

É

Troubles musculo-squelettiques

Études et recherches

■ RAPPORT R-620



Comparaison de deux modèles biomécaniques articulaires dans l'évaluation du chargement lombaire

*André Plamondon
Navid Arjmand
Denis Gagnon
Aboufazel Shirazi-Adl
Erik Salazar*



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

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

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

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

Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

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

Pour en savoir plus

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

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : 1-877-221-7046 <http://www.irsst.qc.ca/en/pat-abonnement.html>

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales
2009
ISBN : 978-2-89631-393-8 (version imprimée)
ISBN : 978-2-89631-394-5 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
Juillet 2009



Troubles musculo-squelettiques

Études et recherches

■ RAPPORT R-620

Comparaison de deux modèles biomécaniques articulaires dans l'évaluation du chargement lombaire

Avis de non-responsabilité

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

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

*André Plamondon¹, Navid Arjmand^{2,4}, Denis Gagnon³,
Aboufazi Shirazi-Adl² et Érik Salazar⁴*

¹Service de la recherche, IRSST

²Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal

³Faculté d'éducation physique et sportive, Université de Sherbrooke

⁴Service soutien à la recherche et à l'expertise, IRSST

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSS

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Nous aimerions remercier David Brouillette (professionnel scientifique) pour son aide lors du montage expérimental et lors de la cueillette des données.

SOMMAIRE

Les risques de blessures au dos lors d'activités au travail demeurent encore aujourd'hui très élevés. Ces risques semblent s'accroître lorsque la charge supportée par les tissus du dos augmente lors, par exemple, de travaux de manutention. Il n'existe pas de façon directe d'évaluer le chargement interne des tissus et le meilleur moyen consiste actuellement à utiliser des modèles biomécaniques articulaires. Il existe différents types de modèles et au Québec, deux groupes ont travaillé sur un modèle biomécanique articulaire: (1) le groupe de Sherbrooke dirigé par Denis Gagnon qui a développé un modèle à partir d'une approche hybride basée sur des mesures d'EMG combinée avec l'optimisation (Modèle EMGAO) ; (2) le groupe de Polytechnique sous la direction de Aboufazi Shirazi-Adl qui a élaboré un modèle à partir d'une approche cinématique (modèle cinématique). L'objectif de cette activité était de comparer les réponses de ces deux modèles de manière à voir en premier lieu si ceux-ci concordaient et en second lieu d'identifier les faiblesses majeures de chacun des modèles pour que plus tard on puisse améliorer les résultats.

Méthode : La comparaison entre les modèles de Gagnon et de Shirazi-Adl nécessitait les mêmes données d'entrée. Pour ce faire, plusieurs tâches statiques et dynamiques ont été simulées en laboratoire par un sujet. Les données nécessaires aux deux modèles ont été recueillies au moyen de deux systèmes de mesures photogrammétriques (caméras vidéo et optoélectronique), d'un système d'électromyographie de surface, d'une plate-forme de force de grande dimension et d'un dynamomètre capable d'enregistrer l'activité musculaire des muscles du dos lors d'efforts maximaux.

Résultats : Trois tâches isométriques différentes en posture debout ont été analysées pour un sujet afin de prédire les moments externes, les forces musculaires et les charges appliquées sur le rachis lombaire. En dépit de résultats équivalents sur la prédiction des moments de force, des forces de compression et des forces musculaires totales, les forces attribuées aux groupes musculaires locaux et aux groupes musculaires globaux étaient considérablement différentes entre les deux modèles. Une conséquence directe de cette différence fait en sorte que les forces de cisaillement prédites par le modèle cinématique étaient supérieures en raison d'une plus grande force musculaire attribuée aux groupes musculaires globaux. La différence entre les deux modèles aurait été probablement moins élevée si le modèle EMGAO avait considéré les conditions d'équilibre à tous les niveaux vertébraux lombaires jusqu'à T12 au lieu d'une seule section transversale prise à L5/S1.

Conclusions : En dépit de caractéristiques géométriques et de propriétés passives de la colonne semblables et également sous la contrainte de moments externes de même grandeur, les deux modèles ont prédit des forces musculaires et des charges en cisaillement différentes. Toutefois, en équilibrant l'action musculaire à tous les niveaux lombaires, le modèle cinématique satisfait aux conditions d'équilibre autant à L5/S1 qu'à l'articulation T12. Les différences de prédiction entre les deux modèles devraient donc varier en fonction du niveau vertébral et du type de tâche étudiée. Ce type d'études permettra d'améliorer les modèles et de rendre leur prédiction plus valide.

TABLE DES MATIÈRES

1. INTRODUCTION.....	1
1.1 Objectif.....	4
2. MÉTHODOLOGIE.....	5
2.1 Participant.....	5
2.2 Procédures expérimentales.....	5
2.3 Modèles biomécaniques articulaires.....	8
2.3.1 Modèle EMG par approche optimisée (EMGAO).....	9
2.3.2 Modèle par approche cinématique.....	10
2.3.3 Musculature du tronc.....	12
3. RESULTATS.....	15
4. DISCUSSION.....	21
4.1 Les moments externes.....	21
4.2 Les forces musculaires.....	21
4.3 Les forces de compression et de cisaillement.....	23
4.4 Limites de l'étude.....	25
5. CONCLUSION.....	27

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1. SECTION DROITE PHYSIOLOGIQUE (PCSA, mm^2) POUR LES MUSCLES DU TRONC DE CHAQUE CÔTÉ DU RACHIS. ICPL: ILIOCOSTALIS LUMBORUM PARS LUMBORUM, ICPT: ILIOCOSTALIS LUMBORUM PARS THORACIC, LGPL: LONGISSIMUS THORACIS PARS LUMBORUM, LGPT: LONGISSIMUS THORACIS PARS THORACIC, MF: MULTIFIDUS, QL: QUADRATUS LUMBORUM, IP: ILIOPSOAS, IO: OBLIQUE INTERNE, EO: OBLIQUE EXTERNE, ET RA: RECTUS ABDOMINUS	14
TABLEAU 2. PRÉDICTIONS DES MOMENTS NETS AUX CENTRES ARTICULAIRES DES DISQUES; PRÉDICTIONS DES FORCES MUSCULAIRES (CÔTÉ DROIT ET GAUCHE) ET DE LA SOMME DE TOUTES LES FORCES MUSCULAIRES; PRÉDICTIONS DES FORCES DE COMPRESSION ET DE CISAILLEMENT À L4/L5 ET L5/S1 POUR LA CONDITION DU SUJET EN POSTURE DEBOUT DROITE. LGPT: LONGISSIMUS THORACIS PARS THORACIC, ICPT: ILIOCOSTALIS LUMBORUM PARS THORACIC, IO: OBLIQUE INTERNE, EO: OBLIQUE EXTERNE, ET RA: RECTUS ABDOMINUS. POUR LES ABDOMINAUX (RA, EO ET IO), IL S'AGIT DE LA SOMME DES FORCES DE TOUS LES FASCICULES DE CHAQUE CÔTÉ.	15
TABLEAU 3. PRÉDICTIONS DES MOMENTS NETS AUX CENTRES ARTICULAIRES DES DISQUES; PRÉDICTIONS DES FORCES MUSCULAIRES (CÔTÉ DROIT ET GAUCHE) ET DE LA SOMME DE TOUTES LES FORCES MUSCULAIRES; PRÉDICTIONS DES FORCES DE COMPRESSION ET DE CISAILLEMENT À L4/L5 ET L5/S1 POUR LA CONDITION DU SUJET SUPPORTANT UNE CHARGE RAPPROCHÉE ET ÉLOIGNÉE DE 19.8 KG EN POSTURE DEBOUT DROITE. LGPT: LONGISSIMUS THORACIS PARS THORACIC, ICPT: ILIOCOSTALIS LUMBORUM PARS THORACIC, IO: OBLIQUE INTERNE, EO: OBLIQUE EXTERNE, ET RA: RECTUS ABDOMINUS. POUR LES ABDOMINAUX (RA, EO ET IO), IL S'AGIT DE LA SOMME DES FORCES DE TOUS LES FASCICULES DE CHAQUE CÔTÉ.	16
TABLEAU 4. PRÉDICTIONS DES MOMENTS NETS AUX CENTRES ARTICULAIRES DES DISQUES; PRÉDICTIONS DES FORCES MUSCULAIRES ET DE LA SOMME DE TOUTES LES FORCES MUSCULAIRES; PRÉDICTIONS DES FORCES DE COMPRESSION ET DE CISAILLEMENT À L4/L5 ET L5/S1 DANS LE MAINTIEN D'UNE BARRE DE 10.4 KG À QUATRE HAUTEURS DIFFÉRENTES (90, 120, 150 ET 180 CM PAR RAPPORT AU SOL).	17
TABLEAU 5. FORCES MUSCULAIRES LOCALES DES MUSCLES EXTENSEURS PRÉDITES PAR LE MODÈLE CINÉMATIQUE ET PAR LE MODÈLE EMGAO POUR LES TÂCHES DE MAINTIEN DE LA CHARGE DE 19.8 KG PRÈS ET ÉLOIGNÉE ET D'UNE BARRE DE 10.5 KG À 90 ET 180 CM DU SOL.	18
TABLEAU 6. PRESSION INTRADISCALE (MPA) ESTIMÉE AU NIVEAU DU DISQUE L4/L5 PAR LE MODÈLE CINÉMATIQUE ET PAR LE MODÈLE EMGAO EN COMPARAISON AVEC LES MESURES IN VIVO OBTENUES DE L'ÉTUDE DE WILKE <i>ET AL.</i> (2001).....	19

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1. ILLUSTRATION DU DYNAMOMÈTRE POUR CALIBRER LES SIGNAUX EMG	6
FIGURE 2. INSTRUMENTATION DU SUJET	7
FIGURE 3. ILLUSTRATION DES TROIS CONDITIONS EXPERIMENTALES REALISEES PAR LE SUJET: (1) POSTURE STATIQUE DEBOUT DROITE ; (2) MAINTIEN SYMETRIQUE D'UNE CAISSE DE 19.8 KG A UNE DISTANCE RAPPROCHEE DU TRONC ET A UNE DISTANCE ELOIGNEE DU TRONC ; (3) MAINTIEN SYMETRIQUE D'UNE BARRE DE 10.4 KG A QUATRE HAUTEURS DIFFERENTES (90, 120, 150 ET 180 CM PAR RAPPORT AU SOL)	8
FIGURE 4. LE MODELE CINEMATIQUE D'ELEMENTS FINIS INCLUANT LES GROUPES MUSCULAIRES LOCAUX ET GLOBAUX DANS LE PLAN SAGITTAL (LES FASCICULES D'UN SEUL COTE SONT DESSINES) ET DANS LA POSTURE DEBOUT DROITE. ICPL: ILIOCOSTALIS LUMBORUM PARS LUMBORUM, ICPT: ILIOCOSTALIS LUMBORUM PARS THORACIC, LGPL: LONGISSIMUS THORACIS PARS LUMBORUM, LGPT: LONGISSIMUS THORACIS PARS THORACIC, MF: MULTIFIDUS, QL: QUADRATUS LUMBORUM, IP: ILIOPSOAS, IO: OBLIQUE INTERNE, EO: OBLIQUE EXTERNE, ET RA: RECTUS ABDOMINUS. LES CENTRES DE MASSE DE LA TETE/COU ET DU TRONC SONT EGALEMENT INDIQUES.	13
FIGURE 5. COMPARAISON ENTRE LES VALEURS D'EMG NORMALISEES ET LES FORCES MUSCULAIRES NORMALISEES PAR RAPPORT AUX FORCES ACTIVES MAXIMALES ($0.6 \times \text{PCSA}$, TABLEAU 1) POUR LES MUSCLES GLOBAUX ET LE MUSCLE MULTIFIDUS DANS LES TACHES DE MAINTIEN D'UNE CHARGE DE 19.8 KG PRES ET ELOIGNEE, ET D'UNE CHARGE DE 10.4 KG À QUATRE HAUTEURS DIFFÉRENTES. DANS LE CAS DU MODELE EMGAO, LES RESULTATS SONT DONNES AU NIVEAU DE L'ARTICULATION L5/S1: ICPT: ILIOCOSTALIS LUMBORUM PARS THORACIC, LGPT: LONGISSIMUS THORACIS PARS THORACIC, MF: MULTIFIDUS, IO: OBLIQUE INTERNE, EO: OBLIQUE EXTERNE, ET RA: RECTUS ABDOMINUS.....	20
FIGURE 6. FORCES DE COMPRESSION ET DE CISAILLEMENT PRODUITES LORS DU SOUTIEN STATIQUE D'UNE CHARGE DE 19.8 KG RAPPROCHEE DU TRONC AU NIVEAU DE L4/L5 ET AU NIVEAU DE L5/S1 PAR CHACUNE DES COMPOSANTES : FORCE GRAVITATIONNELLE, FORCES MUSCULAIRES LOCALES ET LES FORCES MUSCULAIRES.	24

1. INTRODUCTION

Les risques de blessures au dos lors d'activités au travail demeurent encore aujourd'hui très élevés. À partir d'une revue de littérature sur la prévalence des maux de dos, Walker (2000) rapporte que de 12 à 13 % des gens disent souffrir de maux de dos le jour même de l'interview, de 22 à 65 % déclarent en avoir souffert dans la dernière année et de 11 à 84 % dans toute leur vie. Plus ou moins 70% de la population souffrira un jour de douleur au dos et le coût économique serait de l'ordre de 13 \$ à 20 \$ milliards annuellement (National Research Council, 2001) et s'étendrait de 100 à 200 milliards de \$ (Katz, 2006). Au Québec, le nombre d'affections vertébrales s'établissait en 2006 à 28 604 et elles représentaient 30 % de l'ensemble des lésions professionnelles avec indemnisation (Allaire et Ricard, 2007). Pour l'année 2006, l'indemnité moyenne se situait à 3 266 \$ et le coût total pour les affections vertébrales atteignait la somme de 509,3 millions de \$. En terme de fréquence, la profession qui générait le plus d'affections vertébrales était les manutentionnaires soit 3743 cas au total dont 706 femmes. C'est la région lombaire qui était la zone la plus touchée (59 % des cas d'affections) et l'effort excessif était l'agent causal qui était le plus souvent rapporté soit 42,9 % des cas survenus entre 2003 et 2006 (Allaire et Ricard, 2007).

