

Titre: Modélisation de la colonne vertébrale par la méthode des éléments finis basée sur la cinématique incluant le critère de la stabilité
Title: finis basée sur la cinématique incluant le critère de la stabilité

Auteur: Zakaria El Ouaaid
Author:

Date: 2009

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: El Ouaaid, Z. (2009). Modélisation de la colonne vertébrale par la méthode des éléments finis basée sur la cinématique incluant le critère de la stabilité [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/154/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/154/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Aboulfazl Shirazi-Adl
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MODÉLISATION DE LA COLONNE VERTÉBRALE PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS
FINIS BASÉE SUR LA CINÉMATIQUE INCLUANT LE CRITÈRE DE LA STABILITÉ

ZAKARIA EL OUAID

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)

Octobre 2009

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

MODÉLISATION DE LA COLONNE VERTÉBRALE PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS BASÉE SUR LA CINÉMATIQUE INCLUANT LE CRITÈRE DE LA STABILITÉ

présenté par : EL OUAAID Zakaria

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées

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

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., président

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

M. PLAMONDON André, Ph.D., membre

DÉDICACE

À mes parents

À mes frères et sœurs

À ma femme

À mon neveu

À mes amis

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je voudrais exprimer mes plus profonds remerciements à mon Directeur de recherche, le professeur Aboulfazl Shirazi-Adl, de m'avoir proposé ce sujet, pour son accueil et les moyens donnés pour réaliser ce travail dans de bonnes conditions.

Je tiens à adresser mes remerciements les plus profonds aux messieurs L'Hocine Yahia et André Plamondon pour avoir accepté de faire partie du jury d'examen de ce mémoire.

Mes plus sincères remerciements vont également à Monsieur Navid Arjmand pour son aide précieuse ainsi que pour le soutien moral qu'il m'a apporté.

Ma reconnaissance va également à mes collègues qui m'ont entouré et qui ont contribué à créer une atmosphère de travail si agréable. Une appréciation particulière est adressée à Reza Shirazi et Oulmane Abdelhak pour leur aide dans la réalisation de ce mémoire.

RÉSUMÉ

En biomécanique de la colonne vertébrale, une évaluation précise des forces musculaires et des charges spinales (par exemple les forces de compression qui agissent sur les disques intervertébraux) au cours des activités professionnelles et récréationnelles, représente un axe principal de plusieurs recherches et demeure encore un défi à surmonter. Les modèles biomécaniques sont considérés comme des outils fiables qui permettent de déterminer les forces musculaires du tronc et les forces de compression et de cisaillement qui agissent sur les segments lombaires. En générale, ces forces sont calculées en établissant l'équilibre entre les moments internes dus aux structures actives (muscles) et passives (les vertèbres, disques et ligaments) et les moments externes (charges externes, charges d'inertie et charges de gravité du tronc). En raison de la redondance des équations d'équilibres liée au nombre d'inconnus (forces musculaires), les techniques d'optimisation ont été employées afin de minimiser certaines fonctions objectives. Cependant cette technique ne permet pas de prédire les forces musculaires antagonistes.

L'objectif de ce travail est de développer un algorithme d'optimisation qui permet d'estimer les forces musculaires abdominales (en tant que muscles antagonistes) qui maximisent la stabilité du tronc et minimisent le risque des maux de dos. Cet algorithme est basé sur la méthode cinématique, la méthode des éléments finis, la méthode d'optimisation lagrangienne et la méthode de régression.

Un modèle non-linéaire d'éléments finis symétrique dans le plan sagittal, basé sur la méthode cinématique et d'optimisation lagrangienne a été utilisé pour résoudre la redondance des équations d'équilibre de la colonne vertébrale en posture debout droite et durant les tâches de levage. Ce modèle est composé de six poutres déformables qui représentent les disques intervertébraux au niveau *T12-S1* et des éléments rigides qui représentent les vertèbres *T1-S1*. L'architecture musculaire est symétrique dans le plan sagittal et comprend 46 faisceaux musculaires locaux qui joignent les vertèbres lombaires avec le pelvis à l'exception du muscle *iliopsoas* qui prend son origine sur le fémur, et 10 faisceaux musculaires globaux qui relient la cage thoracique au pelvis. Les propriétés mécaniques et l'anatomie de la colonne vertébrale ont

été tirées de la littérature. Les petites rotations inter-segmentaires associées à la posture debout droite calculées par optimisation ont été appliquées dans le présent modèle d'éléments finis.

Afin de calculer les forces de compression et de cisaillement, les forces musculaires globales et locales ont été estimées par optimisation lagrangienne et par la suite, ont été appliquées comme des charges externes qui agissent sur les disques intervertébraux. Après avoir atteint l'équilibre de la colonne, une analyse de stabilité a été effectuée pour calculer les forces critiques du flambement P_{cr} . Cette analyse est portée sur la rigidité musculaire $k = q \frac{F}{L}$. Les muscles du tronc ont été modélisés par des éléments ressorts uni-axiaux.

Dans la présente étude, on a proposé deux méthodes B et D basées sur la méthode d'optimisation lagrangienne pour calculer les forces musculaires, et par la suite les forces de compression F_C au centre du disque $L5-S1$ et les forces critiques du flambement P_{cr} par la méthode des éléments finis. Les variables d'*input* considérés dans la méthode B sont représentés par les forces musculaires abdominales (F_{IO} , F_{EO} et F_{RA}), le moment externe M et la valeur du coefficient de la rigidité musculaire q alors que dans la méthode D par la somme des moments abdominaux M_{abd} , le moment externe M et la valeur du coefficient de la rigidité musculaire q . Et pour les deux méthodes, cinq différents niveaux ont été considérés pour chaque variable.

