *EMG* au niveau des *MF* étaient plus élevée en comparaison à celle au niveau de *LG* et *IC*, ceci confirme que les muscles extenseurs lombaires locaux sont plus actives que les extenseurs globaux.

En appliquant un moment identique dans le modèle d'éléments finis à *L5-S1*, une augmentation dans la hauteur de la charge externe horizontale a mené à une diminution dans l'amplitude de cette dernière et des forces dans les muscles locaux tandis les forces des muscles globaux extenseurs ont suivi un comportement opposé. Ceci démontre alors qu'il existe un transfert d'activité entre les muscles locaux et globaux. En dépit de ce transfert et les forces de compression et de cisaillement sont restées approximativement similaires.

***Effet de l'orientation d'une charge externe horizontale* :** Pour étudier l'effet de l'orientation par le modèle d'*EF*, les forces externes ont été appliquées à une hauteur de 40 cm en fixant le

moment externe à L5-S1. Les forces des muscles globaux ont décrut progressivement en passant d'une orientation de 90° à celle de -25°, à l'opposé, les muscles locaux ont augmenté clairement leurs activités. Cela met en évidence que les muscles changent leurs activités pour contrebalancer les forces externes selon leur orientation. Sous un même moment, les forces de compression et de cisaillement changent clairement avec l'orientation. Elles diminuent progressivement lorsque l'orientation passe de 90º à -25º.

En somme, les résultats ont confirmé l'hypothèse que l'orientation, la hauteur, et la grandeur des forces externes influencent significativement l'activité *EMG* et les forces des muscles globaux et locaux ainsi que la force de compression et cisaillement sur les articulations lombaires. Cela demande, qu'il faut tenir compte non seulement du moment externe à L5-S1, mais également l'orientation et la hauteur de la force externe pour prédire les forces spinales.

BIBLIOGRAPHIE

Allaire, M., Ricard, G., (2007). Statistiques sur les affections vertébrales 2003-2006. Commission de la Santé et de la Sécurité au Travail (CSST) du Québec, Direction de la statistique et de la gestion de l'information. Service indicateurs de gestion, analyses et études, pp. 1-29.

Andriacchi T, Schultz A, Belytschko T, Galante J. A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. J Biomech 1974 Nov;7(6):497-507.

Argoubi M, Shirazi-Adl A. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression,1996. J Biomech;29(10): 1331–9.

Arja, H., Tiina, K., Ulla T., Jari, Y., 2003. Trunk muscle strength in flexion, extension, and axial rotation in patients managed with lumbar disc herniation surgery and in healthy control subjects. Spine 28, 1068-1073.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., 2005. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine 30, 2637-2648.

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

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Bazrgari, B., 2006a. Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. Clin. Biomech. 21, 668-675.

Arjmand N., Shirazi-Adl A., 2006b. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. Eur Spine J. 15: 1265–1275.

Arjmand N, Shirazi-Adl A., 2006c. Sensitivity of kinematicsbased model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. Med Eng Phys. 28: 504–514.

Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. 2007. Trunk biomechanical models based on equilibrium at a single level violate equilibrium at other levels. Eur Spine J. 16: 701–709.

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2008. Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. Clin. Biomech. 23, 969-978.

Arjmand N., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., 2008b. Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. Clin Biomech 23: 969–978.

Arjmand N., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., 2008b. Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 11: 291–299.

Arjmand N., Gagnon D., Plamondon A., Shirazi-Adl A., Larivière, C., 2009. Comparison of muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models of the human trunk. Clin.Biomech.24, 533–541.

Arjmand N., Plamondon A., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., Larivière C., 2012. Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. Clin.Biomech.27, 537–544.

Azghani, M.R., Farahmand, F., Meghdari, A., Vossoughi, G., Parnianpour, M., 2009. Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. Journal of Engineering in Medicine 223, 755-66.

B. Bazrgari, A. Shirazi-Adl, and M. Kasra, 2008. Computation of trunk muscle forces, spinal loads and stability in whole-body vibration. Journal of Sound and Vibration 318 (2008) 1334–1347.

Bae, J.S., Jang, J.S., Lee, S.H., Jin, U.k. Kim, J.U., 2012. A Comparison Study on the Change in Lumbar Lordosis When Standing, Sitting on a Chair, and Sitting on the Floor in Normal Individuals. J Korean Neurosurg Soc. 51, 20-23,

Baer AE, Laursen TA, Guilak F, Setton LA. The micromechanical environment of intervertebral disc cells determined by a finite deformation, anisotropic, and biphasic finite element model. J Biomech Eng 2003;125(1):1–11.

Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Arjmand N. 2007. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. Eur Spine J. 16:687–699.

Bazrgari B., Shirazi-Adl A., Trottier M., Mathieu P., 2008. Computation of trunk equilibrium and stability in free flexion–extension movements at different velocities. Journal of Biomechanics 41: 412–421.

Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2009. Transient analysis of trunk response in sudden release loading using kinematics-driven finite element model. Clin. Biomech 24, 341-347.

Belytschko TB, Andriacchi TP, Schultz AB, Galante JO, 1973. Analog studies of forces in the human spine: computational techniques. J Biomech Jul;6(4):361-71.

Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. Acta Orthop Scand Suppl. 230: 1–54.

Bogduk N, Macintosh JE, Pearcy MJ. 1992. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. Spine. 17:897–913.

Bogduk N., Johnson G., Spalding D., 1998. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. Clin Biomech. 13: 377–385.

Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W., 1995. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach. Journal of Biomechanics 28, 321-331.

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

Clin J., Aubin C. E. and H. Labelle (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. Med Biol Eng Comput 45: 467-473.

Closkey RF, Schultz AB, Luchies CW. (1992).A model for studies of the deformable rib cage. J Biomech May;25(5):529-39.

Closkey RF, Schultz AB. (1993). Rib cage deformities in scoliosis: spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging. J Orthop Res. Sep;11(5):730-7.

Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM. (2003). Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. Bone;33(4):744–50.

Cresswell AG. 1993. Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man. Eur J Appl Physiol. 66:315–320.

Crisco JJ, Panjabi MM. 1992. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: theory. Clin Biomech 7:19–26.

Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. 1992. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: experiment. Clin Biomech 7:27–32.

Crowninshield RD, Brand RA. 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J Biomech 14:793–801.

Daggfeldt, K., Thorstensson, A., (2003). The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine. Journal of Biomechanics 36, 815-825.

Davis JR, Mirka GA. 2000. Transverse-contour modeling of trunk muscle-distributed forces and spinal loads during lifting and twisting. Spine 25:180–189.

De Carvalho, DE., Soave, D., Ross, K., Callaghan, J.P., 2010. Lumbar spine and pelvic posture between standing and sitting: a radiologic investigation including reliability and repeatability of the lumbar lordosis measure. J. Manipulative Physiol Ther. 33, 48-55.

De Foa, J.L., Forrest, W., Biedermann, H.J., 1989. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. J Anat. 163, 243-7.

de Leva P. 1996. Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech 29:1223–1230.