Le coût astronomique relié aux blessures au dos lors d'activités de manutention manuelle a poussé de nombreux chercheurs et organismes de recherche à s'intéresser à ce problème. L'IRSST a d'ailleurs financé plusieurs projets dont ceux de Denis Gagnon (#092-030) et d'Aboufazel Shirazi-Adl (#098-009) dont l'objectif visait le développement de modèles biomécaniques articulaires capables d'estimer le chargement mécanique lombaire lors de tâche de manutention. Selon le National Research Council (2001), il existe une relation claire entre les lésions au dos et la charge mécanique imposée lors de travail de manutention. Ainsi, la charge mécanique sera tolérée dans la mesure où la capacité des tissus sera suffisante pour résister aux surcharges ou encore pour s'adapter à des charges internes de nature continue. Dans le cas contraire où les charges internes excèdent la capacité de l'individu ou l'habileté de ce dernier à s'adapter, il y aura rupture ou fatigue des tissus qui résulteront en des douleurs et des inconforts pour finalement mener la personne à une incapacité fonctionnelle (National Research Council, 2001).

Il existe des façons directes d'évaluer le chargement interne des tissus en insérant par exemple des senseurs sur ou à proximité de ces tissus. Il demeure que ces techniques invasives ne sont pas sans risques et sont forts discutables du point de vue éthique, lorsqu'utilisées sur des sujets vivants. Un meilleur moyen consiste actuellement à utiliser des modèles biomécaniques articulaires. Le principe de base consiste à évaluer les forces dans les différentes structures actives (muscles) et passives (disques, ligaments) du tronc en équilibrant les moments externes causés par les mouvements du corps et les charges externes avec les moments internes résultants de l'action musculaire et ligamentaire. La problématique tient du nombre élevé de structures qui traverse chaque segment fonctionnel de la colonne qui rend une solution difficile en raison du peu d'équations disponibles pour le très grand nombre d'inconnues (i.e., *kinetic redundancy*). La solution consiste alors à optimiser le problème ou encore à réduire/intégrer d'autres équations de manière à lever l'indétermination et tenter d'équilibrer les moments résultants. Pour se faire, quatre approches ont été proposées dans la littérature:

(a) Méthode de réduction d'inconnues : Le degré de redondance est réduit jusqu'à ce que le nombre de forces inconnues devienne égal à celui des équations disponibles. Ceci est fait par l'introduction des équations auxiliaires basées sur les intuitions physiologiques ou biomécaniques (par exemple, assembler des muscles afin de créer des muscles équivalents ou supposer des relations entre les forces musculaires) (Chaffin, 1969; Freivalds *et al.*, 1984; McGill et Norman, 1985; Schultz *et al.*, 1982). Les forces musculaires et les efforts passifs de cisaillement et de compression sont calculés en résolvant l'ensemble des équations d'équilibre statique ou dynamique écrites à une section spécifique le long de la colonne (par exemple, milieu du disque L4-L5). Cette méthode ne peut par contre individualiser la force de chaque muscle, n'offre généralement qu'un estimé des forces internes et ne considère l'action des muscles antagonistes.

(b) Méthode d'optimisation : Elle est basée sur l'hypothèse qu'il existe une fonction objective qui peut être minimisée ou maximisée par le système nerveux central pour satisfaire aux équations d'équilibre. La méthode consiste à mettre à profit des algorithmes mathématiques de programmation linéaires ou non linéaires pour trouver les activités musculaires qui optimisent une certaine fonction (objectif) de coût. Cette fonction est choisie sur la base des critères biomécaniques et physiologiques (Andersson *et al.*, 1980; Schultz, 1990). Diverses fonctions de coût ont été employées comme celle de la somme des forces ou des contraintes musculaires élevées à diverses puissances et/ou celle des forces de compression/cisaillement au niveau d'un disque. L'intensité de contraction d'un muscle est également contrainte pour qu'elle demeure positive et à l'intérieure d'un intervalle physiologique. Une approche prudente lors du choix des modèles anatomiques et des fonctions de coût est suggérée en raison du rôle significatif de ces derniers sur les forces de réaction (Hughes *et al.*, 1994). Les principaux avantages d'une solution basée sur l'optimisation incluent : la solution directe de l'indétermination au niveau des forces musculaires; le respect de l'équilibre mécanique sans ajout de facteur de correction comme c'est le cas pour les modèles basés sur l'électromyographie (EMG) ; et l'absence de limite quant au nombre de muscles qui peut être inclus dans le modèle. Le principal désavantage de l'optimisation est son manque de sensibilité aux stratégies individuelles d'activation musculaire. Ils ne peuvent également pas prévoir la coactivation expérimentalement observée dans des muscles stabilisateurs. Quelques études ont tenté d'intégrer la coactivation des muscles antagonistes dans des approches d'optimisation soit en fixant un seuil minimum d'activité (Hughes *et al.*, 1995), soit en imposant un signe négatif sur les valeurs de poids des muscles antagonistes dans la fonction objective (Raikova, 1999) ou soit encore en se basant sur des mesures *in vivo* (Arjmand *et al.*, 2008). En conclusion, la variabilité d'exécution, entre les sujets, observée par les données de l'EMG est négligée par la nature déterministe de cette approche.

(c) Méthode basée sur les mesures d'EMG: Cette méthode consiste à utiliser l'électromyographie pour estimer la composante active de la force musculaire. Il s'agit d'établir une relation dynamique force-activité EMG pour chacun des muscles du tronc pour lever l'indétermination et tenter d'équilibrer les moments résultants. Elle est donc basée sur des relations entre les activités électriques et les forces musculaires (Granata et Marras, 1995; Lavender *et al.*, 1992; McGill et Norman, 1986; Sparto et Parnianpour, 1998; Sparto *et al.*, 1998). Des électrodes de surface généralement sont utilisées pour enregistrer l'activité musculaire pendant une tâche et ces données sont ensuite normalisées avec celles enregistrées durant des contractions maximales

volontaires (CMV). Ces mesures normalisées (tenant compte des effets de longueur et de vitesse sur la force musculaire) sont ajustées par un facteur de gain afin de satisfaire les équations d'équilibre obtenues à partir du diagramme des corps libres au-dessus d'une coupe faite au niveau d'un disque spécifié. Pour améliorer cette dernière procédure, une approche hybride basée sur les mesures d'EMG combinée avec l'optimisation a été également utilisée (Cholewicki *et al.*, 1995; Gagnon *et al.*, 2001). L'objectif de cette approche est d'équilibrer les moments externes et les moments musculaires en effectuant le moins d'ajustement possible aux forces déduites de l'activité musculaire. Il s'agit en fait d'individualiser les gains accordés à chacun des muscles plutôt que de calculer un gain global pour l'ensemble des muscles. Les modèles EMG et EMG optimisés ont été proposés comme modèles biologiques malgré la controverse dans les relations supposées entre la force musculaire et l'activité EMG en conditions statiques et dynamiques. De plus, la contribution des muscles profonds est difficilement quantifiable au moyen d'EMG de surface. Aussi, l'estimation des facteurs de gain qui équilibrent les équations de moment dans différents plans représente également une autre source d'erreurs. En conclusion, l'acquisition de données d'EMG est limitée dans des zones spécifiques musculaires et peut aider à approximer l'activité des muscles plus profonds ou plus larges tels que les obliques interne et externe.

Tous les modèles biomécaniques antérieurs présentent un défaut principal additionnel dû au fait que l'équilibre statique ou dynamique des moments externes est étudié seulement à une section transversale prise à un seul niveau le long de la colonne (souvent aux niveaux lombaires les plus bas) et non pas sur la longueur entière de la colonne. Dans ce cas-ci, les forces musculaires calculées, basées sur l'équilibre à une coupe simple, peuvent ne pas satisfaire les mêmes équations écrites à un autre niveau le long de la colonne (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006b). Ces forces ne causent pas non plus nécessairement la même cinématique initiale une fois qu'elles sont appliquées sur le système. Pour surmonter les imperfections antérieures, des modèles linéaires d'éléments finis avec des algorithmes d'optimisation ont été développés et employés afin d'évaluer les forces musculaires, les efforts internes, et la marge de stabilité (Gardner-Morse *et al.*, 1995; Gardner-Morse et Stokes, 1998; Stokes et Gardner-Morse, 2001; Stokes et Gardner-Morse, 1995). Un modèle géométriquement simplifié de la colonne avec des degrés de liberté de rotation et des propriétés non linéaires de rigidité passive combinés avec la méthode basée sur les mesures d'EMG a été employé par Cholewicki et McGill (1996). Ce dernier permet d'évaluer les forces musculaires et la marge de stabilité dans diverses tâches. Des études expérimentales *in vivo* menées pour mesurer directement des efforts sur des fixateurs internes et la pression intradiscale ont été utilisées pour estimer les forces musculaires du tronc dans d'autres études expérimentales (Wilke *et al.*, 2003) ou par éléments finis (Calisse *et al.*, 1999).

(d) Méthode cinématique: Elle consiste à mener une analyse non linéaire d'éléments finis basée sur la cinématique qui tient compte à la fois des parties ligamentaires passives et musculaires actives de la colonne vertébrale thoracolombaire (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005; Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a; El Rich *et al.*, 2004; Kiefer *et al.*, 1998; Shirazi-Adl *et al.*, 2002). Dans cette nouvelle approche, un ensemble de conditions cinématiques est appliqué dans le modèle non linéaire d'éléments finis sous des charges de gravité avec ou sans charge externe. Cette analyse cherche à évaluer les forces/moments nécessaires qui sont plus tard employés dans un module séparé pour évaluer les forces musculaires inconnues. Par la suite, ces dernières sont appliquées dans le modèle comme des charges externes additionnelles et l'itération est répétée jusqu'à la convergence. Cette procédure interactive d'éléments finis tient compte correctement de la

synergie passive-active de la colonne et emploie des données cinématiques pour résoudre la redondance du système. Au cas où le nombre de muscles attachés à un niveau vertébral dépasserait le nombre de déplacements contraints au même niveau, une optimisation locale est également nécessaire. Cette méthode a permis avec succès d'étudier l'équilibre et la stabilité de la colonne vertébrale : en position debout ; dans des postures isométriques de flexion vers l'avant sans chargement et avec des charges externes dans les mains ; dans des levages de charges en position « squat », « stoop » en cyphose et en lordose lombaire (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005); dans des efforts asymétriques du tronc (Arjmand *et al.*, 2008), et finalement dans des mouvements flexions-extensions à vitesse variable (Bazrgari et Shirazi-Adl, 2007; Bazrgari *et al.*, 2007).

La difficulté majeure au niveau de tout modèle biomécanique concerne sa validation. Comme le précise Panjabi (1979) et plusieurs autres auteurs par la suite, la validation parfaite d'un modèle biomécanique mathématique n'est pas possible. Pour le type de modèle articulaire discuté ici, les comparaisons directes sont impossibles puisqu'il faudrait alors mesurer *in vivo* (1) le chargement sur une vertèbre ou un disque intervertébral et (2) les forces musculaires en insérant des transducteurs de forces dans les tendons musculaires. Certaines comparaisons peuvent cependant servir à valider partiellement ce type de modèle biomécanique, notamment : (1) la justesse des paramètres d'entrée et les hypothèses du modèle; (2) la capacité d'obtenir l'équilibre mécanique des moments nets et des forces pas seulement à l'articulation modélisée, mais à d'autres aussi; (3) des comparaisons entre l'amplitude des forces articulaires (compression et cisaillement) et musculaires (valeur et gain) obtenues et celles retrouvées dans la littérature sur des tâches similaires (par exemple en utilisant des mesures de pressions intradiscales lombaires); (4) la justesse des stratégies musculaires obtenues pour des tâches spécifiques; et (5) des comparaisons directes simulées avec un ou plusieurs autres modèles. C'est au niveau de toutes ces comparaisons et en particulier de la cinquième comparaison que s'adresse cette activité. Au Québec, deux groupes ont travaillé sur un modèle biomécanique articulaire: (1) le groupe de Sherbrooke dirigé par Denis Gagnon qui a développé un modèle à partir d'une approche hybride basée sur les mesures d'EMG combinée avec l'optimisation (Gagnon *et al.*, 2001) ; (2) le groupe de Polytechnique sous la direction de Aboulfazl Shirazi-Adl qui a élaboré un modèle à partir de l'approche cinématique (Bazrgari *et al.*, 2007 ; Arjmand et Shirazi-Adl, 2005; El Rich *et al.*, 2004; Kiefer *et al.*, 1998; Shirazi-Adl *et al.*, 2002).

1.1 Objectif

L'objectif de cette activité est de comparer les réponses des modèles de Shirazi-Adl et de Gagnon de manière à évaluer en premier lieu si ceux-ci concordent et en second lieu s'il est possible de travailler sur les faiblesses de chacun des modèles pour diminuer les erreurs et ainsi améliorer les résultats. Il s'agit d'un projet original, car à notre connaissance il n'y a jamais eu de comparaisons entre ces deux modèles.