L'expression empirique de la force critique du flambement P_{cr} et de la force de compression F_C ont été obtenues par régression en fonction des variables d'*input*. Les analyses des coefficients de régression ont montré que les forces P_{cr} et F_C représentent adéquatement les résultats de la méthode des éléments finis.

Les expressions empiriques obtenues par la méthode B et par la régression ont été optimisées afin de prédire les forces musculaires abdominales optimales qui minimisent la fonction objective $F_{obj} = \alpha * F_C - \beta * P_{cr}$. Si on pose $\alpha = 1$ et $\beta = 0$, alors, la minimisation de la fonction objective F_{obj} permet de prédire la force de compression minimale et dans ce cas, le muscle IO représente le muscle le plus efficace en minimisant la force de compression F_C au centre du disque $L5-S1$. En revanche, si on pose $\alpha = 0$ et $\beta = 1$, alors, la minimisation de F_{obj} maximise la

force critique du flambement P_{cr} . Pour les grandes coactivités musculaires abdominales, le muscle EO est le muscle le plus efficace en maximisant la stabilité du tronc. Dans le cas contraire, le muscle IO devient le plus actif. Pour $\alpha \neq 0$ et $\beta \neq 0$, la minimisation de F_{obj} permet de prédire les forces musculaires optimales qui maximisent la stabilité du tronc et minimisent simultanément la force de compression F_C selon les cas à étudier.

La méthode D consiste à calculer directement les forces musculaires abdominales en fixant la somme des moments des muscles abdominaux *a priori* dans la procédure d'optimisation lagrangienne qui minimise la somme des contraintes cubiques des muscles extenseurs et maximise simultanément la somme des contraintes cubiques pour les muscles abdominaux. Les forces des muscles abdominaux obtenue sont liées entre elles par des relations linéaires et ne dépendent ni du moment externe M ni du coefficient de la rigidité musculaire q . Le muscle IO est le muscle le plus efficace en maximisant la stabilité du tronc P_{cr} et minimisant simultanément la force de compression F_C .

Si on pose $\alpha = 1$ et $\beta = 0$ et on considère le cas des grandes coactivités musculaires abdominales, on trouve que la méthode D permet de trouver les forces de compression minimales en comparaison avec la méthode B . Cependant, ces forces de compression sont accompagnées avec une légère diminution de la force critique du flambement maximale P_{cr} ($\alpha = 0$ et $\beta = 1$) par rapport à la méthode B . Pour les petites coactivités musculaires, la méthode B donne les forces de compression minimales alors que la méthode D donne les forces critiques maximales.

Dans le cas, où $\alpha = \beta$, la méthode D offre la solution optimale en minimisant la fonction objective F_{obj} durant les grandes coactivités musculaires alors que la méthode B durant les petites coactivités musculaires et dans les deux méthodes, le muscle IO est le plus efficace par rapport au muscle EO et RA . La prédiction des forces musculaires optimales par la méthode D indique que le système nerveux central (CNS) cherche à minimiser le risque des blessures au niveau du bas de dos en minimisant les forces de compression par une légère réduction de la stabilité maximale de la colonne vertébrale.

ABSTRACT

A precise assessment of muscle forces and spinal loads (e.g. compression forces acting on the intervertebral discs) during the occupational and recreational activities, though the main focus of several studies, remains still a challenge to overcome. Biomechanical models are considered as reliable tools to determine the trunk muscle forces, compression forces and shear stress acting on the lumbar vertebrae. Generally, these forces are calculated by balancing internal moments due to active (muscles) and passive (the vertebrae, discs and ligaments) structures as well as external moments (external loads, inertial loads and gravity of the trunk). Due to the redundancy in equations due to the number of unknowns (muscle forces), optimization techniques have been employed in minimizing certain objective functions. However these techniques do not predict antagonistic muscle forces.

The objective of this work is to develop an optimization algorithm for estimating the abdominal muscle forces (while acting antagonistically) that maximizes the trunk stability and minimizes the risk of back pain, either separately or both together. This algorithm is based on the kinematics-driven finite element method, Lagrangian optimization and regression method.

A non-linear sagittally-symmetric finite element model based on the kinematics-driven algorithm and Lagrangian optimization was used to resolve the redundancy of equilibrium equations of the spine in upright standing posture during lifting tasks. This model consists of six deformable beams representing the intervertebral discs at *T12-S1* and rigid elements that represent the *T1-S1* vertebrae. The muscular architecture includes 46 local muscle fascicles joining the lumbar vertebrae to the pelvis with the exception of the iliopsoas muscle which originates from the femur, and 10 global muscle fascicles that connect the ribs to pelvis. The mechanical properties and anatomy of the spine are taken from the literature. Small inter-segmental rotations associated with the standing upright posture calculated by optimization have been incorporated in this finite element model.

To calculate the compressive and shear forces, global and local muscle forces have been estimated by Lagrangian optimization and, subsequently, were applied as external loads acting on the intervertebral discs. After reaching equilibrium, stability analysis is performed to calculate the

critical buckling force P_{cr} . This analysis is based on the muscle stiffness $k = q \frac{F}{L}$ where trunk muscles are modeled by uni-axial spring elements.