De Looze MP, Groen H, Horemans H, Kingma I, van Dieen JH. 1999. Abdominal muscles contribute in a minor way to peak spinal compression in lifting. J Biomech 32:655–662.

Delerba F. Modelisation geometrique et mecanique tridimensionnelle du rachis thoracique lombaire en configuration de choc automobile, these 2001. École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Centre de Paris.

De Visser H, Adam CJ, Crozier S, Pearcy MJ. The role of quadratus lumborum asymmetry in the occurrence of lesions in the lumbar vertebrae of cricket fast bowlers. Med Eng Phys 007;29:877–85.

Dul, J., Townsend, M.A., Shiavi, R., Johnson, G.E., 1984. Muscular synergismFI. On criteria for load sharing between synergistic muscles. J Biomech 17, 663–673.

Dvorák, J., Panjabi, MM., Chang, D.G., Theiler, R., Grob, D. 1991. Functional Radiographic Diagnosis of the Lumbar Spine. Flexion-Extension and Lateral Bending. Spine 16, 562-571.

El Ouaaid Z, Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. A novel approach to evaluate abdominal coactivities for optimal spinal stability and compression force in lifting. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2009; 12(6):735–745.

El Ouaaid1 Z., Shirazi-Adl A., Arjmand, N., A. Plamondon, A. 2013 Coupled Objective Functions to Study the Role of Abdominal Muscle Forces in Lifting Using the Kinematics-Driven Model, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (submitted, September, 2010).

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl A., Plamondon A., Larivière C., 2013b. Trunk Strength, Muscle Activity and Spinal Loads in Maximum Isometric Flexion and Extension Exertions: a Combined In vivo-Computational Study. J Biomech, 46: 2228–2235

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl1 A., Plamondon A., 2014. Effect of Changes in Orientation and Position of External Loads on Trunk Muscle Activity and Kinematics in Upright Standing. J Electromyography and Kinesiology, in press.

El-Rich, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., 2004. Muscle activity, internal loads and stability of the human spine in standing postures: combined model-in vivo studies. Spine 29, 2633-2642.

EI-Rich M., Arnoux P.J., Wagnac E., Brunet C. and Aubin C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. J Biomech. 42(9): 1252-1262.

Escande et coll., Elements de biomécanique vertébrale 63ème congrés de l'association des anatomistes, 1980 ; pp 82-111

Essendrop M, Schibye B 2004. Intra-abdominal pressure and activation of abdominal muscles in highly trained participants during sudden heavy trunk loadings. Spine 29:2445–2451.

Ezquerro F., Simon A., Prado M. and Perez A. (2004). Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation. Med Eng Phys. 26(1): 11-22.

Fagan MJ, Julian S, Siddall DJ, Mohsen AM. Patient-specific spine models. Part 1: finite element analysis of the lumbar intervertebral disc material sensitivity study. Proc Inst Mech Eng 2002; 216(5): 299–314.

Fathallah FA, Marras WS, Parnianpour M., (1999). Regression models for predicting continuous three-dimensional spinal loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. Human Factors 41:373-383.

Gagnon, D., Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Lariviere, C., 2011. An improved multi-joint EMG-assisted optimization approach to estimate joint and muscle forces in a musculoskeletal model of the lumbar spine. Journal of Biomechanics 44, 1521-1529.

Gardner-Morse MG and Stokes IA 1998. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. Spine 23:86–91.

Gardner-Morse MG, Laible JP, Stokes IA. Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis. J Biomech Eng. 1990 Nov;112(4):481-3.

Gatton ML, Pearcy M.J., Pettet G.J., Evans J.H. 2010. A three-dimensional mathematical model of the thoracolumbar fascia and an estimate of its biomechanical effect. J Biomech 2010, in press.

Gatton, M.L., Pearcy, M.J., Graeme, J., Pettet, G.J., 2011. Computational model of the lumbar spine musculature: Implications of spinal surgery. Clinical Biomechanics 26, 116-122.

Goel et coll. Investigation of vibration characteristics of the ligamentous lumbar spine using the finite element approach. J Biomech Eng. 1994 ; 116(4) ; pp 377-383

Goel, V.K. and Gilbertson, L.G., 1995. Applications of the finite element method to thoracolumbar spinal research, past, present and future. Spine 20, pp. 1719–1727.

Granata KP and Orishimo KF 2001. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. J Biomech 34:1117–1123.

Gravel, D., Gagnon M., Plamondon, A., Desjardins, P., 1997. Development and application of predictive equations of maximal static moments generated by the trunk musculature. Clin. Biomech. 12, 314-324.

Hansson et coll. Mechanical behavior of the human lumbar spine. II. Fatigue strength during dynamic compressive loading.J Orthop Res, 1987. 5(4) ; pp 479-487

Hato T, Kawahara N, Tomita K, Murakami H, Akamaru T, Tawara D, et al. Finite-element analysis on closing-opening correction osteotomy for angular kyphosis of osteoporotic vertebral fractures. J Orthop Sci 2007;12(4):354–60.

Herzog W and Binding P, 1994. Mathematically indeterminate systems. In: Nigg, B.M., Herzog, W. (Eds.), Biomechanics of the Musculoskeletal System. Wiley, Sons, Alberta, Canada, pp. 491-505.

Higgins KB, Sindall DR, Cuitino AM, Langrana NA, 2007. Biomechanical alterations in intact osteoporotic spine due to synthetic augmentation: finite element investigation. J Biomech Eng; 129(4): 575–85.

Homminga J, Weinans H, Gowin W, Felsenberg D, Huiskes R. Osteoporosis changes the amount of vertebral trabecular bone at risk of fracture but nor the vertebral load distribution, 2001. Spine;26(14): 1555–61.

Hoozemans Marco J.M., Kingma I., Wiebe H.K., van Dieën J.H., (2008), Effect of lifting height and load mass on low back loading, Ergonomics, 51:7,1053-1063.

Hoozemans, Marco JM, Kuijer, P Paul FM, Kingma, Idsart, van Dieën, Jaap H., de Vries, Wiebe HK, van der Woude, Luc HV, Dirk, Jan Veeger H. E. J., van der Beek, Allard J. and Frings-Dresen, Monique HW, 2004. Mechanical loading of the low back and shoulders during pushing and pulling activities, Ergonomics, 47:1–18.

Hughes RE, Bean JC, Chaffin DB. 1995. Evaluating the effect of cocontraction in optimization models. J Biomech 28:875–878.

Hui Lin, 2010. Biomechanical modeling of vertebral mechanobiological growth and of the deformation in adolescent idiopathic scoliosis, thèse de doctorat, Ecole Polytechnique de Montréal.

Jayson, M., 1992, The Lumbar Spine and Back Pain, Churchill Livingstone, New York, États-Unis.

Kamina P: 1: Anatomie Generale. In Anatomie, introduction a la clinique, Maloine edition, 1997

Kiefer, A, Shirazi-Adl, A, Pamianpour, M, 1997. "On the stability of human spine in neutral postures", European Spine Journal, 6:45-53.

Kiefer, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 1998. Synergy of human spine in neutral postures.European Spine Journal 7, 471–479.