2. MÉTHODOLOGIE

La comparaison des modèles de Gagnon et de Shirazi-Adl nécessite les mêmes données d'entrée. Pour ce faire, toutes les données nécessaires ont été recueillies au laboratoire de biomécanique de l'IRSST. Plusieurs systèmes de mesure ont été utilisés: un dynamomètre, un système d'électromyographie de surface ainsi que deux systèmes de mesures photogrammétriques (caméras vidéo et optoélectronique). Dans un premier temps, les données d'entrées nécessaires aux modèles de Gagnon et de Shirazi-Adl ont été estimées au moyen d'un premier modèle biomécanique à dynamique inverse. Dans un second temps, ces données ont été introduites dans les deux modèles biomécaniques articulaires pour par la suite comparer les différences entre les deux modèles.

Une plate-forme de force de grande dimension a permis de mesurer les forces aux pieds lors des déplacements des sujets. Douze électrodes actives de surface (Delsys, Boston, MA) ont été positionnées sur les muscles du dos et de l'abdomen. Deux systèmes de mesures photogrammétriques ont été utilisés pour enregistrer les coordonnées tridimensionnelles (3D) de marqueurs fixés sur la peau des principaux segments du corps. Le premier système est composé de diodes LED infrarouges fixées sur le tronc et dont les signaux sont captés par quatre colonnes « Optotrak » (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario). L'avantage de ce système est qu'il ne nécessite aucune numérisation manuelle, mais a toutefois le désavantage d'être plus encombrant à cause du filage qui relie chaque LED. Le second système est composé de trois caméras vidéo et est utile pour suivre les déplacements des segments sur les images vidéo.

2.1 Participant

Un sujet de sexe masculin (52 ans, 174.5 cm et 68.4 kg) en bonne santé et n'ayant pas de problèmes au dos récent a été recruté pour effectuer les différentes tâches statiques et dynamiques prévues pour cette recherche. Ce sujet était d'âge, taille et poids comparable à un autre sujet (45 ans, 173 cm et 70 kg) qui a participé à l'étude Wilke *et al.* (2001) dans laquelle des données sur les compressions vertébrales mesurées « in vivo » sont disponibles. Les valeurs de compressions vertébrales issues des modèles biomécaniques ont donc été comparées à des mesures réelles de manière à mieux évaluer la validité des modèles.

2.2 Procédures expérimentales

Le sujet était invité à participer à une seule séance expérimentale d'une durée de 3 heures. La première étape consistait à mesurer certaines caractéristiques physiques du sujet (poids, taille) et à calibrer le signal EMG aux fins de normalisation au moyen d'un dynamomètre spécialement conçu pour effectuer des efforts maximums statiques des muscles du tronc. Tout d'abord, une électrode de référence sur C7 et douze électrodes actives de surface (Modèle DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, MA; filtre à bande passante: 20-450 Hz; gain de préamplification : 1000) étaient fixées sur le sujet bilatéralement aux endroits suivants : 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'ilio-

costal au niveau de L3 (6 cm de distance latérale du centre) ; le longissimus au niveau de L1 (3 cm de distance latérale du centre) (De Foa *et al.*, 1989; McGill, 1991). Par la suite, le sujet était placé dans le dynamomètre pour calibrer les signaux EMG des muscles du tronc au moyen d'efforts maximaux (figure 1). Maintenu dans le dynamomètre dans une position assis-debout, le bassin, les jambes et les épaules fixées, le sujet exerçait des efforts maximaux statiques en extension, en flexion avant, en flexion latérale et en rotation axiale vers la gauche et la droite. Chaque effort maximal était d'une durée de 7 s suivi d'une période de repos minimale de deux minutes. Tous les efforts maximaux ont été répétés à deux reprises à l'exception de l'extension qui fut répétée trois fois. Le signal brut EMG était enregistré à une fréquence de 1024 Hz et un filtre à bande passante (30-450Hz) d'ordre 8 fut utilisé pour exclure le signal électrocardiographique et réduire l'effet du mouvement de la peau. Ensuite le signal EMG a été rectifié et un filtre Butterworth passe-bas de 3 Hz à simple passage a été appliqué pour obtenir l'enveloppe linéaire du signal. Enfin, les artéfacts de l'enveloppe linéaire ont été détectés visuellement, retirés et remplacés au moyen d'un spline cubique.

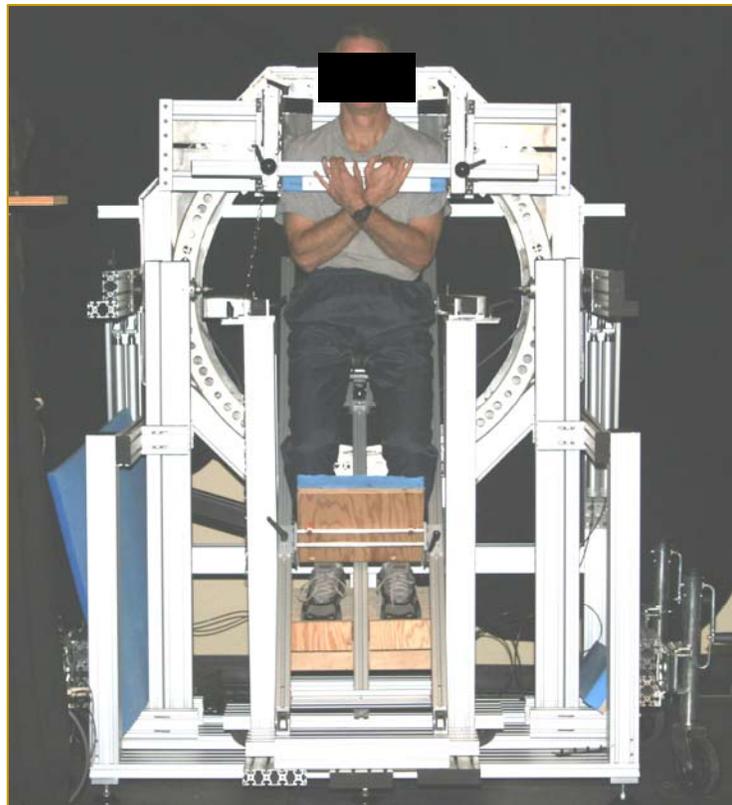


Figure 1. Illustration du dynamomètre pour calibrer les signaux EMG

La seconde étape consistait à instrumenter le sujet (Figure 2). La cinématique du corps fut évaluée au moyen de 12 grappes de marqueurs (clusters) posés sur : la tête (1), le dos à la hauteur

de C7 (1), T12 (1) et S1 (1), les deux bras (2), les deux avant-bras (2), les deux cuisses (2) et les deux pieds. Chaque grappe était composée de 4 diodes LED électroluminescentes (à l'exception de 7 pour les pieds) dont les signaux ont été 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 48 repères anatomiques par rapport à leur grappe de marqueurs respectif de manière à pouvoir estimer les centres articulaires segmentaires. Des LED additionnels furent posés sur deux objets (une boîte rectangulaire et une barre de fer) nécessaires au déroulement de l'expérience. La fréquence d'échantillonnage du système Optotrak était de 30 Hz et l'erreur de reconstruction 3D du système est estimée à moins 1 mm. Les forces externes aux pieds ont été mesurées au moyen d'une plate-forme maison dynamométrique de grande dimension (1.9 x 1.3 m) (Desjardins *et al.*, 2001).

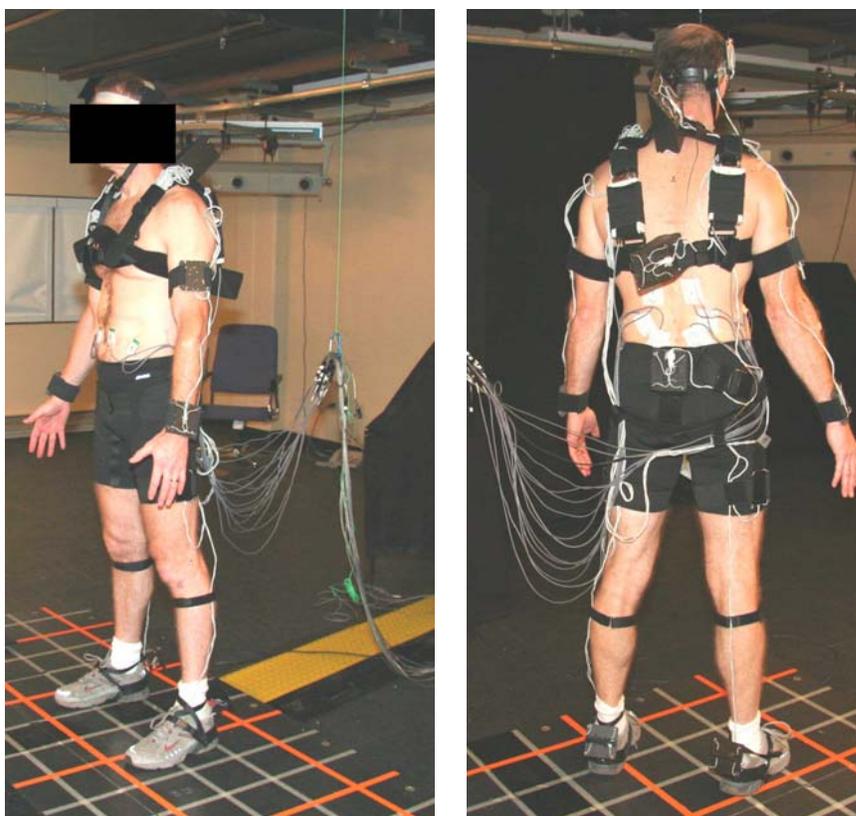


Figure 2. Instrumentation du sujet

À la troisième étape, le sujet devait réaliser parmi un ensemble d'activités (non analysé dans le cadre de cette activité), trois séries de tâches dans une posture statique debout droite (figure 3): 1) maintenir la posture statique debout droite; 2) tenir symétriquement une caisse (40 cm x 30 cm x 30 cm) de 19.8 kg dans une distance rapprochée du tronc et dans une distance éloignée du tronc (tâche similaire à celle de Wilke *et al.*, 2001); et (3) tenir symétriquement une barre de 10.4 kg à

quatre hauteurs différentes (90, 120, 150 et 180 cm par rapport au sol) tout en préservant un bras de levier horizontal de 30 cm par rapport au sacrum (une barre verticale permettait de contraindre le sujet à respecter cette distance). Aucune instruction spécifique n'a été donnée au sujet quant à la position du tronc et des pieds à l'exception d'effectuer les déplacements de la barre lentement de manière à diminuer les effets d'inertie.

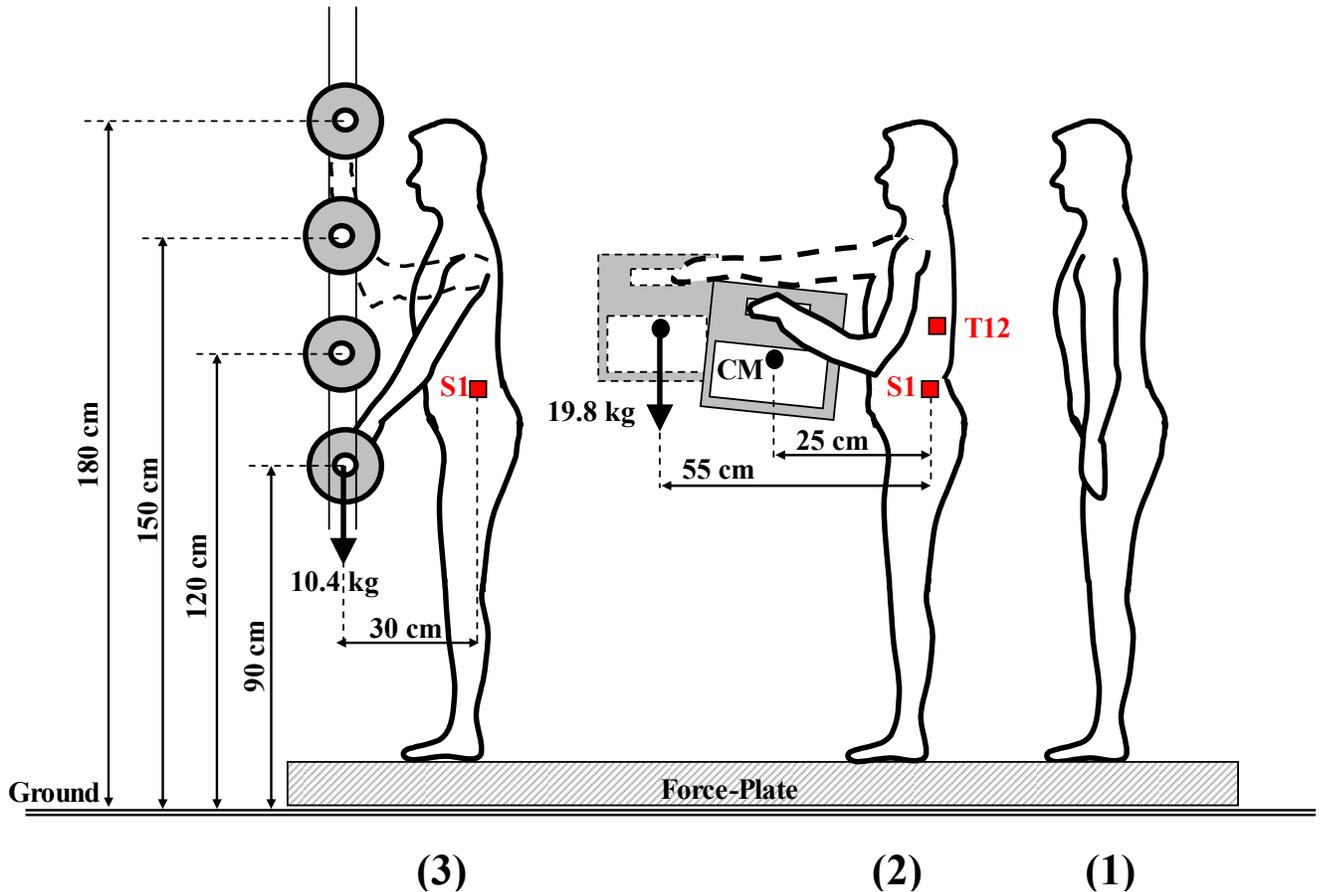


Figure 3. Illustration des trois conditions expérimentales réalisées par le sujet: (1) posture statique debout droite ; (2) maintien symétrique d'une caisse de 19.8 kg à une distance rapprochée du tronc et à une distance éloignée du tronc ; (3) maintien symétrique d'une barre de 10.4 kg à quatre hauteurs différentes (90, 120, 150 et 180 cm par rapport au sol)

2.3 Modèles biomécaniques articulaires

Chacune des trois tâches a été analysée par les deux modèles biomécaniques articulaires soit le modèle EMG par approche optimisée (EMGAO) et le modèle par approche cinématique. Les données d'entrée de chacun des modèles ont été prélevées lors de la séance expérimentale et

introduites dans chacun des modèles. Les données de sortie des deux modèles ont ensuite été comparées.