In the current study, we proposed two methods *B* and *D* based on Lagrangian optimization method to calculate the muscle forces and subsequently the compressive force F_C at the center of the *L5-S1* disk and critical buckling forces P_{cr} . Input variables included in method *B* are represented by the abdominal muscle forces (F_{IO} , F_{EO} and F_{RA}), the external moment M and the value of the muscle rigidity coefficient q whereas in Method *D* by the sum of the abdominal moments M_{abd} , the external moment M and the value of muscle rigidity coefficient q . for both methods, five different levels for each variable were considered.

The empirical expression of the critical buckling force P_{cr} and the compressive force F_C were obtained by regression as functions of input variables. The analysis of regression coefficients showed that the P_{cr} and F_C forces adequately represented the results of the finite element method and that their terms were significant in the response of the spine.

Empirical expressions obtained from the approach *B* and the regression method were optimized predicting the optimal abdominal muscle forces that minimize the objective function $F_{obj} = \alpha * F_C - \beta * P_{cr}$. If we set $\alpha = 1$ and $\beta = 0$, minimization of the objective function F_{obj} can predict the minimum compressive force and in this case, *IO* muscle is the most efficient muscle. However, if we set $\alpha = 0$ and $\beta = 1$, minimizing F_{obj} then maximizes the critical buckling force P_{cr} . For large abdominal muscle coactivities, *EO* muscle is the most efficient muscle by maximizing the trunk stability. On the contrary case, the *IO* muscle becomes more active. For $\alpha \neq 0$ et $\beta \neq 0$, the minimization of F_{obj} yields optimal muscle forces that maximize the trunk stability and simultaneously minimize the compression force F_C .

Method *D* directly calculates the abdominal muscle forces by fixing sum of the abdominal muscles moments a priori in the Lagrangian optimization procedure that simultaneously minimizes sum of extensor muscle stresses cubed and maximizes sum of abdominal muscle stresses cubed. The predicted abdominal muscles forces depend neither on M nor on muscle

rigidity coefficient q . The IO muscle is the most effective muscle in maximizing the stability of trunk P_{cr} and minimizing the compression force F_C .

If we set $\alpha = 1$ et $\beta = 0$ and consider the case of large abdominal muscle coactivities, the method D yields the minimum compression force in comparison with method B. However, these compression forces are accompanied by a slight decrease in maximal critical buckling force P_{cr} ($\alpha = 0$ et $\beta = 1$) compared to the method B. For small muscle coactivities, the method B gives minimal compression force whereas the method D gives maximum critical forces.

In the case $\alpha = \beta$ method D offers optimal solution by minimizing the objective function F_{obj} in presence of large muscle coactivities whereas the method B does the same in presence of small muscle coactivities. In both methods, IO muscle is the most efficient compared to EO and RA muscles. The prediction of optimal muscle forces by the method D suggests that the central nervous system (CNS) seeks to minimize the risk of injuries in the lower back level (by reducing compression forces) while slightly deteriorating the spinal stability.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iii
REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	viii
TABLE DES MATIÈRES	xi
LISTE DES FIGURES	xiii
LISTE DES TABLEAUX	xvi
LISTE SES ABRÉVIATIONS	xvii
CHAPITRE I: INTRODUCTION	1
1.1 Introduction	1
1.2. Anatomie de la colonne vertébrale	3
1.2.1 Anatomie du système passif du rachis humain	3
1.2.2 Région cervicale	3
1.2.3 Région thoracique	5
1.2.4 Région lombaire	5
1.2.5 Anatomie du système actif du rachis humain	7
1.2.6 Structure des muscles	9
1.3 Revues bibliographiques	11
1.3.1 Études <i>in vitro</i>	12
1.3.2 Études <i>in vivo</i>	12
1.3.3 Études de modélisation	13
1.3.3.1 Modèles basés sur la méthode des éléments finis	13
1.3.3.2 Modèles basés sur la réduction du nombre d'inconnus	13
1.3.3.3 Modèles basés sur l'optimisation et/ou <i>EMG</i>	14
1.3.3.4 Modèles basés sur la cinématique	16
1.3.4 Stabilité de la colonne vertébrale	17
1.4. Objectif	20
CHAPITRE II: MÉTHODOLOGIE	22
2.1 Modèle d'éléments finis de la colonne thoraco-lombaire	22
2.2 Calcul des forces musculaires par optimisation	36

2.2.1 Calcul de forces musculaires à chaque niveau vertébral par optimisation.....	37
2.2.2 Calcul des forces musculaires globales.....	38
1.2.2 Calcul des forces des muscles locaux	45
2.3 Analyse de la Stabilité.....	46
2.4 Méthode des surfaces de réponse.....	47
CHAPITRE III: RÉSULTATS.....	52
3.1 Prédictions basée sur la méthode (<i>B</i>)	53
3.1.1 Minimisation de la force de compression F_C	54
3.1.2 Maximisation de la force critique P_{cr}	56
3.1.3 Minimisation de la fonction objective F_{obj} ($\alpha \neq 0$ et $\beta \neq 0$)	56
3.2 Minimisation de la force objective en utilisant la méthode (<i>D</i>).....	61
CHAPITRE IV: DISCUSSION	66
4.1 Comparaison entre les résultats obtenus par la méthode (<i>B</i>) et (<i>D</i>)	67
4.2 Evaluation et Limitations du modèle	72
4.3 Application de la méthode <i>B</i>	73
CONCLUSIONS.....	76
RÉFÉRENCE	78