Kingma I., Staudenmann D., van Dieën J.H., (2007), Trunk muscle activation and associated lumbar spine joint shear forces under different levels of external forward force applied to the trunk. Journal of Electromyography and Kinesiology, 17, 14-24.

Knapik, Gregory G. and Marras, William S., 2009, Spine loading at different lumbar levels during pushing and pulling. Ergonomics, 52:60 –70.

Kumar, S., 1996. Isolated planar trunk strengths measurement in normals: Part III - Results and database. Int. J. Industrial Ergonomics 17, 103-111.

Kuukkanen, T., Mälkiä, E., 1996. Muscular performance after a 3 month progressive physical program and 9 month follow-up in subjects with low back pain. A controlled study. Scand. J. Med. Sci. Sports 6, 112-121.

Larivière C, Gagnon D, Genest K., 2009. Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. Journal of Biomechanics 42(10):1498–1505.

Lariviere C., Arsenault A.B., Gravel D., Gagnon D., Loisel P., 2003. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. J. Electromyogr Kinesiol 13, 305-18.

Lariviere, C., Gagnon D., Genest, K. 2009. Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. Journal of Biomechanics 42, 1498-1505.

Lavaste F. Modelling of facet joints in a global finite element model of the spine: mechnical aspects. In D'amico M, Merolli A and Santambroglio GC. Three dimensionnal analysis of spinal deformities: IOS Press, 1995: 107-112.

Leborgne P, Skalli W, Lecire C, Dubousset J, Zeller R and Lavaste F. Simulation of CD Surgery on a personalized finite element model: preliminary results. In Stokes IA. Resarch into spinal deformities 2: IOS Press, 1999: 126-129.

Lee, Y.-H., Kuo, C.-L, 2000. Factor structure of trunk performance data for healthy subjects. Clinical Biomech. 15, 221-227.

Liebschner MAK, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, Keaveny TM. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine, 2003. Spine; 28(6):559–65.

Liebschner MAK, Rosenberg WS, Keaveny TM. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty, 2001. Spine; 26(14):1547–54.

Liu Y.K., Cramer H. et Rosenberg D.U. 1973, A distribution parameter modal of inertially loaded human spine: a finie difference solution, Rept. No. AMRL-TR-73-65. Aerospace Med.Res.Lab. Wright-Patterson APB, Ohio

Lord, MJ, Small, JM, Dinsay, JM, Watkins, RG, 1997. Lumbar lordosis. Effects of sitting and standing. Spine 22, 2571-4.

Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc? Spine 1996;21(19):2208–16 (discussion 2217).

Marshall, P., Murphy, B., 2003. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. J. Electromyogr. Kinesiol. 13, 477-89.

McGill, S.M., Norman, R.W., 1986. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. Spine 11, 666-678.

McGill, S.M., Norman, R.W., 1988. Potential of lumbodorsal fascia forces to generate back extension moments during squat lifts. J Biomed Eng, 10, 312–318.

McGill, S.M., 1991. Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. Spine 16, 809-815.

McGill, S., Juker, D., Kropf P., 1996. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. Journal of Biomechics 29, 1503-7.

Merryweather, A. S., Loertscher, M. C., Bloswick, D. S., (2009). A revised back compressive force estimation model for ergonomic evaluation of lifting tasks. Work 34, 263-272.

Montgomery DC., 2001. Design and analysis of experiments. 5th ed. New York: Wiley.

Natarajan RN, Andersson GB.,1999. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. Spine;24(18):1873–81.

Natarajan RN, Williams JR., 2004, Andersson GBJ. Recent advances in analytical modeling of lumbar disc degeneration. Spine; 29(23): 2733–41.

National Research Council, (2001). Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities . National Research Council and Institute of Medicine.

Netter F. Atlas of the Human Body. Barron's, 2006.

Ng JK, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA. 2002. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. Med Sci Sports Exerc. 34:1082–1086.

Ng, J.K., Richardson, C.A., Parnianpour, M., 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. J. Orthop. Res. 20, 112-121.

Oxland TR, Lin RM, Panjabi MM. 1992. Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. J Orthop Res. 10, 573-80.

Patwardhan AG, Lee B, Meade KP., 2001. Frontal plane response of the lumbar spine subjected to a follower load – role of muscles. J Biomech Eng 123:212–217.

Patwardhan AG, Havey RM, Carandang G, Simonds J, Voronov LI, Ghanayem AJ, Meade KP, Gavin TM, Paxinos O. 2003. Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine. J Orthop Res. 21, 540-546.

Pearcy, M., Portek, I., and Shepherd, J. (1984). Three-Dimensional X-Ray Analysis of Normal Movement in the Lumbar Spine. Spine 9, 294-297.

Pearsall DJ. 1994. Segmental inertial properties of the human trunk as determined from computer tomography and magnetic resonance imagery. PhD thesis, Queen's University, Kingston, Ontario.

Plamondon A., Gagnon M., Maurais G. 1988. Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion.Spine 13 (9), 1027–1032.

Plamondon, A, Gagnon, M, Maurais, G, "Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion", Spine 13:1027-1032, 1988.

Pop, D.G., 2001. Analyse non linéaire par éléments finis du système actif passif de la colonne vertébrale humaine. M.Sc.A. Dissertation. Ge´ nie mécanique, Ecole Polytechnique, Montréal, Québec.

Potvin, JR, McGill, SM, Norman, RW, 1991, "Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion", Spine 16:1099-1107.

Raikova R. 1999. About weight factors in the non-linear objective functions used for solving indeterminate problems in biomechanics. J Biomech. 32:689–694.

Raikova RT, Prilutsky BI, 2001. Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. J. Biomech 34:1243-1255

Rockoff et coll. The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae Calcil. Tissue Res, 1969. 3(1); pp 17-29

Rohlmann A, Burra NK, Zander T, Bergmann G. Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis. Eur Spine J 2007;16(8):1223–31.

Rohlmann A., Zander T., Graichen, F., Bergmann, G., 2013. Lifting up and laying down a weight causes high spinal loads. J Biomech, 46:511-514.

Romanes (1972). Cunningham's textbook anatomy. Londre.

Roy, A.L., Keller, T.S., Colloca, C.J., 2003. Posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometrics exertions in normal male and female. Journal of Electromyography and Kinesiology 13, 469-476.

Sadouk, 1998; Analyse mécanique par éléments finis du système du systeme actif-passif de la colonne lombaire humaine. Mémoire de maîtrise M.Sc.A. Genie mécanique, École polytechnique Montréal, Quebec.

Sairyo K., Goel V.K., Masuda A., Vishnubhotla S., Faizan A., Biyani A., Ebraheim N., Yonekura D., Murakami R. I. and Terai T. (2006). Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture. Eur Spine J 15: 923-929.

Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, 2006. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. Clin Biomech;21(4):337–44.

Schmidt, H., Heuer, F., Drumm, J., Klezl, Z., Claes, L., Wilke, H.J., 2007. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 22, 377–384.