2.3.1 **Modèle EMG par approche optimisée (EMGAO)**

En premier lieu, il fallait évaluer les données d'entrée au modèle tel que les moments nets à L5/S1. Ces derniers ont été estimés à partir d'un modèle biomécanique segmentaire du bas du corps composé de sept segments (2 pieds, 2 jambes, 2 cuisses, 1 bassin) et en utilisant les forces externes aux pieds, les données anthropométriques du sujet et la cinématique des segments du modèle. Les forces aux pieds ont été prélevées au moyen de la grande plate-forme de force. Les données anthropométriques (masse segmentaire, centre de gravité et moment d'inertie) du sujet ont été déterminées au moyen de méthode géométrique de Jensen (1978). Ainsi, à partir de deux photographies perpendiculaires du sujet, le contour de chacun des segments du corps est tracé, numérisé et traité de manière à ce que chaque segment soit représenté par une série d'ellipses. À partir de ces ellipses et de données cadavériques issues de la littérature sur les différentes densités des segments du corps, on calcule les paramètres anthropométriques nécessaires au modèle. La cinématique du corps a été déterminée à l'aide du système Optotrak et d'algorithmes utiles à estimer les positions, les vitesses et les accélérations des segments. Toutes ces données ont été introduites dans le modèle biomécanique segmentaire pour finalement estimer les moments nets à L5/S1 avec une erreur de moins de 10 Nm (Plamondon *et al.*, 1996). Pour estimer le chargement articulaire au centre géométrique du disque L5/S1 et les forces musculaires, un modèle biomécanique articulaire à solution physiologique optimale a été développé. Ce modèle prend en considération (1) l'arrangement géométrique des muscles (lignes d'action dans l'espace, origine et insertion) entre des coupes imaginaires dans le plan transverse du tronc des niveaux L5/S1 à T12/L1 (2) l'information physiologique fournie par le signal EMG capté sur 12 muscles du tronc et (3) l'équilibre mécanique à l'articulation L5/S1 (ou L4/L5) des moments nets estimés préalablement par le modèle biomécanique segmentaire. Toutefois, cet équilibre n'est pas effectué simultanément à tous les niveaux de la région lombaire c'est pourquoi on fera référence à un modèle EMGAO à un seul niveau. L'arrangement géométrique au total de 76 muscles et fascicules est le même que celui du modèle cinématique (voir plus loin). L'amplitude normalisée du signal EMG de chaque muscle sert de modulateur de l'intensité relative de sa contraction musculaire. Un système comprenant 3 équations d'égalité (équilibre des trois composantes du moment de force) et 76 équations d'inégalité (une pour chacun pour chacun des muscles du modèle) est optimisé par une approche similaire à la méthode EMGAO (EMG Assisted Optimization) proposée par Cholewicki et McGill, (1994) et Cholewicki *et al.* (1995). Cette approche hybride fait en sorte que les forces initiales estimées à partir des données d'EMG sont modifiées avec le moins d'ajustements possible pour équilibrer les moments nets à L5/S1 (ou à L4/L5). Une autre condition du modèle veut que la capacité de production maximale de force de chaque muscle soit initialement fixée à 0.6 MPa par unité de surface (0.6 MPa x PCSA; physiological cross sectional area). Cette approche est formulée de la façon suivante :

$$\min \sum_{j=1}^{76} M_{EMG,j} (1 - g_j)^2$$

Avec

$$M_{EMG,j} = \sqrt{M_{EMG-L}^2 + M_{EMG-S}^2 + M_{EMG-T}^2}$$

$$g_{Max,j} = \frac{M_{Max,j}}{M_{EMG,j}}$$

$$g_{Min,j} = \frac{1}{g_{Max,j}}$$

Sujet aux contraintes suivantes :

$$\sum_{j=1}^{76} g_i M_{EMG-L,j} = M_L$$

$$\sum_{j=1}^{76} g_i M_{EMG-S,j} = M_S$$

$$\sum_{j=1}^{76} g_i M_{EMG-T,j} = M_T$$

$$g_{Max,j} \geq g_j \geq g_{Min,j} \quad (j=1,2,\dots,76)$$

Les indices L, S, T réfèrent aux axes anatomiques locaux (au niveau du centroïde du disque intervertébral) longitudinal, sagittal et transverse. Le gain musculaire (ou le terme d'erreur) g_j demeure généralement dans le voisinage de l'unité (aucun ajustement) afin de minimiser l'ajustement sur les moments résultants M_{EMGj} pour chaque muscle j . $M_{Max,j}$ est le moment résultant maximum du muscle j . Les composantes des moments musculaires M_{EMG-Lj} , M_{EMG-Sj} et M_{EMG-Tj} sont les estimés initiaux obtenus avant l'optimisation. La fonction objective est contrainte par trois égalités qui stipulent qu'elle doit équilibrer les trois composantes du moment net à L5/S1 (ou à L4/L5) M_L , M_S et M_T obtenues à partir du modèle biomécanique segmentaire. Des contraintes additionnelles bornent l'ajustement du gain (Zheng *et al.*, 1998) et assurent que la capacité maximale de chaque muscle n'est pas excédée. Enfin, de manière à pouvoir comparer les résultats du modèle EMGAO avec des mesures de compression *in vivo*, les analyses ont été répétées pour l'articulation L4/L5. Les procédures d'optimisation ont été résolues à l'aide de l'algorithme d'optimisation de la fonction « *quadprog* » de la boîte d'outil du logiciel MATLAB (The MathWorks, Natick, MA, USA).

2.3.2 Modèle par approche cinématique

Les données d'entrées de ce modèle sont semblables à celles du modèle précédent sauf que l'approche est quelque peu différente. Ainsi, les moments externes à L5/S1 et aux autres segments vertébraux ont été estimés à partir d'un modèle d'éléments finis (Arjmand et Shirazi-Adl, 2005; Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a; El Rich *et al.*, 2004; Kiefer *et al.*, 1998; Shirazi-Adl *et al.*, 2002; Shirazi-Adl *et al.*, 2005) du haut du corps (tête, bras, avant-bras et tronc : T1-S1).

Les caractéristiques anthropométriques du sujet ont été estimées à partir des données de De Leva (1996) et les poids segmentaires du tronc ont été déterminés à partir des données de Pearsall (1994). La position des segments du haut du corps et des objets a été directement prélevée des données cinématiques disponibles lors de la séance expérimentale. Ce modèle de la colonne thoracolombaire, symétrique dans le plan sagittal est composé de 6 poutres déformables modélisant les segments entre T12-S1 et de 7 éléments rigides modélisant la partie T1-T12 (comme un seul corps) ainsi que les vertèbres lombaires (L1 à S1). Les rigidités des éléments poutres tiennent compte de la rigidité non linéaire globale des segments fonctionnels T12-S1 (vertèbres, disque, facettes et ligaments) aux différents niveaux et suivant les différentes directions. Ce comportement non linéaire est basé sur les résultats des études numériques et expérimentales précédentes effectuées sur un ou plusieurs segments fonctionnels (Oxland *et al.*, 1992; Shirazi-Adl *et al.*, 2002; Yamamoto *et al.*, 1989). Sur la base d'études récentes Shirazi-Adl (2006), la rigidité en rotation sagittale des segments fonctionnels a été modifiée pour tenir compte des effets de durcissement observés en présence de grandes charges de compression (Stokes et Gardner-Morse, 2003). Les points d'insertion des disques aux vertèbres rigides sont décalés de 4mm postérieurement pour tenir compte du mouvement postérieur de l'axe de rotation de disque observé sous des charges dans différentes directions (Shirazi-Adl *et al.*, 1986a et b).

La représentation non linéaire adéquate de la colonne passive en particulier en présence de grandes forces de compression et de rotations de flexion pendant des tâches de levage est importante non seulement dans la distribution appropriée des moments sur les composantes passives et actives, mais également dans l'analyse de stabilité du système. Durant toutes les analyses numériques, la charge de gravité est distribuée aux différents niveaux de la colonne en accord avec les travaux précédents (Pearsall *et al.*, 1995; Takashima *et al.*, 1979), alors que les charges supportées dans les mains sont appliquées aux mêmes positions précises mesurées lors de la séance expérimentale. Les rotations pelviennes et celle du tronc sont appliquées respectivement aux niveaux S1 et T12. Par contre, à cause des erreurs inhérentes dans le calcul de rotation des segments lombaires, la rotation lombaire totale (T12-S1) est subdivisée entre les segments fonctionnels en accord avec des travaux précédents et des proportions rapportées dans des mesures *in vivo* antérieures durant des simulations isométriques de flexion.

Afin d'évaluer les forces musculaires, un nouvel algorithme basé sur la cinématique est utilisé. Cet algorithme permet de résoudre le système redondant actif-passif soumis à la cinématique mesurée et aux charges externes (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a; Bazrgari *et al.*, 2007; El Rich *et al.*, 2004; Shirazi-Adl *et al.*, 2002 et 2005; Shirazi-Adl, 2006). Avec cette approche, les forces musculaires calculées dans chaque cas de chargement sont compatibles avec la cinématique appliquée (c.-à-d., la posture), le chargement externe, et aussi avec la rigidité non linéaire réaliste du système passif. Cette approche exploite les données de la cinématique pour produire des équations additionnelles à chaque niveau segmentaire (multiniveaux et contrairement au modèle EMGAO à un seul niveau) afin de diminuer le degré de redondance cinétique du problème. Dans le cas où le nombre des déplacements disponibles à un niveau est insuffisant, une approche d'optimisation doit être utilisée. La fonction (objectif) de coût du minimum de la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3 ($\min \sum \sigma^3$) est considérée dans l'optimisation avec des équations d'inégalité obligeant les contraintes musculaires de demeurer positives et inférieures (0.6 MPa x PSCA ; Gagnon *et al.*, 2001). Le programme d'éléments finis ABAQUS (Simulia Inc., Providence, RI) est utilisé pour effectuer des analyses structurales non linéaires

tandis que le procédé d'optimisation est analytiquement résolu en utilisant un programme basé sur la méthode de multiplicateurs de Lagrange (Raikova et Prilutsky, 2001).

2.3.3 Musculature du tronc

La structure anatomique musculaire était semblable pour les deux modèles. Elle était constituée de muscles distribués symétriquement de part et d'autre de la colonne (figure 4 et tableau 1) dont 46 fascicules musculaires locaux (muscles attachés sur les vertèbres) et 30 fascicules musculaires globaux (attachés sur la cage thoracique). Les muscles globaux sont les suivants : iliocostalis lumborum pars thoracic (ICPT), longissimus thoracis pars thoracic (LGPT), rectus abdominus (RA), oblique externe (EO), et oblique interne (IO); les muscles locaux incluent : multifidus (MF), quadratus lumborum (QL), iliopsoas (IP), iliocostalis lumborum pars lumborum (ICPL) et longissimus thoracis pars lumborum (LGPL) (Bogduk *et al.*, 1992; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1999). Puisque la colonne thoracique T1-T12 est prise comme un seul corps rigide, chaque muscle global extenseur est représenté par un seul élément inséré dans le centre de sa zone d'attachement. Quant aux obliques externes (EO) et internes (IO), six fascicules distincts ont été considérés pour chaque côté du corps (Stokes et Gardner-Morse, 1999).