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Identification des sens des mouvements de la colonne vertébrale par rapport au corps humain.....	4
Figure 1.2: Les Courbures dans le plan sagittal de la colonne vertébrale humain	4
Figure 1.3: Colonne vertébrale humaine (vertèbres et disques).....	5
Figure 1.4: Structure d'une vertèbre de la colonne vertébrale humaine (a), Structure du disque intervertébral (b). (A-anneau composite constitué de lamelles de fibres de collagène, N-noyau composée a 80% de fluide)	6
Figure 1.5: Colonne vertébrale humaine (www.lookfordiagnosis.com).....	7
Figure 1.6: Architecture des muscles abdominaux: (a) <i>rectus abdominus (RA)</i> , (b) <i>internal oblique (IO)</i> , (c) <i>external oblique (EO)</i> attachées à la colonne.	9
Figure 1.7: Architecture des muscles de dos.....	10
Figure 1.8: Éléments contractiles de la fibre musculaire (www.afm-france.org)	10
Figure 2.1: Représentation de la colonne thoraco-lombaire et des muscles globaux et locaux dans le plan sagittal en posture debout droite à configuration initiale non déformée. <i>ICPT</i> (Iliocostalis lumborum pars thoracic), <i>LGPT</i> (Longissimus thoracic pars thoracic), <i>RA</i> (Rectus Abdominus), <i>EO</i> External oblique), <i>IO</i> (Internal oblique). <i>MF</i> (Multifidus), <i>QL</i> (Quadratus lumborum), <i>IP</i> (Iliopsoas), <i>ICPL</i> (iliocostalis lumborum pars lumborum) et longissimus thoracis pars <i>LGPL</i> (lumborum).	23
Figure 2.2: Comportement non linéaire des disques intervertébraux (a) et (b).....	27
Figure 2.3: Position du centre de gravité du bras, d'avant-bras, de la main et de la charge externe pour différentes hauteurs (H en cm) à la configuration déformée de la colonne thoraco-lombaire sous des charges de gravité et charge externe (Arjmand et al. 2008).	29
Figure 2.4: Posture debout droite, (1) Posture debout droite neutre et (2) Levage des charges externes en gardant le bras de levier constant par rapport à <i>SI</i>	30
Figure 2.5: (a) Architecture musculaire globale (Vue arrière du plan frontal), (b) Architecture musculaire globale (Vue sagittale). <i>ICPT</i> (Iliocostalis lumborum pars thoracic), <i>LGPT</i> (Longissimus thoracic pars thoracic), <i>RA</i> (Rectus Abdominus), (EO) External oblique) et <i>IO</i> (Internal oblique).....	32

Figure 2.6: (a) Architecture musculaire locale (Vue arrière du plan frontal), (b) Architecture musculaire locale (Vue sagittale). ICPT (Iliocostalis lumborum pars thoracic), LGPT (Longissimus thoracis pars thoracic), RA (Rectus Abdominus), (EO) External oblique et IO (Internal oblique). MF (Multifidus), QL (Quadratus lumborum), IP (Iliopsoas), ICPL (iliocostalis lumborum pars lumborum) et longissimus thoracis pars LGPL (lumborum).....	33
Figure 2.7: comportement de l'élément ressort, (Allongement et non déformation).....	47
Figure 3.1: Les forces musculaires abdominales obtenues en minimisant la force de compression axiale F_C au centre du disque L5-S1 avec $\alpha = 1$. ..	55
Figure 3.2: Force critique P_{cr} maximale en fonction de la somme des forces musculaires normalisée avec différents moments externes et coefficients de la rigidité musculaire.	57
Figure 3.3: Les forces musculaires abdominales obtenues en maximisant la force critique du flambement P_{cr} ($\alpha = 0$ et $\beta = 1$), pour (a) le coefficient de la rigidité musculaire $q=10$ et pour (b) $q=20$	58
Figure 3.4: Les forces musculaires abdominale obtenues par minimisation de fonction objective F_{obj} avec ($\alpha \neq 0$ et $\beta \neq 1$), le coefficient de la rigidité musculaire pour (a) $q=10$ et pour (b) $q=20$	59
Figure 3.5: (a) Force critique maximale P_{cr} en fonction du coefficient de pondération α , (b) force de compression minimale en fonction de α	60
Figure 3.6: Les forces musculaires abdominales obtenues par la méthode (D) et leurs forces de compression associées F_C au centre du disque (L5-S1)	63
Figure 3.7: Forces critiques P_{cr} maximales obtenues par la méthode (D) en fonction des coefficients de la rigidité musculaire q et moments externes M	64
Figure 3.8: Forces musculaires abdominales obtenues par la méthode (D) et leurs forces critiques associées P_{cr} en fonction de moment externes M . Pour (a) $q=10$ et pour (b) $q=20$	65
Figure 4.1: Comparaison entre les forces de compression obtenues par la méthode (B) et (D)...	69
Figure 4.2: Comparaison entre les forces critiques du flambement obtenues par la méthode (B) et (D), pour (a) le moment externe $M=18$ et pour (b) $M=36$	70
Figure 4.3: Comparaison entre les fonctions objectives minimales obtenues par la méthode (B) et (D), (a) le moment externe $M=18$, (b) $M=36$	71

Figure 4.4: Prédiction des forces musculaires, de la force de compression F_C et du flambement