Schroeder Y, Wilson W, Huyghe JM, Baaijens FPT, 2006. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc. Eur Spine J;15(Suppl. 3):S361–71.

Schultz AB and Hirsch C., 1973. Mechanical analysis of Harrington rod correction of idiopathic scoliosis. Journal of Bone and Joint Surgery [Am],: 55: 983

Shirazi-Adl S., Surech C. Shrivastava et Ahmed, A., 1984, Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression, Spine, 9(2), 120-134.

Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. 1986a; Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. Spine. 11:914-927.

Shirazi-ADl, A., Drouin G, 1987. Load-Bearing role of facets in lumbar segment under sagittal plane loadings, . Biomechanics J. 20(6):601-613.

Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. 1986b. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. J Biomech. 19:331-50. Shirazi-Adl et Drouin, 1988

Shirazi-Adl A.and Drouin G., Nonlinear Gross Response Analysis of a Lumbar Motion Segment in Combined Sagittal Loadings, 1988. J. Biomech. 110(3), 216-223.

Shirazi-Adl, A, Finite-Element evaluation of contact loads on facets of an L2-L3 lumbar segment in complex loads, 1991. Spine, 16(5):533-41.

Shirazi-Adl et Parnianpour, 1993. Nonlinear reponse analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression. Spine, 18(1), 1993.

Shirazi-Adl A., 1994. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. 19(21),2407-2414.

Shirazi-Adl, A., 1994. Analysis of Role of Bone Compliance on Mechanics of a Lumbar Motion Segment. J Biomech. Eng., 116, 408-412.

Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, , 1999. "Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine -Lumbar curvature in lifting," J Spinal Disorders, 12:436-447.

Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., 2000. Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 15, 718–725.

Shirazi-Adl A, Sadouk S., Parnianpour M., Pop D. et El-Rich M., 2001. Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression, Eur Spine J 11:519–526.

Shirazi-Adl A, Sadouk S, Parnianpour M, Pop D, El-Rich M. 2002. Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. Eur Spine J. 11:519-526.

Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Parnianpour, M, “Evaluation of trunk muscle forces and internal loads using Kinematics-based modeling”, Proceedings of the IASTED International Conference in Biomedical Engineering, Ed. MH Hamza, pp. 114-119, Salzburg, 2003.

Shirazi-Adl, A., 2004. Stiffening role of compression on lumbar spine response in flexion/axial rotations—application of a novel wrapping element. Fifth Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies of Canada.

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, 267-275.

Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. 2005. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. Clin Biomech. 20:465–473.

Simon BR, Wu JS, Carlton MW, Evans JH, Kazarian LE. Structural models for human spinal motion segments based on a poroelastic view of the intervertebral disk, 1985. J Biomech Eng, 1985. 107(4): 327–35.

Skalli, W., Robin, S., Lavaste, F. and Dubousset, J., 1993. A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a 3D geometrical and mechanical model. Spine 18 4, pp. 1–10.

Snyder R. G., Chafin D. B. et Schutz R.K., 1972. Link system of the human torso. Final report, June 1970-july 1971, University of Michigan, Biomedical dept..

Song, Y.W., Min, K. Chung, M.K., 2004. Quantitative assessment of trunk muscle coactivation in sub-maximal isometric exertion tasks. International Journal of Industrial Ergonomics 34, 13-20.

Stockes I.A. Gardner-Morse M. 1998. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. J.Biomechanics, 32, 311-316

Stokes IA and Gardner-Morse M. Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. Spine, 1993: 18: 457-64.

Stokes IA, Gardner-Morse M. 1999. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. J Biomech 32:311–316.

Stokes IA, Gardner-Morse M. 2003. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. J Electromyogr Kinesiol. 13:397-402.

Stokes, IA, Henry, SM, Single, RM., 2003. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. Clin. Biomech. 18, 9-13.

Sylvestre P-L, Villemure I, Aubin C-E. Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model. Med Biol Eng Comput 2007;45(10):977–88.

Sylvie Nadeau, Hakim Bouzid et David Prud'homme, 2008. Étude du mécanisme lésionnel de la hernie discale: modélisation du comportement élastique non-linéaire, Revue Internationale sur l'Ingénierie des Risques Industriels, Vol. 1, No. 1.

Takashima ST, Singh SP, Haderspeck KA, Schultz AB. 1979. A model for semi-quantitative studies of muscle actions. J Biomech. 12:929-39.

Teo E.C. and Ng H.W., 2001. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. Med. Eng. & Phys. 2001 Apr;23(3):155-64.

Thomas, J.S., France, C.R., Sha, D., Wiele, N.V., 2008. The Influence of Pain-Related Fear on Peak Muscle Activity and Force Generation During Maximal Isometric Trunk Exertions. Spine 33, 342-348.

Tschirhart CE, Nagpurkar A, Whyne CM. Effects of tumor location,shape and surface serration on burst fracture risk in the metastatic spine, 2004. J Biomech; 37(5):653–60.

White A.A. and Panjabi M.M. (1990). Clinical Biomechanics of the Spine, J.B. Lippincott Company.

Whyne CM, Hu SS, Lotz JC. Burst fracture in the metastatically involved spine: development, validation, and parametric analysis of a three-dimensional poroelastic finite-element model. Spine 2003; 28(7): 652–60.

Wijayathunga VN, Jones AC, Oakland RJ, Furtado NR, Hall RM, Wilcox RK, 2008. Development of specimen-specific finite element models of human vertebrae for the analysis of vertebroplasty. Proc Inst Mech Eng, 222(2):221–8.

Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. 1999. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine 24: 755-762.

Wilke, HJ., P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, and L. Claes. 2001. “Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models.” Clinical Biomechanics 16: 111-126.

Wong, T. KT., Lee, R. Y.W., 2004. Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip. Human Movement Science 23, 21–34.

Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T. 1989. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. Spine14:1256-60.

Zander T, Rohlmann A, Calisse J, Bergmann G. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. Clin Biomech 2001;16(Suppl. 1):S73–80.

Zander, T., Rohlmann, A., Klockner, C., Bergmann, G., 2003. Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics. Eur. Spine J. 12 (4), 427–434.

Zetterberg, C., Andersson, G.B., Schultz, A.B., 1987. The activity of individual trunk muscles during heavy physical loading, Spine 12, 1035-1040.

ANNEXE

Tableau A.1 : Points anatomiques du sujet.