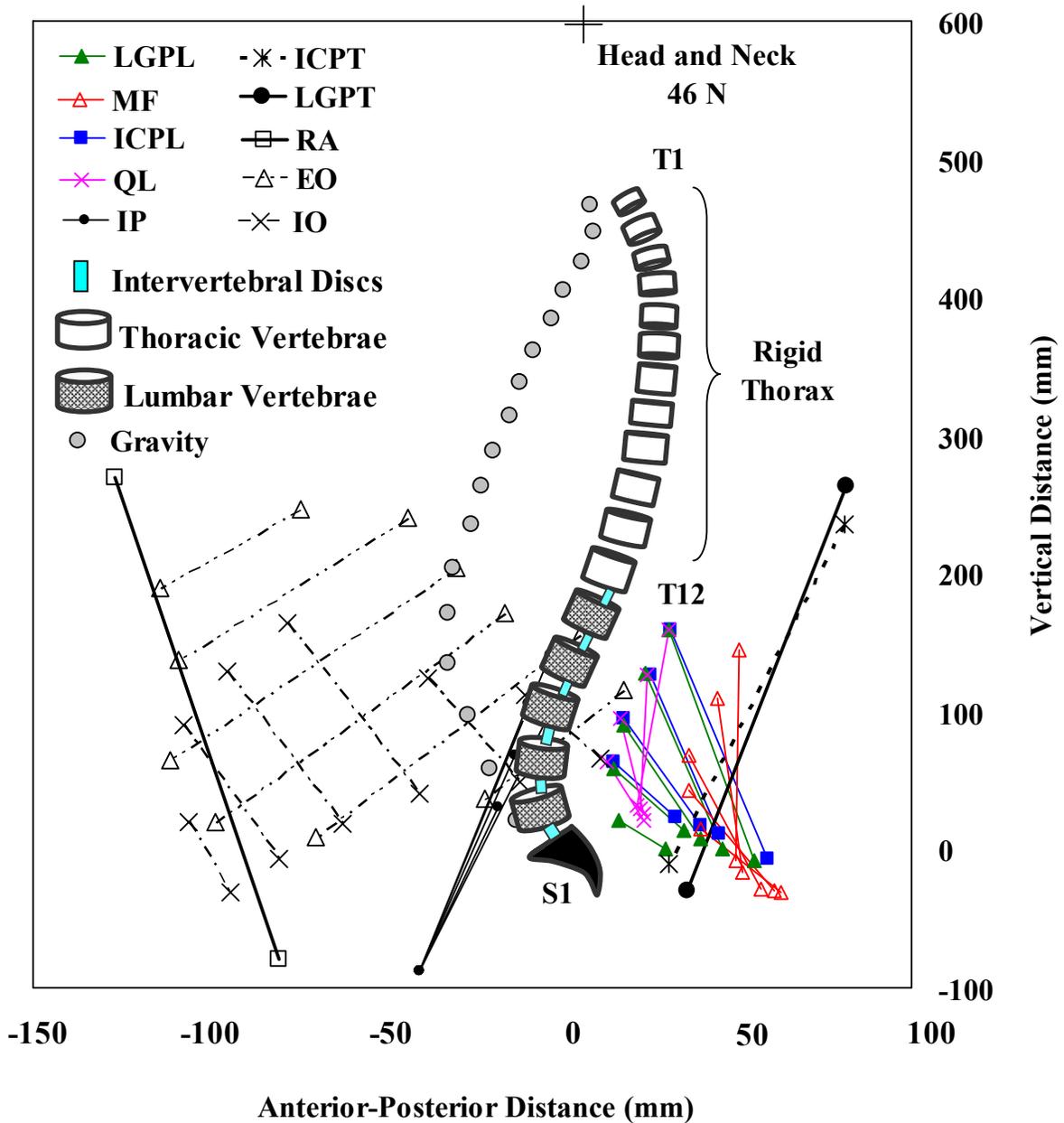


Figure 4. Le modèle cinématique d'éléments finis incluant les groupes musculaires locaux et globaux dans le plan sagittal (les fascicules d'un seul côté sont dessinés) et dans la posture debout droite. ICPL: iliocostalis lumborum pars lumborum, ICPT: iliocostalis lumborum pars thoracic, LGPL: longissimus thoracis pars lumborum, LGPT: longissimus thoracis pars thoracic, MF: multifidus, QL: quadratus lumborum, IP: iliopsoas, IO: oblique interne, EO: oblique externe, et RA: rectus abdominus. Les centres de masse de la tête/cou et du tronc sont également indiqués.

Tableau 1. Section droite physiologique (PCSA, mm²) pour les muscles du tronc de chaque côté du rachis. ICPL: iliocostalis lumborum pars lumborum, ICPT: iliocostalis lumborum pars thoracic, LGPL: longissimus thoracis pars lumborum, LGPT: longissimus thoracis pars thoracic, MF: multifidus, QL: quadratus lumborum, IP: iliopsoas, IO: oblique interne, EO: oblique externe, et RA: rectus abdominus

Muscles locaux	Surface transverse physiologique (mm ²)				
	ICPL	IP	LGPL	MF	QL
	108	252	79	96	88
	154	295	91	138	80
	182	334	103	211	75
	189	311	110	186	70
		182	116	134	
Muscles globaux	RA	EO	IO	ICPT	LGPT
	567	196	185	660	1210
		232	224		
		243	226		
		234	268		
		273	235		
		397	207		

3. RESULTATS

Les moments externes au niveau des centres articulaires à L4/L5 et L5/S1, les forces des muscles globaux en extension (dorsaux) et en flexion (abdominaux), la somme de toutes les forces musculaires globales et locales ainsi que les forces locales (compression et cisaillement) au niveau des disques à L4/L5 et L5/S1 prédits par les deux modèles sont comparés pour les trois tâches symétriques considérées dans cette étude : (1) une posture statique debout droite sans charge dans les mains (tableau 2, figure 3); 2) le maintien symétrique d'une caisse de 19.8 kg à une distance rapprochée du tronc et à une distance éloignée du tronc (tableau 3, figure 3) et (3) le maintien symétrique d'une barre de 10.4 kg à quatre hauteurs différentes par rapport au sol avec le même bras de levier horizontal de 30 cm par rapport au sacrum (tableau 4, figure 3). Au contraire du modèle cinématique, le modèle EMGAO a décelé des forces non symétriques dans les tâches symétriques étudiées et cela en raison de moments externes, de forces externes et de données EMG et de mouvements (rotation articulaire) hors du plan sagittal. De plus, le modèle EMGAO a utilisé en intrant l'activité musculaire au niveau des abdominaux ce que n'a pas fait le modèle cinématique.

Tableau 2. Prédictions des moments nets aux centres articulaires des disques; prédictions des forces musculaires (côté droit et gauche) et de la somme de toutes les forces musculaires; prédictions des forces de compression et de cisaillement à L4/L5 et L5/S1 pour la condition du sujet en posture debout droite. LGPT: longissimus thoracis pars thoracic, ICPT: iliocostalis lumborum pars thoracic, IO: oblique interne, EO: oblique externe, et RA: rectus abdominus. Pour les abdominaux (RA, EO et IO), il s'agit de la somme des forces de tous les fascicules de chaque coté.

Moments/Forces musculaires/Forces internes	Modèle cinématique		Modèle EMGAO	
	L4-L5	L5-S1	L4-L5	L5-S1
Moments: Extension (Nm); F latérale Gauche/Torsion Droite (Nm)	4.1 0.0/0.0	5.3 0.0/0.0	-4.2 2.3/-3.6	-3.3 (2.0*) 3.5/-2.7
LGPT (droite/gauche) (N)	21/21		6/3	6/3
ICPT (droite/gauche) (N)	9/9		5/1	5/2
RA (droite/gauche) (N)	0/0		11/7	11/7
EO (droite/gauche) (N)	0/0		26/9	26/9
IO (droite/gauche) (N)	0/0		0/44	0/36
$\sum F_G / \sum F_L / \sum F_{Total}$ (N) ⁺	60/48/108		112/45/157	105/54/169
Compression/P-A/L-M (N) ¹	420/2/0	427/134/0	467/-15/-3	479/134/-3

* Basé sur le modèle du haut ;

⁺ Somme des muscles locaux, globaux et totale sur les deux côtés ;

¹ Compression/ cisaillement postéro-antérieur / cisaillement latéro-médiale; respectivement positif pour la compression axiale, vers l'avant et vers la gauche

En accord avec les travaux d'Arjmand *et al.* (2007), l'estimation des forces musculaires globales et locales ainsi que la somme de toutes les forces musculaires diffèrent dans l'approche EMGAO selon le niveau vertébral considéré soit L5/S1 ou L4/L5. Par exemple, dans tous les cas avec charge, la force totale calculée augmente de 10 à 26% pour les muscles globaux, de -3 à 5% pour les muscles locaux lombaires et de 3 à 14% pour tous les muscles lorsqu'on considère

l'articulation L4/L5 au lieu de l'articulation L5/S1. Cette différence pourrait même s'accroître si on considérait les articulations de niveau supérieur comme L1/L2 dans le modèle EMGAO (Arjmand *et al.*, 2007).

Tableau 3. Prédications des moments nets aux centres articulaires des disques; prédictions des forces musculaires (côté droit et gauche) et de la somme de toutes les forces musculaires; prédictions des forces de compression et de cisaillement à L4/L5 et L5/S1 pour la condition du sujet supportant une charge rapprochée et éloignée de 19.8 kg en posture debout droite. LGPT: longissimus thoracis pars thoracic, ICPT: iliocostalis lumborum pars thoracic, IO: oblique interne, EO: oblique externe, et RA: rectus abdominus. Pour les abdominaux (RA, EO et IO), il s'agit de la somme des forces de tous les fascicules de chaque côté.

Tâche	Moments/Forces Musculaires / Forces internes	Modèle cinématique		Modèle EMGAO	
		L4-L5	L5-S1	L4-L5	L5-S1
19.8 kg proche	Extension (Nm)	39.2	42.8	34.4	35.8 (41.5*)
	F latérale G/torsion D (Nm)	0.0/0.0	0.0/0.0	2.1/-4.1	3.0/-3.3
19.8 kg éloignée	Extension (Nm)	109.2	114.5	107.6	108.8 (111.5)
	F latérale G/torsion D (Nm)	0.0/0.0	0.0/0.0	5.1/-1.7	5.2/0.0
19.8 kg proche	LGPT (droite/gauche) (N)	293/293		158/206	131/164
	ICPT (droite/gauche) (N)	121/121		69/56	57/44
	RA (droite/gauche) (N)	0/0		1/0	4/0
	EO (droite/gauche) (N)	0/0		22/1	19/2
	IO (droite/gauche) (N)	0/0		0/43	0/48
	$\sum F_G / \sum F_L / \sum F_{Total}$ (N) ⁺	828/250/1078		556/621/1177	469/593/1062
19.8 kg éloignée	LGPT (droite/gauche) (N)	665/665		519/501	417/401
	ICPT (droite/gauche) (N)	275/275		332/314	276/249
	RA (droite/gauche) (N)	0/0		3/1	8/3
	EO (droite/gauche) (N)	0/0		69/119	89/136
	IO (droite/gauche) (N)	0/0		3/61	0/77
	$\sum F_G / \sum F_L / \sum F_{Total}$ (N)	1880/798/2678		1922/1935/3857	1656/1921/3577
19.8 kg proche	Compression/P-A/L-M (N) ¹	1361/283/0	1423/702/0	1638/-83/-7	1505/362/-6
19.8 kg éloignée	Compression/P-A/L-M (N)	2748/457/0	2572/1406/0	4183/-131/-53	3786/1011/-31

* Basé sur le modèle du haut ;

⁺ Somme des muscles locaux, globaux et totale sur les deux côtés ;

¹ Compression/ cisaillement postéro-antérieur / cisaillement latéro-médiale; respectivement positif pour la compression axiale, vers l'avant et vers la gauche

Tableau 4. Prédictions des moments nets aux centres articulaires des disques; prédictions des forces musculaires et de la somme de toutes les forces musculaires; prédictions des forces de compression et de cisaillement à L4/L5 et L5/S1 dans le maintien d'une barre de 10.4 kg à quatre hauteurs différentes (90, 120, 150 et 180 cm par rapport au sol).

Hauteur charge	Moments/Forces Musculaires / Forces internes	Modèle cinématique		Modèle EMGAO	
		L4-L5	L5-S1	L4-L5	L5-S1
90 cm	Extension(Nm)	34.3	35.7	24.0	25.1 (31.4*)
	F latérale G/torsion D (Nm)	0.0/0.0	0.0/0.0	0.8/-3.7	2.2/-3.2
120 cm	Extension (Nm)	32.0	32.9	20.9	22.0 (28.7)
	F latérale G/torsion D (Nm)	0.0/0.0	0.0/0.0	0.2/-3.6	1.5/-3.3
150 cm	Extension (Nm)	34.5	35.2	26.2	27.4 (31.7)
	F latérale G/torsion D (Nm)	0.0/0.0	0.0/0.0	-2.0/-3.6	-0.5/-4.1
180 cm	Extension (Nm)	32.6	33.1	22.4	23.5 (30.6)
	F latérale G/torsion D (Nm)	0.0/0.0	0.0/0.0	-3.9/-3.4	-2.4/-4.4
90 cm	LGPT (droite/gauche) (N)	240/240		46/173	39/138
	ICPT (droite/gauche) (N)	101/101		28/22	23/5
	RA (droite/gauche) (N)	0/0		1/1	1/1
	EO (droite/gauche) (N)	0/0		59/0	46/0
	IO (droite/gauche) (N)	0/0		0/24	0/28
	$\sum F_G / \sum F_L / \sum F_{Total}$ (N) ⁺	682/170/852		354/366/720	281/349/630
120 cm	LGPT (droite/gauche) (N)	235/235		74/122	63/101
	ICPT (droite/gauche) (N)	99/99		33/24	29/19
	RA (droite/gauche) (N)	0/0		4/1	6/2
	EO (droite/gauche) (N)	0/0		32/0	31/0
	IO (droite/gauche) (N)	0/0		0/21	0/25
	$\sum F_G / \sum F_L / \sum F_{Total}$ (N)	668/108/776		311/327/638	276/326/602
150 cm	LGPT (droite/gauche) (N)	257/257		102/140	89/121
	ICPT (droite/gauche) (N)	108/108		44/23	39/20
	RA (droite/gauche) (N)	0/0		5/1	6/2
	EO (droite/gauche) (N)	0/0		24/0	22/2
	IO (droite/gauche) (N)	0/0		0/19	0/25
	$\sum F_G / \sum F_L / \sum F_{Total}$ (N)	730/106/836		358/373/731	326/385/711
180 cm	LGPT (droite/gauche) (N)	231/231		112/101	93/82
	ICPT (droite/gauche) (N)	98/98		53/25	47/21
	RA (droite/gauche) (N)	0/0		7/3	9/4
	EO (droite/gauche) (N)	0/0		26/7	28/11
	IO (droite/gauche) (N)	0/0		0/20	0/24
	$\sum F_G / \sum F_L / \sum F_{Total}$ (N)	658/107/765		354/351/705	319/346/665
90 cm	Compression/P-A/L-M (N) ¹	1166/216/0	1192/445/0	1110/-35/23	1013/254/9
120 cm	Compression/P-A/L-M (N)	1098/258/0	1125/418/0	1038/-39/-11	989/258/-10
150 cm	Compression/P-A/L-M (N)	1136/310/0	1180/437/0	1127/-37/-31	1087/292/-30
180 cm	Compression/P-A/L-M (N)	1122/336/0	1129/440/0	1100/-30/-30	1038/293/-30

* Basé sur le modèle du haut ;

⁺ Somme des muscles locaux, globaux et totale sur les deux côtés ;

¹ Compression/ cisaillement postéro-antérieur / cisaillement latéro-médiale; respectivement positif pour la compression axiale, vers l'avant et vers la gauche

Tableau 5. Forces musculaires locales des muscles extenseurs prédites par le modèle cinématique et par le modèle EMGAO pour les tâches de maintien de la charge de 19.8 kg près et éloignée et d'une barre de 10.5 kg à 90 et 180 cm du sol.