P_{cr} 75

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1: Les coordonnées des centres des vertèbres de la colonne vertébrale	24
Tableau 2.2: Les coordonnées des nœuds des éléments poutres qui représentent les disques intervertébraux dans le modèle des éléments finis.....	25
Tableau 2.3: Distribution et localisation des charges de gravité supportées par la colonne thoracolombaire.....	28
Tableau 2.4: Distribution et localisation des charges des membres supérieurs (Arjmand et al. 2008).....	29
Tableau 2.5: Aires de section physiologiques (PCSA) des muscles locaux sur chaque côté et aux différents niveaux (Li) de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992 ; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).....	34
Tableau 2.6: Aires de section physiologiques (PCSA) des muscles globaux sur chaque côté et au niveau T12 de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).	34
Tableau 2.7: Coordonnées des points d'insertion et d'origines des muscles locaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum S1 ($[X, Y, Z] = [0, 0, 0]$).....	35
Tableau 2.8: Coordonnées des points d'insertion et d'origine des muscles globaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum S1 ($[X, Y, Z] = [0, 0, 0]$).....	36
Tableau 2.9: Solution de chacune des quatre méthodes:.....	45
Tableau 2.10: les cinq niveaux des variables de l' <i>input</i>	48
Tableau 3.1: Coefficients des forces P_{cr} et F_C obtenus par régression	53
Tableau 3.2: Coefficients des forces P_{cr} et F_C obtenus par régression en utilisant la méthode (D).	62

LISTE SES ABRÉVIATIONS

Anatomie

C1-C7 :	Vertèbres de la partie cervicale de la colonne vertébrale
L1-L5 :	Vertèbres de la partie lombaire de la colonne vertébrale
T1-T12:	Vertèbres de la partie thoracique de la colonne vertébrale
S1 :	Première vertèbre du sacrum
IC :	Muscle <i>iliocostalis lumborum pars lumborum</i>
IP :	Muscle <i>iliopsoas</i>
LG :	Muscle <i>longissimus thoracic pars lumborum</i>
MF :	Muscle <i>multifidus</i>
QL :	Muscle <i>quadratus lumborum</i>
ICPT :	Muscle <i>iliocostalis lumborum pars thoracic</i>
LGPT :	Muscle <i>longissimus thoracic pars thoracic</i>
RA :	Muscle <i>rectus abdominis</i>
EO :	Muscle <i>external oblique</i>
IO :	Muscle <i>internal oblique</i>

Géométrie

2D :	Bidimensionnel
3-D :	Tridimensionnel
DCL :	Diagramme du corps libre
X :	Axe anatomique sagittale
Y :	Axe anatomique latéral
Z :	Axe anatomique axial

Comportement

G :	Module d'élasticité en cisaillement
GAk :	Module de rigidité en cisaillement
k :	Coefficient de rigidité en cisaillement dans les poutre de Timoshenko
Fi :	Force du muscle i

L_i	Longueur du muscle i
K	Rigidité musculaire
PCSA	L'aire de section physiologique du muscle
q	Coefficient de la rigidité musculaire
CMV	Les contractions maximales volontaires
EMG	Électromyographie
PID	Pression intradiscale
PIA	Pression intra-abdominale

Optimisation

A_{IO}	L'aire de section du muscle <i>internal oblique</i>
A_{EO}	L'aire de section du muscle <i>external oblique</i>
A_{RA}	L'aire de section du muscle <i>rectus abdominis</i>
A_{IC}	L'aire de section du muscle <i>iliocostalis lumborum pars thoracic</i>
A_{LG}	L'aire de section du muscle <i>longissimus thoracic pars thoracic</i>
E	Equation d'équilibre
F_{IO}	Force du muscle <i>internal oblique</i>
F_{EO}	Force du muscle <i>external oblique</i>
F_{RA}	Force du muscle <i>rectus abdominis</i>
F_{IC}	Force du muscle <i>iliocostalis lumborum pars thoracic</i>
F_{LG}	Force du muscle <i>longissimus thoracic pars thoracic</i>
F_C	Force de compression axiale au centre du disque L5-S1
F_{obj}	Fonction objective
H	Hauteur des charges externes
M	Moment externe
M_I	Somme des moments abdominaux
M_R	Moment de réaction dans les vertèbres lombaires
OF	Expression de la fonction objective à minimiser
OF_{T12}	Expression de la fonction objective à minimiser au niveau T12
P_{cr}	Force critique du flambement
r_{IO}	Bras de levier du muscle <i>internal oblique</i>

r_{EO}	: Bras de levier du muscle <i>external oblique</i>
r_{RA}	: Bras de levier du muscle <i>rectus abdominis</i>
r_{IC}	: Bras de levier du muscle <i>iliocostalis lumborum pars thoracic</i>
r_{LG}	: Bras de levier du muscle <i>longissimus thoracic pars thoracic</i>
Somme:	Somme des forces musculaires abdominales
α	: Coefficient de pondération dans la fonction objective F_{obj}
β	: Coefficient de pondération dans la fonction objective F_{obj}
λ	: Multiplicateur de Lagrange
γ	: Multiplicateur de Lagrange
Λ	: Fonction de Lagrange

Régression

A0-A20	: Coefficients de régression de P_{cr} méthode <i>B</i>
B0-B4	: Coefficients de régression de F_C méthode <i>B</i>
C0-C9	: Coefficients de régression de P_{cr} méthode <i>C</i>
D0-D2	: Coefficients de régression de F_C méthode <i>B</i>
R^2	: Coefficient de détermination
R^2 -ajustée	: Coefficient de détermination ajusté
RMSE	: Racine de l'erreur quadratique moyenne
p-values	: Seuils critique de régression

CHAPITRE I: INTRODUCTION

1.1 Introduction

La colonne vertébrale avec ses muscles représente l'appareil locomoteur du corps humain. Elle le maintient en équilibre, le stabilise et lui permet une grande facilité à se mouvoir. C'est à cause de ce fonctionnement très important que plusieurs études expérimentales, analytiques et numériques ont été effectuées pour comprendre le comportement mécanique de ce système pour identifier les causes des maux de dos, et ainsi proposer des solutions de réadaptations et de traitements.