.nco	Noms	Clusters de référence	Repères anatomiques
001	Épine iliaque ant.-sup. droite	P25-LPte, **Sacrum**	Épines iliaques antéro-supérieures
002	Épine iliaque ant.-sup. gauche		
003	Apophyse xyphoide	P25-LPte, **T12**, **C7**	Apophyse xyphoide : Extrémité inférieure du sternum
004	Manubrium	P25-LPte, **C7**	Partie inférieure du manubrium
005	Épaule dr. Avant	P25-LPte, **C7**, **ARM_D**	Au centre géométrique avant de l'épaule : intersection de la ligne formée de l'axe longitudinal de l'épaule à 45° et de la perpendiculaire de l'axe longitudinal qui rejoint l'acromion.
006	Épaule ga. Avant	P25-LPte, **C7**, **ARM_G**	
007	Épicondyle dr int.	P25-LPte, **ARM_D**	Sur l'épicondyle médian de l'humérus
008	Épicondyle dr ext.		8 mm au-dessus de la jonction entre l'épicondyle latéral de l'humérus et la tête du radius
009	Poignet dr ext. (pouce)	P25-LPte, **FOREARM_D**	Sur l'apophyse styloïde du radius
010	Poignet dr int.		Sur l'extrémité distale du cubitus
011	Épicondyle ga int.	P25-LPte, **ARM_G**	Sur l'épicondyle médian de l'humérus
012	Épicondyle ga ext.		8 mm au-dessus de la jonction entre l'épicondyle latéral de l'humérus et la tête du radius
013	Poignet ga ext. (pouce)	P25-LPte, **FOREARM_G**	Sur l'apophyse styloïde du radius
014	Poignet ga int.		Sur l'extrémité distale du cubitus
015	Nez	P25-LPte, **Tete**	Extrémité du nez
016	Vertex		Centre géométrique au niveau du sommet de la tête
017	Nuque		Centre arrière de la tête
018	Épaule dr. arrière	P25-LPte, **C7**, **ARM_D**	Au centre géométrique arrière de l'épaule
019	Épaule ga. arrière	P25-LPte, **C7**, **ARM_G**	
020	C7 centre	P25-LPte, **C7**	
021	C7 droit		À la hauteur de C7, 5 cm latéral chaque côté de la ligne médiane du tronc
022	C7 gauche		
023	T12 centre	P25-LPte, **T12**	Au niveau du dos sur l'apophyse épineuse de T12
024	T12 droit		7 cm à droite de T12 centre
025	T12 gauche		7 cm à gauche de T12 centre
026	Épine iliaque pos.-sup. droite	P25-LPte, **Sacrum**	Épines iliaques postéro-supérieures
027	Épine iliaque pos.-sup. gauche		
028	L5		Sur l'apophyse épineuse de L5 : La partie la plus élevée des crêtes iliaques correspond à la partie inférieure de L4 ou à la jonction L4-L5. Sous toutes réserves L5 se situerait de 4 à 5 cm plus bas (Appleton et al., 1949).

Tableau A.2 Les coordonnées des centres des vertèbres de la colonne vertébrale.

Vertèbres	Direction sagittale: X[mm]	Direction latérale: Z[mm]
T1	16.58	467.60
T2	21.74	447.38
T3	26.129	426.85
T4	29.10	405.81
T5	30.82	384.14
T6	31.59	361.7
T7	31.59	338.4
T8	30.74	314.119
T9	28.889	288.94
T10	25.69	262.94
T11	20.68	235.3
T12	13.57	214.56
L1	5.06	171.07
L2	-2.84	135.03
L3	-9	97.55
L4	-10.11	58.9
L5	-6.15	20.57
S1	4	0

Tableau A.3: Les coordonnées des nœuds des éléments poutres qui représentent les disques intervertébraux dans le modèle des éléments finis.

Disque intervertébraux	Nœuds	Direction sagittale: *X*[mm]	Direction latérale *Z*[mm]
T12-L1	1	14.48	192.19
	2	13.37	188.039
	3	12.25	183.88
L1-L2	1	5.86	158.26
	2	4.76	153.08
	3	3.66	147.89
L2-L3	1	-1.34	122.17
	2	-2.39	116.21
	3	-3.44	110.25
L3-L4	1	-6.56	84.84
	2	-6.56	78.34
	3	-6.56	71.84
L4-L5	1	-5.66	45.96
	2	-4.95	39.20
	3	-4.24	32.43
L5-S1	1	-0.06	8.7
	2	1.97	4.35
	3	4	0

Tableau A.4 : Pourcentage de masse des segments supérieurs du tronc par rapport à la masse du corps.

Niveaux	**Pourcentage de masse des segments supérieurs du tronc par rapport à la masse du corps (%)**
tête et cou	6,94
Bras	2×2,8
Avant-bras	2×1.6
mains	2×0,6
T1	1.28
T2	1.38
T3	1.47
T4	1.58
T5	1.68
T6	1.78
T7	1.88
T8	1.99
T9	2.10
T10	2.19
T11	2.30
T12	2.39
L1	2.50
L2	2.59
L3	2.70
L4	2.79
L5	2.91
S1	0

Tableau A.5 : Aires de section physiologiques (*PCSA*) des muscles locaux sur chaque côté et aux différents niveaux de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992 ; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).

Muscles locaux	Aires de section physiologiques (PCSA en mm2)				
	L1	*L2*	*L3*	*L4*	*L5*
Iliopsoas (*IP*)	252	295	334	311	182
Multifidus (*MF*)	96	138	211	186	134
Quadratus Lomborum (*QL*)	88	80	75	70	---
Longissimus (*LGPL*)	79	91	103	110	116
Iliocostalis (*ICPL*)	108	154	182	189	---

Tableau A.6 : Aires de section physiologiques (PCSA) des muscles globaux sur chaque côté et au niveau *T12* de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).

Muscles globaux	Aires de section physiologiques (*PCSA*) en (mm^2) au niveau *T12*
Longissimus (*LGPT*)	1210
Iliocostalis (*ICPT*)	660
Rectus Abdominus (*RA*)	567
External oblique (*EO*)	1576
Internal oblique (*IO*)	1345

Tableau A.7 : Coordonnées des points d'insertion et d'origines des muscles locaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum *S1* ([X, Y, Z] = [0, 0, 0])

Muscles locaux	Insertions (mm)			Origines (mm)		
	X	*Y*	*Z*	*X*	*Y*	*Z*
			L1			
ICPL	35.66	28.31	159.27	63.00	52.00	-7.00
IP	12.00	9.99	174.27	-40.00	79.00	-88.00
LGPL	34.96	22.10	159.57	59.00	51.30	-8.40
MF	54.90	2.50	131.48	54.00	45.20	-7.40
QL	34.80	28.31	159.27	14.00	77.00	32.00
			L2			
ICPL	29.76	30.50	126.88	49.00	52.00	12.00
IP	-3.00	12.13	140.63	-40.00	79.00	-88.00
LGPL	28.36	26.00	128.23	50.00	50.70	0.10
MF	48.80	2.50	110.00	56.00	47.90	-16.50
QL	28.60	30.50	126.88	23.00	67.00	30.00
			L3			
ICPL	21.90	32.26	95.31	44.00	55.00	18.00
IP	-9.00	16.84	105.41	-40.00	79.00	-88.00
LGPL	22.00	28.90	90.15	44.00	49.60	7.30
MF	40.60	2.65	68.35	61.00	41.60	-28.30
QL	21.00	32.26	95.31	28.00	56.00	26.00
			L4			
ICPL	19.34	35.08	63.87	37.00	58.00	23.00
IP	-12.78	21.03	68.50	-40.00	79.00	-88.00
LGPL	19.29	30.00	58.60	39.00	47.10	13.30
MF	40.60	1.50	43.40	65.00	30.40	-29.50
QL	17.10	35.08	63.87	28.00	47.00	21.00
			L5			
IP	-17.47	25.32	30.71	-40.00	79.00	-88.00
LGPL	20.65	36.00	20.57	34.00	42.90	0.00
MF	43.90	2.3	15.16	67.00	7.60	-30.40