Force musculaire(N)	Modèle cinématique		Modèle EMGAO			
	19.8 kg	19.8 kg	19.8 kg proche		19.8 kg éloignée	
	près	éloignée	(L5-S1)	(L4-L5)	(L5-S1)	(L4-L5)
LGPL (L1)*	0	0	9/9**	10/11	27/23	33/29
LGPL (L2)	0	0	10/9	12/12	31/25	38/31
LGPL (L3)	2	0	11/10	13/13	36/27	43/31
LGPL (L4)	2	49	12/11	13/13	39/27	47/30
LGPL (L5)	36	29	12/11		42/25	
ICPL (L1)	0	0	9/11	11/14	50/47	61/58
ICPL (L2)	0	0	13/14	16/18	71/63	86/76
ICPL (L3)	4	0	15/16	18/20	84/69	101/80
ICPL (L4)	6	112	16/15	18/18	87/66	103/75
MF (L1)	0	0	22/16	27/21	45/58	53/58
MF (L2)	0	0	32/23	39/31	63/83	74/83
MF (L3)	5	0	48/40	59/53	96/127	110/127
MF (L4)	7	112	41/40	50/51	82/112	90/112
MF (L5)	62	51	27/35		61/80	
QL (L1)	0	0	7/4	9/5	35/28	41/34
QL (L2)	0	0	7/4	8/5	33/26	38/33
QL (L3)	1	0	6/5	7/6	33/25	38/30
QL (L4)	1	27	6/6	7/7	32/24	38/26
Force musculaire(N)	Modèle cinématique		Modèle EMGAO			
	10.4 kg à		10.4 kg à 90 cm		10.4 kg à 180 cm	
	90 cm	180 cm	(L5-S1)	(L4-L5)	(L5-S1)	(L4-L5)
LGPL (L1)	1	4	3/6	3/8	7/5	8/6
LGPL (L2)	0	0	3/6	3/8	8/5	9/6
LGPL (L3)	2	0	3/7	3/9	9/6	10/7
LGPL (L4)	3	1	3/8	3/9	9/7	11/7
LGPL (L5)	14	5	3/9		9/7	
ICPL (L1)	2	7	4/8	4/10	7/4	8/5
ICPL (L2)	0	0	5/10	6/13	10/6	12/7
ICPL (L3)	4	0	6/11	7/14	12/7	14/8
ICPL (L4)	7	2	6/9	6/11	12/7	14/8
MF (L1)	3	8	7/14	7/23	13/8	15/10
MF (L2)	0	0	10/19	11/32	19/11	21/15
MF (L3)	6	0	15/40	16/60	28/18	32/25
MF (L4)	9	2	14/45	14/61	23/18	26/25
MF (L5)	24	8	8/53		15/16	
QL (L1)	2	5	3/0	3/0	6/3	7/3
QL (L2)	0	0	2/0	3/0	6/2	6/3
QL (L3)	1	0	2/1	3/2	5/3	6/3
QL (L4)	2	0	2/3	2/4	5/3	5/3

* Correspond au niveau vertébral sur lequel les muscles sont attachés, ** droite/gauche

Dans l'ensemble, le modèle cinématique prédit des forces plus élevées provenant des muscles globaux (de 55 % à 87 % du total des forces musculaires) comparativement au modèle EMGAO qui distribue de manière plus équilibrée les forces entre les muscles globaux et locaux au niveau de L5/S1 ou encore de L4/L5. Comme pour les forces musculaires totales (globales + locales), le modèle à approche cinématique prédit des forces qui diffèrent du modèle EMGAO en variant de -44 % à plus de 26 %. Il faut souligner que le modèle cinématique ne calcule aucune force locale aux niveaux lombaires supérieurs (L1/L2, L2/L3) contrairement au modèle EMGAO dans la tâche 2 (maintien de la barre de 19.8 kg proche et éloignée) (tableau 5).

Les valeurs prédites des forces musculaires globales pour les deux modèles ont été normalisées par rapport à un maximum possible (soit 0.6 MPa x PCSA) de manière à pouvoir les comparer aux données EMG normalisées dans des tâches identiques (figure 5). Enfin, on retrouve, au tableau 6, les pressions intradiscales prédites à L4/L5 au moyen des deux modèles mises en comparaison avec celles estimées « *in vivo* » dans l'étude de Wilke *et al.* (2001) pour des tâches similaires effectuées par un sujet de gabarit équivalent.

Tableau 6. Pression intradiscale (MPa) estimée au niveau du disque L4/L5 par le modèle cinématique et par le modèle EMGAO en comparaison avec les mesures *in vivo* obtenues de l'étude de Wilke *et al.* (2001)

	Modèle cinématique	EMGAO	Mesure <i>in vivo</i>
Posture debout droite	0.30	0.34	0.43-0.50
19.8 kg proche	0.98	1.18	1.00
19.8 kg éloignée	1.98	3.02	1.80

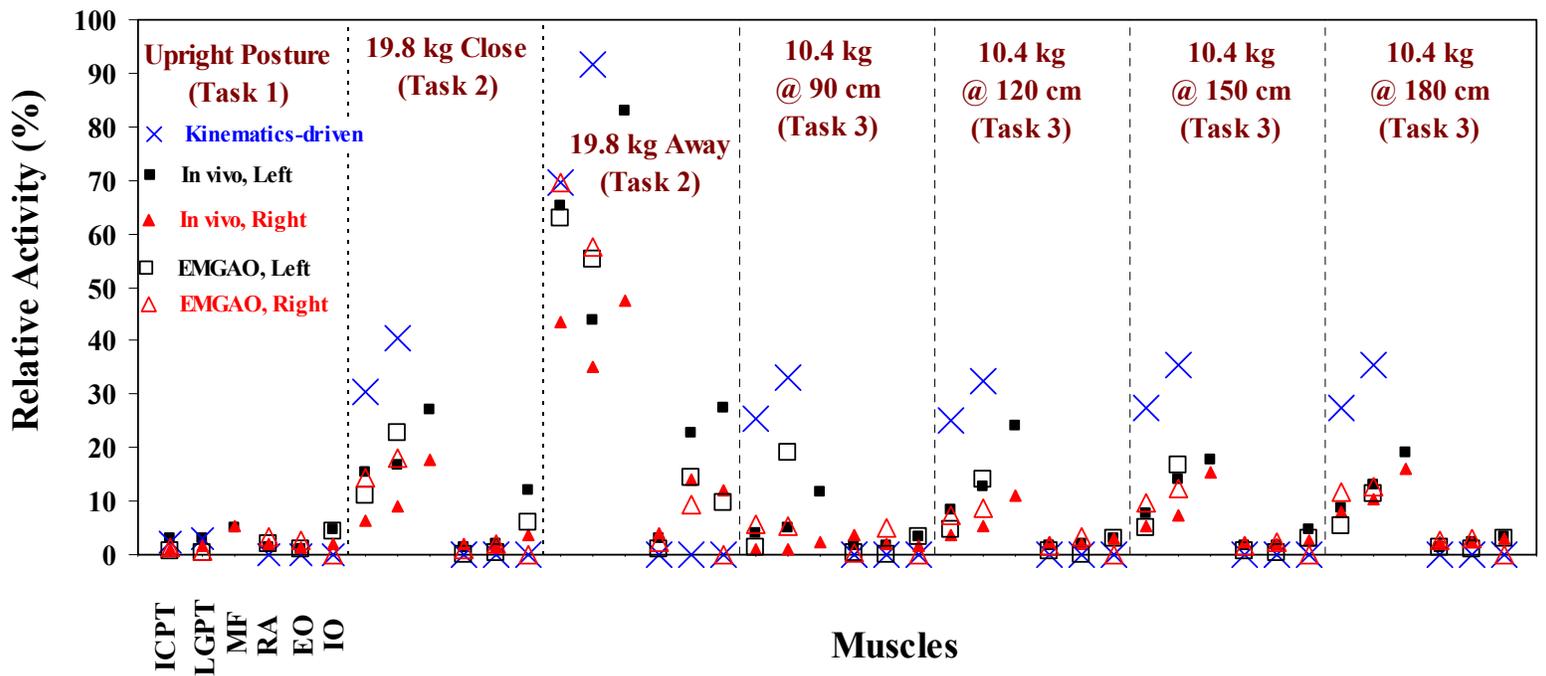


Figure 5. Comparaison entre les valeurs d'EMG normalisées et les forces musculaires normalisées par rapport aux forces actives maximales ($0.6 \times \text{PCSA}$, tableau 1) pour les muscles globaux et le muscle multifidus dans les tâches de maintien d'une charge de 19.8 kg près et éloignée, et d'une charge de 10.4 kg à quatre hauteurs différentes. Dans le cas du modèle EMGAO, les résultats sont donnés au niveau de l'articulation L5/S1: ICPT: iliocostalis lumborum pars thoracic, LGPT: longissimus thoracis pars thoracic, MF: multifidus, IO: oblique interne, EO: oblique externe, et RA: rectus abdominus

4. DISCUSSION

Deux modèles de conception différente ont été comparés : (1) un modèle EMG par approche optimisée à un seul niveau (EMGAO) (Cholewicki et McGill, 1994; Gagnon *et al.*, 2001) et (2) un modèle par approche cinématique à plusieurs niveaux (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a). Trois tâches isométriques différentes en posture debout ont été analysées (figure 3) afin de prédire les moments externes, les forces musculaires et les charges appliquées sur le rachis lombaire (tableaux 2-4). En dépit de caractéristiques géométriques et de propriétés passives de la colonne semblables et également sous la contrainte de moments externes comparables, les deux modèles ont prédit des forces musculaires (locales vs globales, extenseurs vs fléchisseurs, côté droit vs côté gauche) et des charges en cisaillement différentes. La différence entre les forces musculaires totales était relativement petite dans les circonstances où la charge externe était proche du corps ou tenue à différente hauteur. Les forces de compression estimées et la pression intradiscale au niveau de L4/L5 étaient plus semblables entre les deux modèles et similaires à celles de l'étude « *in vivo* » de Wilke *et al.* (2001) à l'exception des valeurs de la tâche éloignée avec la caisse de 19.8 kg pour laquelle le modèle EMGAO surestimait la mesure de la pression intradiscale.

4.1 Les moments externes

Des différences atteignant 11 Nm dans les moments externes ont été décelées entre les deux modèles (tableaux 2-4). Quoique ces différences apparaissent importantes, elles demeurent dans la marge d'erreur de ce type de modèles (Kingma *et al.*, 1996 ; Plamondon *et al.*, 1996 ; Larivière et Gagnon, 1998). Les moments asymétriques (de faibles amplitudes) observés lors des tâches sagittales symétriques peuvent également s'expliquer par des erreurs inhérentes au type de modèle biomécanique segmentaire utilisé ou encore par une asymétrie de posture non volontaire du sujet. L'absence de ces moments asymétriques dans le modèle cinématique n'a eu qu'un effet négligeable sur les résultats. En fait, les écarts observés entre les valeurs de prédiction pour les forces musculaires et les charges au dos étaient principalement causés par l'utilisation de deux approches distinctes dans la résolution des équations de prédiction plutôt que dans la différence entre les moments. Par exemple, pour la tâche de 19.8 kg tenu proche du corps, les écarts dans les moments externes sagittaux étaient de l'ordre de 12 à 16 % respectivement à L4/L5 et à L5/S1 entre les deux modèles tandis que les différences entre les forces musculaires globales et locales ont atteint respectivement 33 % et 148 % à L4/L5 et 43 % et 137 % à L5/S1 (tableau 3). Il faut également noter que même si les moments avaient été égaux à L5/S1, cette égalité n'aurait pas été nécessairement conservée aux autres niveaux. Aucune tentative ne fut faite pour minimiser les différences sur les moments externes de manière à laisser les modèles opérer de manière indépendante et réaliste.