Dans les pays occidentaux, on trouve, parmi les maladies les plus fréquentes et les plus couteuses, les maux de dos dus aux troubles musculo-squelettiques. Ces troubles sont définis comme un ensemble d'atteintes douloureuses qui touchent les muscles, les tendons et la colonne vertébrale. Les activités professionnelles, récréationnelles fréquentes et répétitives ou les activités effectuées dans une posture non naturelle peuvent être responsables de ces maux de dos, et la douleur peut se manifester soit au travail soit au repos. Les travaux de manutention et du transport des charges sont des activités qui exigent beaucoup d'efforts physiques, notamment en milieu du travail et par conséquent, peuvent causer aux travailleurs des risques de troubles musculo-squelettiques. Statistique Canada a publié que les personnes souffrant des maux de dos représentent 70% à 80% de la population active au cours de leur vie. Les personnes atteintes qui souffrent de la morbidité de leurs états physiques, leurs productivités diminuent et le taux de leurs absences augmente. En plus, les coûts liés à cette dorsalgie peuvent donc être très élevés, soit pour les personnes atteintes soit pour leurs employeurs et leurs assureurs. Frymoyer et Cats-Baril (1991) ont estimé qu'au Etats-Unis les coûts médicaux directs ont excédé 24 milliards de dollars pour l'année 1990 en excluant les coûts indirects associés aux réclamations de compensation. Le coût total (les coûts médicaux, les coûts de compensation) associé à lombalgies a varié entre 50 et 100 milliard de dollars, ce qui est un fardeau économique très élevé. On trouve parmi les causes des maux de dos le travail physique exigeant, la flexion et la torsion fréquente, le levage de charges, le travail répétitif, et l'exposition aux vibrations (Frymoyer et al., 1983). Donc, les charges à manipuler lors des tâches de levage ont un impact très important sur l'équilibre et le

comportement mécanique de la colonne vertébrale et par conséquent peuvent causer des troubles musculo-squelettiques (NIOSH, 1997).

En biomécanique de la colonne vertébrale, une évaluation précise des forces musculaires et des charges spinales (par exemple les forces de compression qui agissent sur les disques intervertébraux) au cours des activités professionnelles et récréationnelles, représente un axe principal de plusieurs recherches et demeure encore un défi à surmonter. Les modèles biomécaniques sont considérés comme des outils plus fiables qui permettent de déterminer les forces musculaires du tronc et les forces de compression et de cisaillement qui agissent sur les vertèbres lombaires. En générale, ces forces sont calculées en établissant l'équilibre entre les moments internes dus aux structures actives (muscles) et passives (les vertèbres, disques et ligaments) et les moments externes (charges externes et charges de gravité du tronc). En raison de la redondance des équations d'équilibre liée au nombre d'inconnus (forces musculaires), les techniques d'optimisation ont été employées en minimisant certaines fonctions objectives (Stockes and Gardner-Morse 2001; Reavers et Cholewicki 2003). Cependant, ces techniques ne permettent pas de prédire les forces musculaires antagonistes. Durant les activités physiques quotidiennes, le système nerveux central (*central nervous system CNS*) active les muscles antagonistes pour augmenter la rigidité musculaire et par conséquent la stabilité du tronc. Les limites supérieures des forces musculaires antagonistes que le système nerveux central emploie pour maximiser la stabilité de la colonne vertébrale demeurent toujours inconnues et l'augmentation de leurs activités peut conduire à l'augmentation du risque de maux de dos.

Dans ce travail, on vise à développer l'expression empirique de la force de compression qui agit sur le disque L5-S1 et celle de la stabilité de la colonne vertébrale en position debout droite et durant les tâches de levage. En se basant sur ces deux expressions, on cherche par la suite à trouver une nouvelle fonction objective qui permet de prédire les forces musculaires abdominales optimales qui maximisent la stabilité de la colonne vertébrale et minimisent simultanément le risque de maux de dos. Le but de cette recherche est d'étudier l'effet de chaque muscle abdominal sur la force de compression au centre du disque *L5-S1* et la stabilité de la colonne vertébrale, afin de proposer des solutions optimales qui peuvent être utiles à la conception de la réadaptation et les activités stratégiques thérapeutiques.

1.2. Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale ou rachis est une structure osseuse complexe qui protège la moelle épinière et soutient la tête, le tronc et l'ensemble du squelette humain. Elle permet la mobilité et la souplesse nécessaires au corps humain pour accomplir les activités physiques quotidiennes demandées. Les mouvements de la colonne vertébrale sont définis par trois plans: plan sagittal, latéral, et horizontal (Fig. 1.1). On distingue deux types de mouvements: le mouvement de flexion sagittal dans le sens antérieur et le mouvement d'extension dans le sens postérieur. Dans le plan latéral, on parle de flexion latérale à droite et à gauche. Le mouvement autour de la direction axiale de la colonne est appelé mouvement de rotation, il est défini comme une rotation des membres supérieurs par rapport à ceux inférieurs.