Tableau A.8 : Coordonnées des points d'insertion et d'origine des muscles globaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum S1 ([X, Y, Z] = [0, 0, 0])

Muscles	Insertions (mm)			Origines (mm)		
locaux	*X*	*Y*	*Z*	*X*	*Y*	*Z*
RA	-126.72	47.30	269.84	-80.00	34.00	-80.00
EO	-13.00	141.50	200.00	-102.00	116.00	-20.00
IO	-80.00	96.00	167.00	-12.00	107.00	51.00
ICPT	72.07	57.00	235.3	34.90	58.00	-10.00
LGPT	73.07	37.80	262.94	40.00	17.00	-30.00

ÉCOLE
POLYTECHNIQUE
MONTRÉAL

CERTIFICAT D'ACCEPTATION D'UN PROJET DE RECHERCHE PAR LE COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES SUJETS HUMAINS DE L'ÉCOLE POLYTECHNIQUE

Comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains

Adresse civique :
Campus de l'Université de Montréal
2900, boul. Édouard-Montpetit
École Polytechnique
2500, chemin de Polytechnique
H3T 1J4

Adresse postale :
C.P. 6079, succursale Centre-ville
Montréal (Québec) Canada
H3C 3A7

Téléphone : (514) 340-4990
Télécopieur : (514) 340-4992

École affiliée à l'Université de Montréal

Membres réguliers du comité :

Marie-Josée Bernardi, juriste et éthicienne
Ginette Denicourt, IRSST
Daniel Imbeau, génie industriel
Bernard Lapierre, éthicien*
Delphine Périé-Curnier, génie mécanique
Élodie Petit, juriste et éthicienne
André Phaneuf, UdeMontréal
Farida Cheriet, génie informatique et génie logiciel

Céline Roehrig, secrétaire

* président du Comité

Montréal, le 14 décembre 2010

M. Aboulfazl Shirazi
M. Zakaria El Ouaaid
Département de génie mécanique
Ecole Polytechnique de Montréal

N/Réf : Dossier CÉR-10/11-03

Messieurs,

J'ai le plaisir de vous informer que les membres du Comité d'éthique de la recherche ont pris connaissance des documents que vous avez fait parvenir à Mme Roehrig en date du 9 septembre 2010 relativement votre projet de recherche intitulé « *L'effet de l'orientation, de la position et de l'amplitude des forces dans l'évaluation des forces de compression et la biodynamique du tronc sous l'effet de perturbations soudaines* ».

Les membres du Comité ont recommandé l'approbation de ce projet suite aux précisions apportées au formulaire de déclaration du chercheur principal et au formulaire d'information et de consentement, et ce suite aux questions qu'ils avaient soulevées.

Veuillez noter que le présent certificat est valable pour le projet tel que soumis au Comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains. La secrétaire du Comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains devra immédiatement être informée de toute modification qui pourrait être apportée ultérieurement au protocole expérimental, de même que de tout problème imprévu pouvant avoir une incidence sur la santé et la sécurité des personnes impliquées dans le projet de recherche (sujets, professionnels de recherche ou chercheurs).

Nous vous prions également de nous faire parvenir un bref **rapport annuel** ainsi qu'un avis à la fin de vos travaux.

Je vous souhaite bonne chance dans vos travaux de recherche,

Bernard Lapierre, président
Comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains

c.c.: Céline Roehrig, DRI

Figure A.1 : Certificat d'acceptation d'un projet de recherche par le comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains.

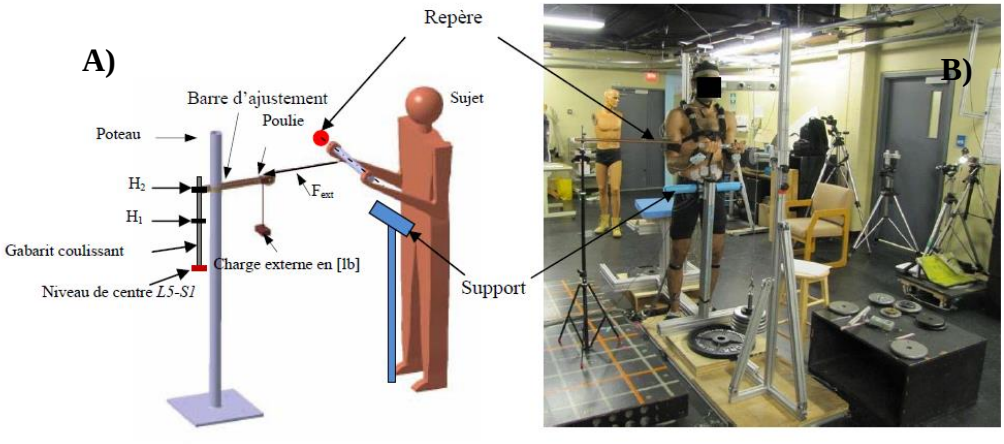


Figure A.2 : Le banc de mesure. A) Le banc d'essai lors de la phase de conception; B) Le banc d'essai lors des mesures expérimentales.

Estimation de la friction de la poulie utilisée dans le projet Moments et Reflexe.

On a pris des poids qu'on a pesés avec un dynamomètre numérique dans deux positions différentes : verticale sans poulie et horizontale avec poulie.

Masse en Kg sans poulie Position (1)	Masse en Kg avec poulie Position (2)
5.86	5.87
10.42	10.22
12.80	12.60
15.28	15.18
17.34	17.36
19.71	19.64
23.20	23.15

D'après les résultats on peut conclure que la friction due à la poulie utilisée dans ce projet peut être considérée comme négligeable.