4.2 Les forces musculaires

Les deux modèles ont prédit des forces musculaires qui étaient différentes non seulement en grandeur, mais également en asymétrie entre le côté gauche et le côté droit (tableaux 2-4). Le modèle EMGAO a distribué les forces musculaires totales de façon presque égale entre muscles locaux et les muscles globaux à l'exception de la posture debout droite. Par contre, le modèle cinématique a attribué ces forces musculaires totales en grande partie aux muscles globaux (ICPT et LGPT) malgré le fait que ce modèle négligeait l'action antagoniste des abdominaux

(tableaux 2-5). Sur la base d'une étude récente (Arjmand *et al.*, 2007), cette différence entre les deux modèles aurait été probablement moins élevée si le modèle EMGAO avait considéré les conditions d'équilibre à tous les niveaux lombaires entre T12/L1 et L5/S1. En équilibrant l'action musculaire à tous les niveaux lombaires, le modèle cinématique satisfait aux conditions d'équilibre autant à L5/S1 qu'à l'articulation T12/L1.

Autre différence majeure, les forces musculaires globales prédites à L5/S1 par le modèle EMGAO apparaissent trop faibles pour balancer le moment externe à T12/L1. Par exemple, dans l'essai où le sujet supporte une charge de 19.8 kg à proximité de son corps, la force de la part des muscles globaux extenseurs atteint un maximum de 360 N dans le modèle EMGAO au niveau de L5/S1 (tableau 3). Si on affecte l'ensemble de cette force à l'ICPT, muscle qui possède le plus grand bras de levier (approximativement 6.1 cm), le moment extenseur généré n'est que de 25 Nm ; moment nettement inférieur à la valeur du moment externe nécessaire uniquement pour équilibrer la charge externe de 58 Nm à T12/L1 (19.8 kg x 9.81 x 30 cm ; figure 3), et cela, sans tenir compte des moments gravitationnels exercés par les segments du corps. De plus, en posture debout droite, la résistance de la part des tissus passifs est négligeable et ne peut atteindre les 33 Nm manquants. Dans les résultats du modèle cinématique, le moment exercé par les muscles globaux atteint 49 Nm pour balancer les charges externes et gravitationnelles en considérant la résistance provenant des tissus passifs. Ces résultats corroborent ceux de l'étude d'Arjmand *et al.* (2007) qui soulignent les limites de ne considérer qu'un seul niveau vertébral et la conséquence sur les calculs subséquents des forces musculaires et des charges au dos.

Une limitation des modèles EMG réside dans leur incapacité à mesurer l'activité électrique musculaire des muscles profonds avec des électrodes de surface. En l'absence d'électrodes intramusculaires, seul type d'électrodes capable de mesurer l'activité des muscles profonds, on assume alors que l'activité de certains muscles profonds est similaire à celle des muscles superficiels (McGill *et al.*, 1996). Dans la présente étude, l'activité de deux muscles locaux, l'iliocostalis lumborum pars lumborum (ICPL) et le quadratus lumborum (QL) a été considérée identique à celle du muscle global, l'iliocostalis lumborum pars thoracic (ICPT). De plus, l'activité du muscle local, le longissimus thoracis pars lumborum (LGPL) a été elle aussi traitée comme similaire à celle du muscle global longissimus pars thoracic (LGPT). Il est clair que ces hypothèses orientent les prédictions du modèle EMG et affectent la grandeur des forces des groupes musculaires locaux et globaux. Ainsi, l'activité EMG du multifidus (MF) enregistrée au niveau de la vertèbre L5, comparé à celle du muscle longissimus (LG) enregistré à L1, apparaît mieux correspondre (qualitativement) à l'activité musculaire du LGPT pour les deux modèles. Il a été démontré que des électrodes de surface placées à L5 pour le multifidus pouvaient enregistrer l'activité globale du muscle longissimus (Stokes *et al.*, 2003) ce qu'a confirmé une de nos études (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a). Une comparaison directe entre les valeurs prédites et les valeurs EMG mesurées devrait être néanmoins évitée en raison des aspects de normalisation que l'on retrouve entre les données prédites et mesurées.

L'algorithme d'optimisation du modèle cinématique n'a pas permis d'activer les abdominaux (tableaux 2-4). En présence de cette coactivité, de plus grandes forces des muscles globaux extenseurs auraient été prédites. Dans le modèle EMGAO, la coactivité des abdominaux a augmenté les valeurs de compression de 7 à 9% dans tous les cas à l'exception de la tâche la plus exigeante, soit celle de tenir éloignée une caisse de 19.8 kg, qui a produit une compression de

l'ordre de 27% supérieur (figure 6). Afin d'évaluer l'impact de cette coactivité des abdominaux sur la prédiction des valeurs du modèle cinématique pour cette tâche de 19.8 kg, on a recommencé la modélisation en incluant les valeurs de coactivité obtenues du modèle EMGAO en moyennant les valeurs obtenues du côté gauche et du côté droit (tableau 3). Les forces de compression axiale et de cisaillement à L5/S1 ainsi que la somme des forces des muscles globaux sont passées de 2572, 1406 et 1880 N (tableau 3) à 2810, 1580 et 2022 N, respectivement, pendant que la somme des forces des muscles locaux est restée sensiblement identique. Les différences entre les deux modèles sur les forces musculaires globales et les forces de cisaillement à L5/S1 ont augmenté encore plus. En somme, les différences observées entre les forces de compression prédites par les deux modèles pour la charge de 19.8 kg éloignée ne peuvent s'expliquer seulement par l'absence de coactivité des muscles abdominaux du modèle cinématique. Il faut également souligner que l'activité musculaire des obliques (EO et IO) n'est évaluée seulement que par une paire d'électrodes pour chaque muscle.

En accord avec les enregistrements EMG, le modèle EMGAO a attribué des forces importantes aux muscles abdominaux (256 à 313 N principalement des obliques externes) dans la tâche éloignée de 19.8 kg (tableau 3). L'activité de l'oblique interne droit est demeurée faible. Le modèle EMGAO a donc attribué des actions asymétriques de la part des muscles droit et gauche, mais pas tout à fait en rapport avec l'ICPT (tableau 3). Le modèle cinématique n'a pas estimé, comme mentionné précédemment, de forces locales au niveau des articulations supérieures lombaires lors des tâches de 19.8 kg (tableau 5). Cela indique que la résistance des tissus passifs était suffisante pour équilibrer le moment requis à ces niveaux. Toutefois, les muscles locaux ont été activés lorsque la coactivité des obliques externes a été prise en compte par le modèle cinématique. Cette activité des muscles locaux dépend également de la répartition entre les segments fonctionnels de la rotation lombaire totale ce qui pourrait avoir comme effet de modifier le moment requis. Enfin, l'absence d'activité des muscles locaux est observée seulement en posture debout droite, car même en flexion avant l'activité de ces muscles augmente (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006a).

4.3 Les forces de compression et de cisaillement

En dépit des différences substantielles dans la répartition des forces entre les muscles locaux et globaux, les deux modèles ont prédit des forces de compression comparables dans tous les cas à l'exception de la tâche la plus exigeante, soit celle du maintien éloigné d'une caisse de 19.8 kg, dans laquelle le modèle cinématique a calculé des valeurs de compression inférieures au niveau de L5/S1 et de L4/L5 (tableaux 2-4). En lien avec ces résultats, les valeurs des pressions intradiscales à L4/L5 prédites des deux modèles sont sensiblement semblables et correspondent assez bien aux résultats de l'étude de Wilke *et al.* (2001) excepté encore une fois pour la tâche la plus exigeante (caisse éloignée de 19.8 kg) où la prédiction du modèle cinématique apparaissait plus juste (tableau 6). La contribution des forces gravitationnelles et de la charge externe sur les forces de compression était relativement semblable entre les modèles sauf en ce qui concerne les forces musculaires globales et locales (figure 6). Cela indique que pour les tâches légères considérées dans cette étude, la répartition des forces entre les groupes musculaires locaux et

globaux n'a pas eu d'impact majeur sur les forces de compression. Cette observation n'est cependant pas vraie pour les forces de cisaillement.

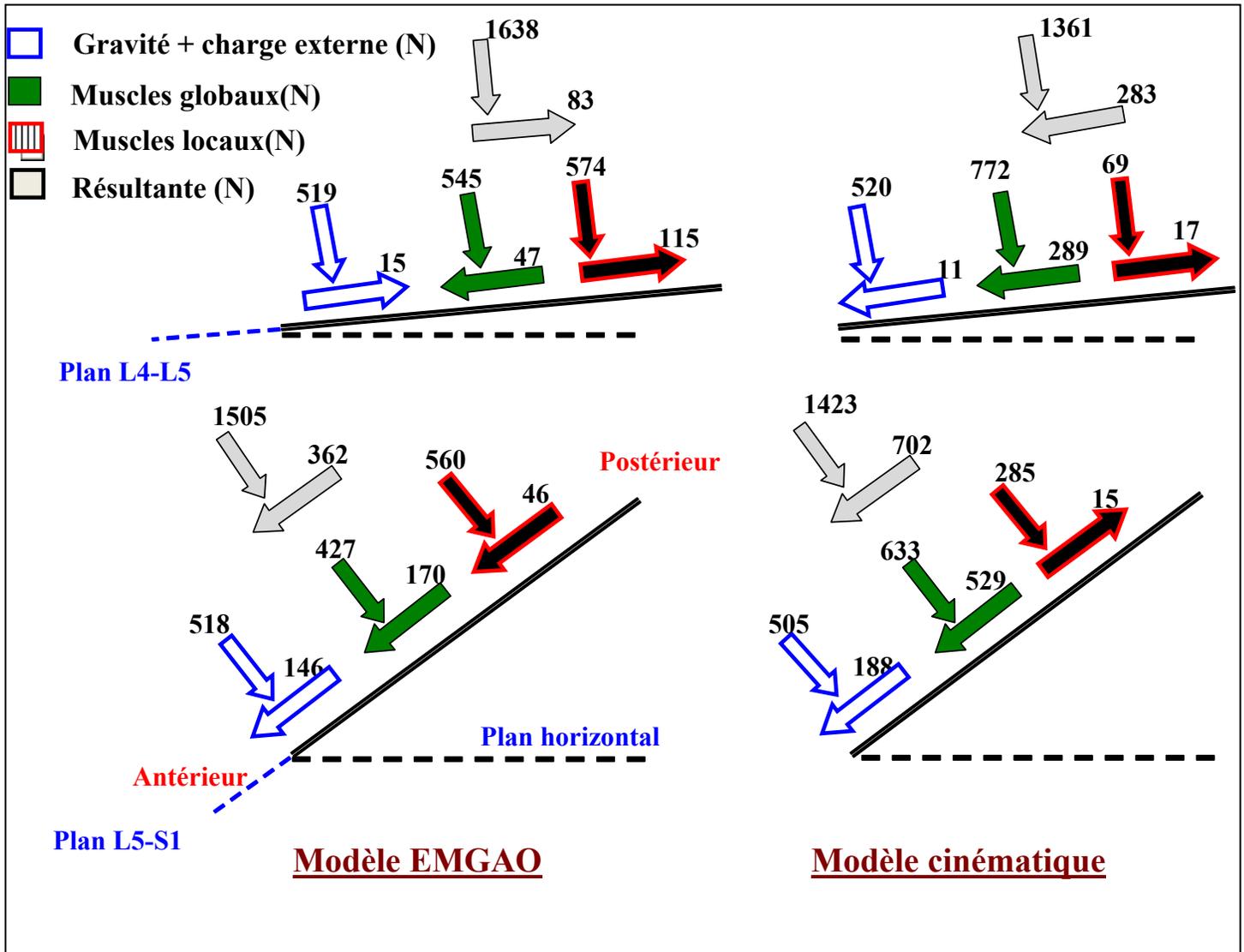


Figure 6. Forces de compression et de cisaillement produites lors du soutien statique d'une charge de 19.8 kg rapprochée du tronc au niveau de L4/L5 et au niveau de L5/S1 par chacune des composantes : force gravitationnelle, forces musculaires locales et les forces musculaires.

Les forces de cisaillement prédites par le modèle cinématique étaient supérieures aux forces prédites par le modèle EMGAO tant au niveau de L5/S1 ou de L4/L5. Cette différence est la conséquence directe d'attribuer plus de force, dans le cas du modèle cinématique, aux groupes musculaires globaux dont l'orientation en posture debout est moins efficace que celle des muscles locaux pour contrebalancer les forces de cisaillement dans la direction avant (figure 6). L'exactitude des deux modèles pour estimer les forces de cisaillement demeure toutefois difficile à évaluer en raison de l'absence de mesure *in vivo*. McGill (1997) souligne néanmoins que les forces de cisaillement peuvent mettre plus à risque de blessure le rachis que les forces de compression. Sur la base d'études cadavériques, la force maximale de cisaillement qu'une colonne vertébrale peut subir serait de l'ordre de 2000 à 2800 N (Cripton *et al.*, 1995).

4.4 Limites de l'étude

Malgré la complexité des deux modèles, des erreurs inhérentes à la mesure expérimentale affectent l'exactitude des résultats et un certain nombre d'hypothèses doivent être posées pour simplifier le fonctionnement d'un modèle. Par exemple, les données cinématiques sont estimées au moyen de repères anatomiques mis en relation avec des grappes de marqueurs fixés sur la peau. Ces grappes de marqueurs ne sont pas exemptes d'erreurs en raison du mouvement de la peau, tout comme l'identification exacte des repères anatomiques qui est souvent difficile à réaliser. Une difficulté importante se situe également au niveau de la caractérisation des paramètres segmentaires du sujet. Ainsi, la localisation des centres de gravité segmentaires a été estimée à partir d'équations de régression (de Leva, 1996) pour le modèle cinématique et à partir d'une méthode géométrique (Jensen *et al.*, 1978) pour le modèle EMGAO. Chacune de ces méthodes a permis d'estimer les paramètres segmentaires du sujet, mais avec une certaine marge d'erreur. L'ensemble de ces erreurs font en sorte que l'on estime l'erreur sur le calcul des moments à L5/S1 à environ 10 Nm (Plamondon *et al.*, 1996). Une autre source potentielle d'erreur, le modèle cinématique distribue la rotation lombaire totale (T12-S1) entre les segments fonctionnels en accord avec des travaux antérieurs. Il est donc difficile de savoir si cette hypothèse de travail est juste ou non, mais il n'était pas réaliste dans le cadre actuel d'estimer expérimentalement la rotation de chacune des vertèbres lombaires.