En biomécanique, la colonne vertébrale est subdivisée en deux systèmes: un système passif composé de vertèbres, de disques et de ligaments et un système actif formé par les muscles abdominaux et dorsaux qui assurent l'équilibre et la stabilité de la colonne vertébrale.

1.2.1 Anatomie du système passif du rachis humain

La colonne vertébrale a une forme géométrique non-linéaire avec quatre courbures dans le plan sagittal (Fig.1.2): deux courbures concaves nommées lordose lombaire et cervicale et deux courbures convexes appelées cyphose thoracique et sacrée. La colonne vertébrale est une chaîne d'organes biologiques subdivisée en 5 régions: partie cervicale, thoracique, lombaire, sacrée et coccygienne (Fig. 1.3). Chaque région est constituée de vertèbres osseuses qui se joignent par des disques intervertébraux.

1.2.2 Région cervicale

La région cervicale a une structure concave et est composée de sept vertèbres cervicales (Fig.1.3) numérotées $C1$ à $C7$ de haut vers le bas. Elle représente la partie la plus mobile du rachis. Cette région soutient la tête et lui offre à la fois la possibilité de se mouvoir dans tous les sens.

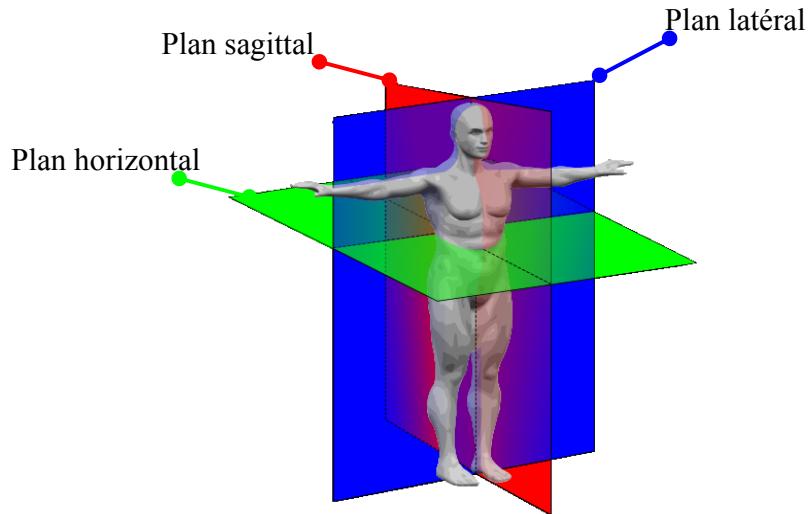


Figure 1.1: Identification des sens des mouvements de la colonne vertébrale par rapport au corps humain.

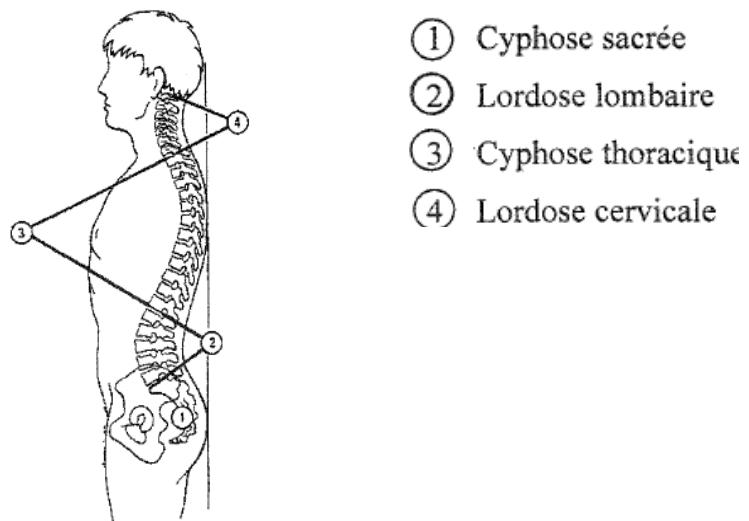


Figure 1.2: Les Courbures dans le plan sagittal de la colonne vertébrale humain

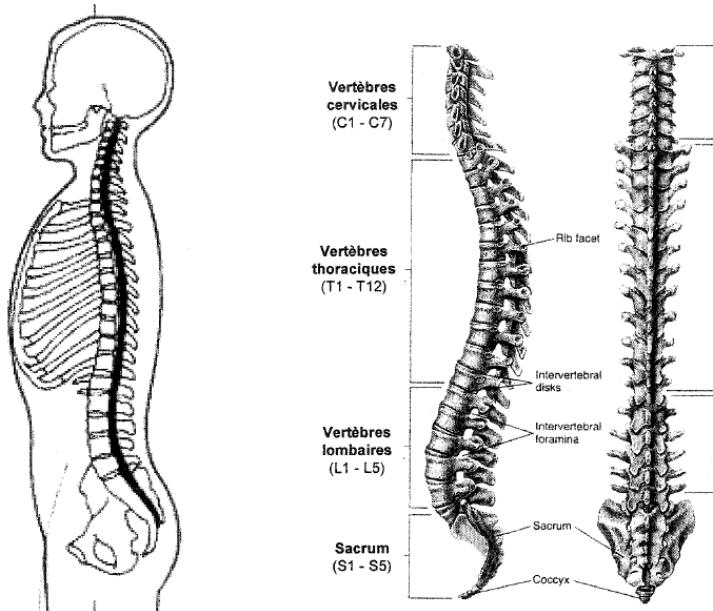


Figure 1.3: Colonne vertébrale humaine (vertèbres et disques)

1.2.3 Région thoracique

C'est un système osseux convexe composé de douze vertèbres thoraciques (Fig.1.3) identifiées par $T1$ à $T12$ du haut vers le bas. Cette région est située entre le système cervical et lombaire. Les vertèbres thoraciques ont un aspect géométrique plus particulier en raison de leurs attachements aux côtes qui forment la cage thoracique. En biomécanique, dans la plupart des études faites sur la colonne vertébrale, le système thoracique est considéré comme un seul corps rigide (Bergmark, 1989).