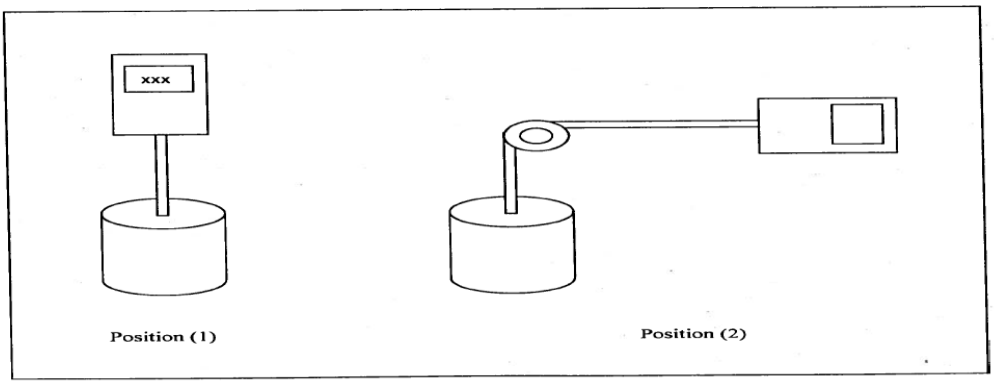


Figure A.3: Evaluation de l'effet de la friction du système poulet/câble

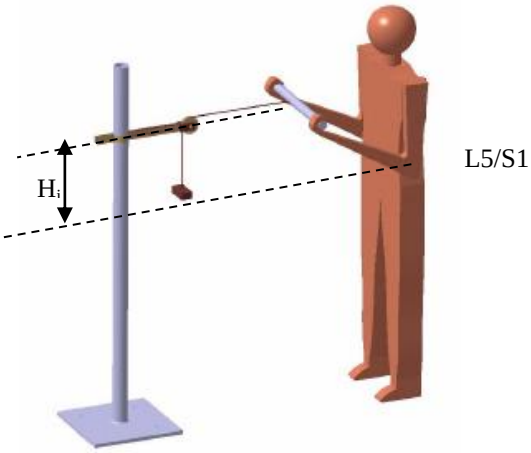


Figure 1a : Deux tâches de maintien d'un moment produit par une force horizontale à deux différentes hauteurs H_1 et H_2 (i=1,2) par rapport à L5/S1.

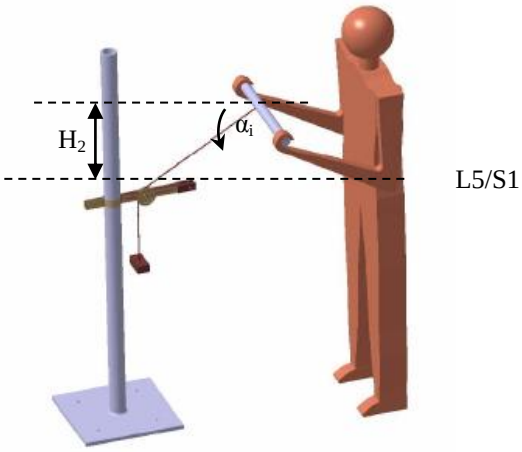


Figure 1b : Deux tâches de maintien d'un moment produit par une force inclinée à deux angles α_1=25° et α_2=50° vers le bas à une seule hauteur H_2 par rapport à L5/S1.

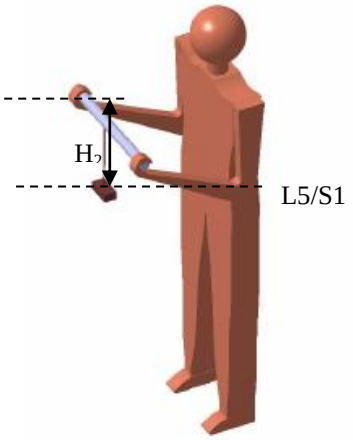


Figure 1c : Tâche de maintien d'un moment produit par une force verticale à deux différentes hauteurs H_2 par rapport à L5/S1.

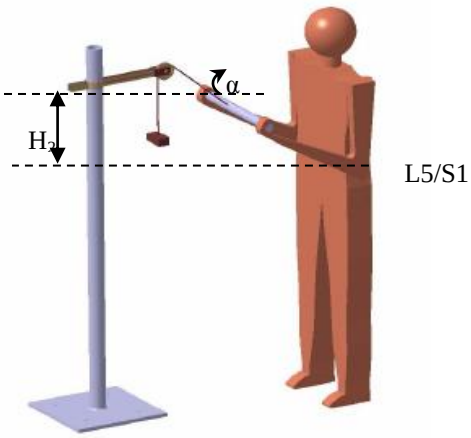


Figure 1d : Tâche de maintien d'un moment produit par une force dirigée vers le haut (α=-25°) à une seule hauteur H_2 par rapport à L5/S1.

Figure A.4 : différentes condition de chargement

Figure A.5: Pointeur (la probe) pour mesurer les coordonnées des points quelconques sur la peau dans système globale.

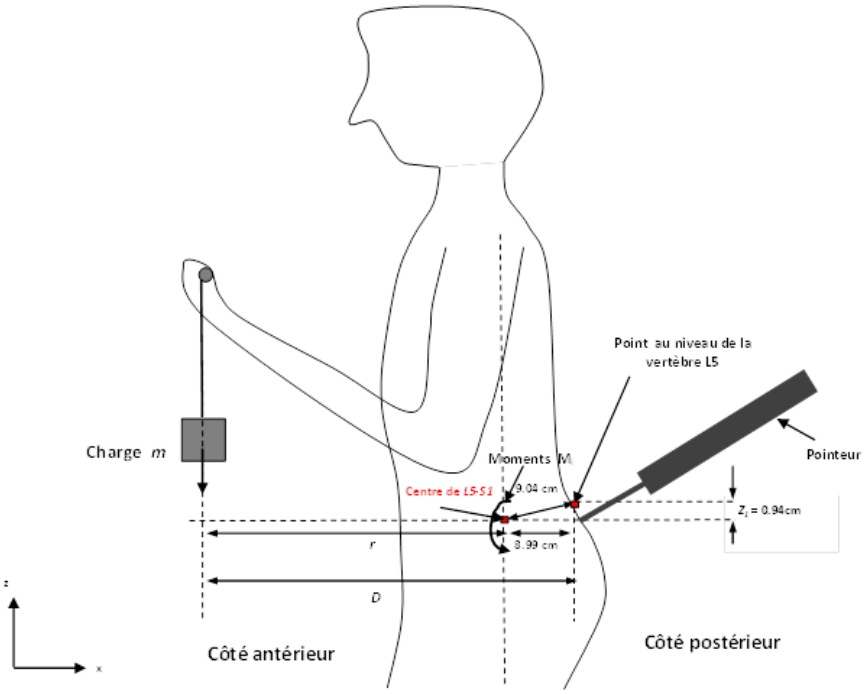


Figure A.6: Estimation de la position du centre articulaire L5-S1 à l'aide d'un pointeur lors d'une tâche de manutention,

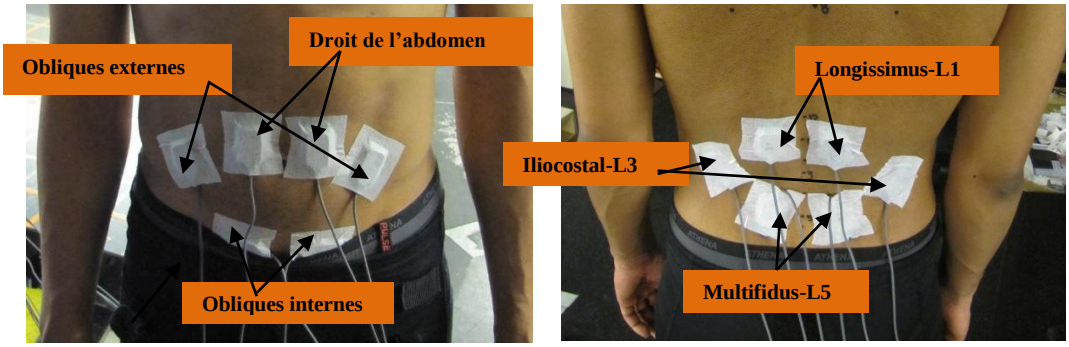


Figure A.7: Les muscles abdominaux et du dos en question pour mesurer l'EMG lors de cette étude.