Dans la posture debout droite qui n'implique que de très faibles flexions du tronc, les muscles du tronc ont été considérés comme ayant des lignes d'action musculaires rectilignes s'étendant entre les points d'origine et d'insertion fixés sur le bassin, le thorax ou les vertèbres. Dans des activités qui impliquent de grandes flexions du tronc, la courbure des lignes d'actions musculaires devra être prise en compte (Arjmand *et al.*, 2006). Le latissimus dorsi, le fascia lumbodorsal, les muscles intersegmentaux/multisegmentaux, le transverse abdominis (TA) et la pression intra-abdominale (IAP) sont des facteurs qui ont été négligés. Le latissimus dorsi produit un moment extenseur du tronc au travers du fascia lumbodorsal ; une contribution difficilement quantifiable lors d'une tâche de levage (Bogduk *et al.*, 1998; McGill et Norman, 1988). Le rôle de déchargement de l'IAP a été trouvé négligeable dans une étude antérieure (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006c) par contre son rôle stabilisateur a été jugé plus important dans une tâche réalisée en posture debout droite.

L'utilisation d'un modèle EMG par approche optimisée était nécessaire afin de satisfaire les équations d'équilibre des moments à l'articulation L5/S1 et L4/L5 (Gagnon *et al.*, 2001). D'un

autre côté, dans le modèle cinématique, la procédure d'optimisation a été successivement répétée à chaque niveau vertébral pour distribuer le moment requis entre les muscles impliqués à ce niveau. D'autres fonctions objectives d'optimisation linéaire et non linéaire ont été testées et auparavant comparées à celle de cette étude (minimum de la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3) ont modifié la force de compression de moins de 20% et les forces de cisaillement de moins de 14% (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006b).

Enfin, seulement des postures debout droites isométriques ont été étudiées dans le cadre de cette activité. Initialement, plusieurs postures devaient être étudiées. Toutefois, la mise en commun des éléments nécessaires aux deux modèles a été plus longue que prévu. Également le modèle EMGAO n'était pas tout à fait au même niveau que le modèle cinématique ce qui a nécessité une certaine mise à jour. Maintenant que ces problèmes ont été résolus, on pense poursuivre l'analyse des données de manière à améliorer la prédiction des deux modèles. Autre considération importante, l'ajustement de chacun des modèles aux caractéristiques physiques des sujets est une étape assez complexe et limite l'application de ces modèles sur un grand nombre de sujets. Une amélioration importante sera de faire en sorte de pouvoir ajuster rapidement les modèles aux caractéristiques physiques des sujets.

5. CONCLUSION

Le modèle EMG par approche optimisée et le modèle cinématique ont été comparés sur trois tâches isométriques en posture debout droite. En dépit de résultats équivalents sur la prédiction des forces musculaires totales, les forces attribuées aux groupes musculaires locaux et aux groupes musculaires globaux étaient considérablement différentes entre les deux modèles. Une conséquence directe de cette différence fait en sorte que les forces de cisaillement prédites par le modèle cinématique sont supérieures en raison d'une plus grande force musculaire attribuée aux groupes musculaires globaux. Les forces de compression prédites sont par contre semblables hormis pour le maintien éloigné d'une caisse de 19.8 kg. La différence entre les deux modèles aurait été probablement moins élevée si le modèle EMGAO avait considéré tous les niveaux vertébraux lombaires jusqu'à T12/L1 au lieu d'un seul niveau. En équilibrant l'action musculaire à tous les niveaux lombaires, le modèle cinématique satisfait aux conditions d'équilibre autant à L5/S1 qu'à l'articulation T12/L1. Les différences de prédiction entre les deux modèles devraient donc varier en fonction du niveau vertébral et du type de tâche étudiée. D'autres conditions expérimentales sont à l'étude pour évaluer les différences entre les modèles dans des postures isométriques plus complexes ainsi que dans des conditions anisométriques de mouvement. Ces études permettront d'améliorer les modèles et de rendre leur prédiction plus valide. Par exemple, le modèle cinématique devrait inclure l'action antagoniste des muscles (coactivité) en utilisant une méthode d'optimisation favorisant la stabilité du rachis lombaire ((Brown et Potvin 2005; El-Ouaaid *et al.*, 2008). De même, le modèle EMG pourrait être amélioré en effectuant la procédure d'optimisation sur tous les niveaux à la fois (Cholewicki et McGill, 1996).

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.
- Andersson, G.B.J., Ortengren, R., Schultz, A., (1980). Analysis and Measurement of the Loads on the Lumbar Spine During Work at a Table. *J Biomech.* 13, 513-520.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., (2005). Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. *Spine* 30, 2637-48.
- 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, 510-21.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., (2006b). Sensitivity of kinematics-based model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. *Med Eng Phys.* 28, 504-14.
- 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, 1265-75.
- 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, 668-75.
- 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 (5), 701-9.
- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., (2008). Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. *Clinical Biomechanics* 23, 969-978.
- 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), 687-99.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., (2007). Spinal stability and role of passive stiffness in dynamic squat and stoop lifts. *Comput.Methods Biomech Biomed Engin.* 10, 351-360.
- Bogduk, N., Johnson, G., Spalding, D., (1998). The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clin Biomech.* 13, 377-385.
- Bogduk, N., Macintosh, J.E., Percy, M.J., (1992). A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine* 17, 897-913.

Brown, S.H., Potvin, J.R., (2005). Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates. *J Biomech.* 38 (4), 745-54.

Calisse, J., Rohlmann, A., Bergmann, G., (1999). Estimation of trunk muscle forces using the finite element method and in vivo loads measured by tetemeterized internal spinal fixation device. *J Biomech.* 32, 727-731.

Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U.D., Leardini, A., (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech.* 10 (4), 171-178.

Chaffin, D.B., (1969). A computerized biomechanical model--Development of and use in studying gross body actions. *J Biomech.* 2, 429-441.

Cholewicki, J., McGill, S.M., (1994). EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *J Biomech.* 27 (10), 1287-9.

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. *J Biomech.* 28 (3), 321-31.

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

Cripton, P., Berlemen, U., Visarino, H., Begeman, P.C., Nolte, L.P., Prasad, P., (1995). Response of the lumbar spine due to shear loading. *Proc. Symp. On Injury Prevention through Biomechanics.* 4-5 May 1995, Wayne State University.

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

de Leva, P., (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech.* 29, 1223-30.

Desjardins, P., Gagnon, M., (2001). A force platform for large human displacement. *Medical Engineering & Physics* 23, 143-146.

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.

El-Ouaaid, Z., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., (2008). A novel approach to evaluate abdominal coactivities for optimal spinal stability and compression force in lifting. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (submitted, December 2008).

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, 2633-42.

Freivalds, A., Chaffin, D.B., Garg, A., Lee, K.S., (1984) A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J Biomech.* 17, 251-262.

Gagnon, D., Larivière, C., Loisel, P., (2001). Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clin Biomech.* 16 (5), 359-72.

Gardner-Morse, M., Stokes, I.A.F., Laible, J.P., (1995). Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research* 13(5), 802-808.

Gardner-Morse, M.G., Stokes, I.A.F., (1998). The Effects of Abdominal Muscle Coactivation on Lumbar Spine Stability. *Spine* 23, 86-91.

Granata, K.P., Marras, W.S., (1995). The Influence of Trunk Muscle Coactivity on Dynamic Spinal Loads. *Spine* 20, 913-919.

Hughes, R.E., Chaffin, D.B., Lavender, S.A., Andersson, G.B.J., (1994). Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography. *Journal of Orthopaedic Research* 12, 689-698.

Hughes, R. E., Bean, J. C., Chaffin, D. B., (1995). Evaluating the effect of co-contraction in optimization models. *J Biomech.* 28(7), 875-878.

Jensen, R.K., (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J Biomech.* 11, 349-58.

Katz, J.N., (2006). Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. *J Bone Joint Surg Am.* 88, Suppl 2, 21-4.

Kingma, I., De looze, M. P., Toussaint, H. M., Klijnsma, H. G., Bruijnen, T. B. M., (1996). Validation of a Full Body 3-D Dynamic Linked Segment Model. *Human Movement Science* 15, 833-860.

Kiefer, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., (1998). Synergy of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J* 7, 471-479.

Larivière, C., Gagnon, D., (1998). Comparison between two dynamic methods to estimate triaxial net reaction moments at the L5/S1 joint during lifting. *Clin Biomech.* 13 (1), 36-47.

Lavender, S. A., Tsuang, Y. H., Hafezi, A., Gunnar, B. J., Andersson, Chaffin, D. B., Hughes, R. E., (1992). Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. *Human Factors* 34(2), 239-247.

- Manchikanti, L., (2000). Epidemiology of low back pain. *Pain Physician* 3, 167-92.
- McGill, S.M., Norman, R., (1985). Dynamically and Statically Determined Low Back Moments During Lifting. *J Biomech.* 18, 877-885.
- McGill, S.M., Norman, R.W., (1986). Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine* 11, 666-78.
- McGill, S.M., Norman, R.W., (1988). Potential of lumbodorsal fascia forces to generate back extension moments during squat lifts. *J Biomed Eng.* 10, 312-8.
- McGill, S.M., (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *J Orthop Res.* 1991 Jan;9(1):91-103.
- McGill, S., Jucker, D., Kropf, P., (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech.* 29 (11), 1503-7.
- McGill, S.M., (1997). The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *J Biomech.* 30, 465-75.
- National Research Council, (2001). *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*. National Research Council and Institute of Medicine.
- Oxland, T.R., Lin, R.M., Panjabi, M.M., (1992). Three-Dimensional Mechanical Properties of the Thoracolumbar Junction. *Journal of Orthopaedic Research* 10, 373-580.
- Panjabi, M., (1979). Validation of mathematical models. *J Biomech.* 12, 238.
- Pearsall, D.J., (1994). Segmental inertial properties of the human trunk as determined from computer tomography and magnetic resonance imagery. PhD thesis. Queen's University, Kingston, Ontario.
- Pearsall, D.J., Reid, J.G., Livingston, L.A., (1995). Segmental Inertial Parameters of the Human Trunk as Determined from Computed Tomography. *Biomedical Engineering* 24, 198-210.
- Plamondon, A., Gagnon, M., Desjardins, P., (1996). Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clin Biomech.* 11, 101-10.
- 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, R.T., Prilutsky, B.I., (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.

- Schultz,A., Andersson,G.B., Ortengren,R., Bjork,R., Nordin,M., (1982). Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. *Spine* 7, 390-397.
- Schultz,A.B., (1990). Models for analyses of lumbar spine loads. *Appl Mech Rev* 43, 119-125.
- Shirazi-Adl,A., Ahmed,A.M., Shrivastava,S.C., (1986a). A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech.* 19, 331-350.
- Shirazi-Adl,A., Ahmed,A.M., Shrivastava,S.C., (1986b). Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine* 11, 914-927.
- 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., Pop,D.G., Parnianpour,M., (2005). Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads--application of kinematics-based algorithm. *Eur Spine J* 14, 381-392.
- 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.
- Sparto,P.J., Parnianpour,M., (1998). Estimation of Trunk Muscle Forces and Spinal Loads During Fatiguing Repetitive Trunk Exertions. *Spine* 23(23), 2563-2573.
- Sparto,P.J., Parnianpour,M., Marras,W.S., Granata,K.P., Reinsel,T.E., Simon,S., (1998). Effect of electromyogram-force relationships and method of gain estimation on the predictions of an electromyogram-driven model of spinal loading. *Spine* 23, 423-429.
- Stokes,I.A.F., Gardner-Morse,M., (1995). Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. *J Biomech.*28(2), 173-186.
- Stokes, I.A., Gardner-Morse, M., (1999). Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J Biomech.* 32, 311-316.
- Stokes,I.A., Gardner-Morse,M., (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *J Biomech.*34, 733-740.
- Stokes, I.A., Henry, S.M., Single, R.M., (2003). Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech.* 18, 9-13.
- Stokes,I.A.F., Gardner-Morse,M., (2003) Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, 397-402.

Takashima,S.T., Singh,S.P., Haderspeck,K.A., Schultz,A.B., (1979). A model for semi-quantitative studies of muscle actions. *J Biomech.*12, 929-939.

Walker, B. F., (2000). The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord* 13, 205-217.

Wilke, H.J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., Claes, L., (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data –A data set for the validation of models. *Clin Biomech.* 6, S111-S126.

Wilke,H.J., Rohlmann,A., Neller,S., Graichen,F., Claes,L., Bergmann,G., (2003) ISSLS Prize Winner: A Novel Approach to Determine Trunk Muscle Forces During Flexion and Extension: A Comparison of Data From an In Vitro Experiment and In Vivo Measurements. *Spine* 28, 2585-2593.

Yamamoto,I., Panjabi,M.M., Crisco,T., Oxland,T., (1989). Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 14, 1256-1260.

Zheng, N., Fleisig, G.S., Escamilla, R.F., Barrentine, S.W., (1998). An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *J Biomech.* 31 (10), 963-7.