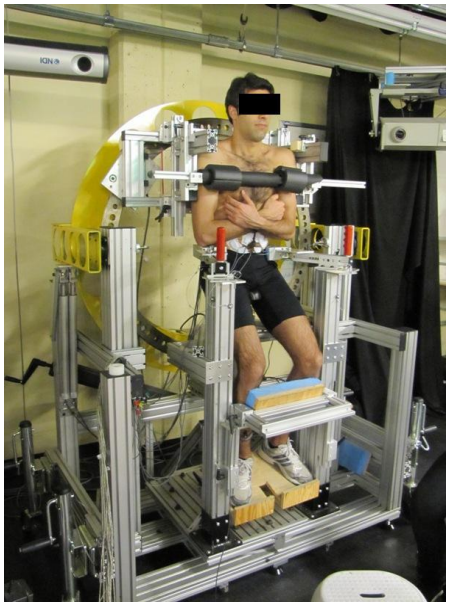


Figure A.8: Dynamomètre pour mesurer les efforts maximaux des muscles du tronc.

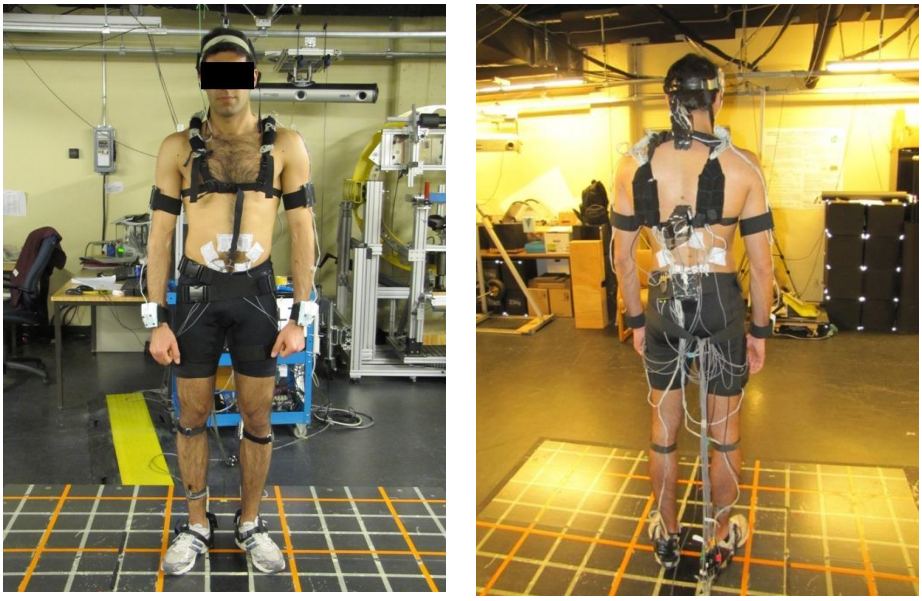


Figure A.9: Instrumentation des sujets pour la mesure de la cinématique.

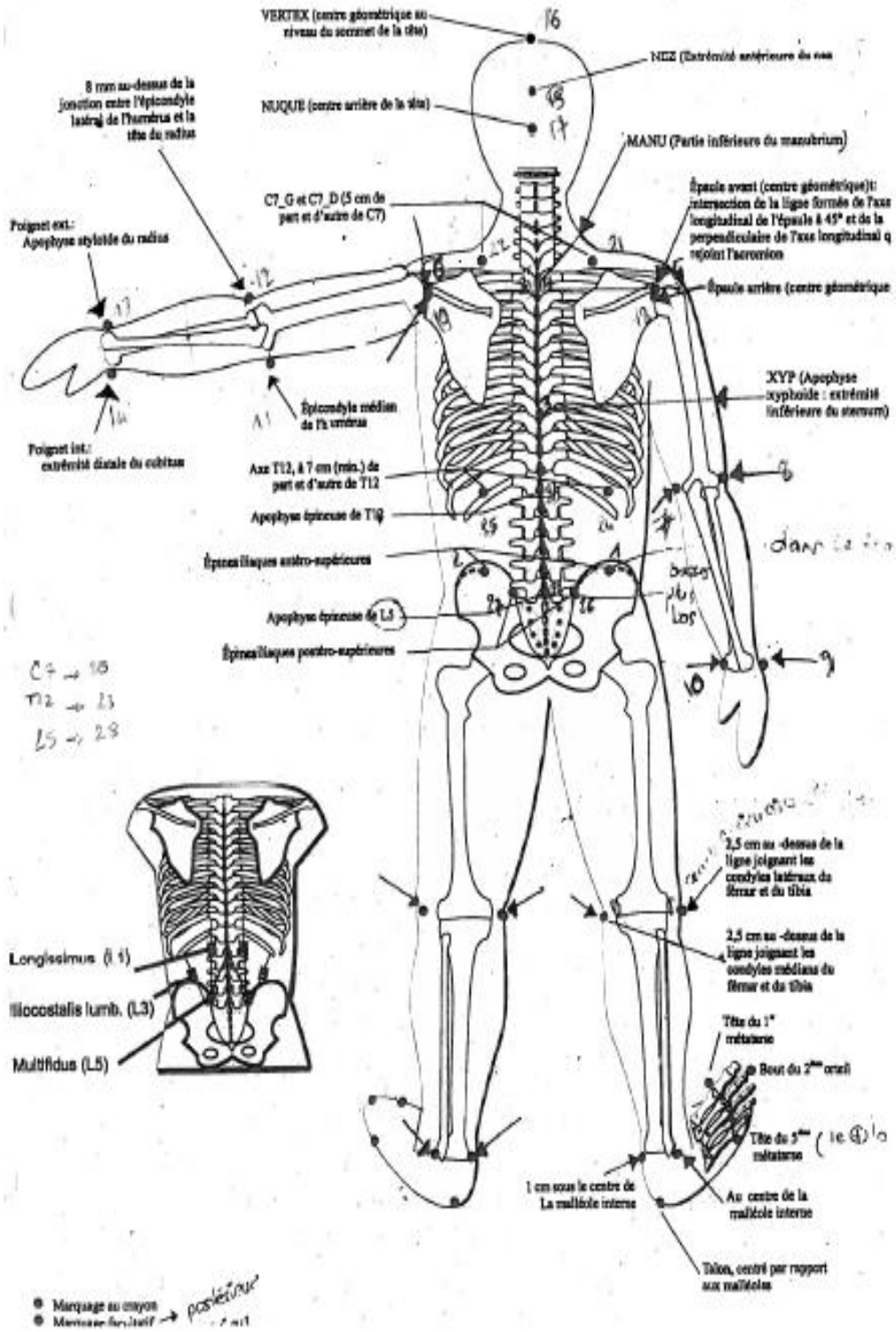


Figure A.10: Points anatomiques.