1.2.4 Région lombaire

Cette zone a une structure concave qui se compose de cinq vertèbres (Fig.1.3) lombaires numérotées par $L1$ à $L5$ du haut vers le bas. Elle se trouve en bas du dos et s'articule avec le bassin. Elle supporte le poids du tronc et les charges externes. Elle assure l'équilibre de la colonne vertébrale et par conséquent représente un soutien mécanique de l'ensemble du corps humain. Les vertèbres lombaires sont caractérisées par des apophyses transverses, épineuses

massives et des angles permettant à décrire les mouvements et les postures de la colonne vertébrale. Elles s'articulent l'une avec l'autre par l'intermédiaire des disques intervertébraux.

En générale, une vertèbre (Fig.1.4) est une structure osseuse complexe composée de corps vertébral, d'un trou intervertébral, des apophyses transverses, une apophyse épineuse et des lames vertébrales. Cette vertèbre est presque symétrique dans le plan sagittal.

Le disque intervertébral a une forme cylindrique et se compose d'un centre gélatineux appelé noyau pulpeux, d'un anneau fibreux et des couches de cartilages. Il permet de supporter et distribuer les contraintes mécaniques externes. Leurs formes géométriques et leurs rôles varient suivants les régions thoraco-lombaires. À la région cervicale, la hauteur des disques est presque uniforme et elle diminue légèrement du haut vers le bas jusqu'à la sixième vertèbre thoracique et par la suite elle augmente graduellement vers le bas et atteint la plus grande dimension dans la région lombaire (Fig. 1.5).

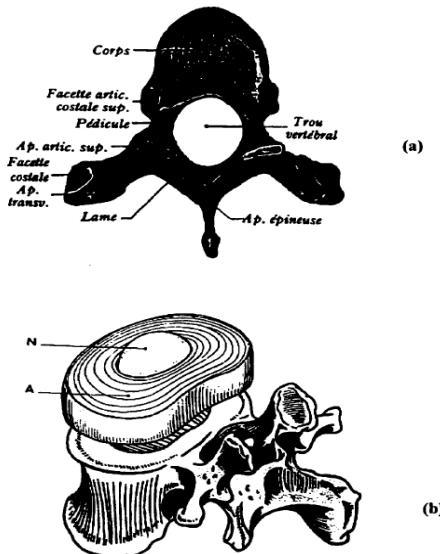


Figure 1.4: Structure d'une vertèbre de la colonne vertébrale humaine (a), Structure du disque intervertébral (b). (A-anneau composite constitué de lamelles de fibres de collagène, N-noyau composée a 80% de fluide)

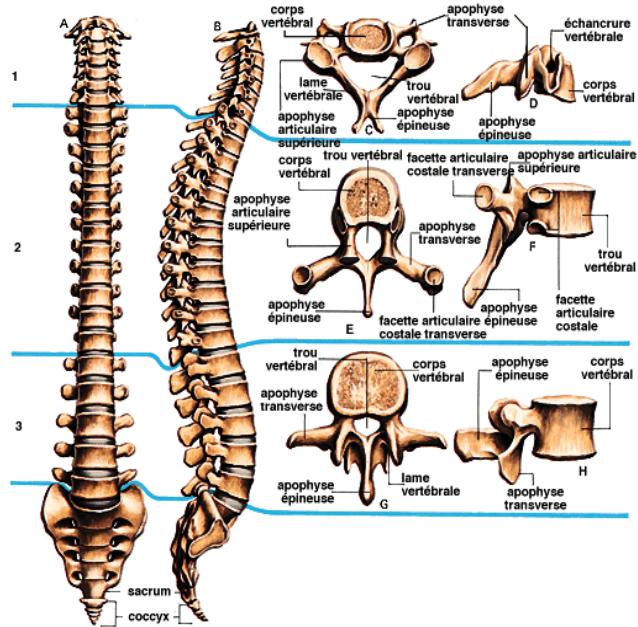


Figure 1.5: Colonne vertébrale humaine (www.lookfordiagnosis.com)

1.2.5 Anatomie du système actif du rachis humain

La colonne vertébrale humaine est supportée par un système musculaire très complexe. Durant les activités physiques quotidiennes, ce système contrôle l'équilibre, le mouvement et la stabilité du tronc. Selon le type de mouvement effectué dans le plan sagittal, on définit deux types de muscles: extenseurs et fléchisseurs, par exemple, dans le cas où le tronc se fléchit en avant, les muscles fléchisseurs et extenseurs représentent respectivement les muscles abdominaux et dorsaux. En 1989, Bergmark a subdivisé les muscles du tronc selon leurs points d'insertions en deux systèmes: local et global. Le système local rassemble tous les muscles qui sont attachés directement à la partie lombaire de la colonne vertébrale. Ces muscles sont appelés muscles locaux en raison de leur contrôle du mouvement de la région lombaire. Le système global regroupe les muscles qui sont liés directement à la partie thoracique au niveau de T12 et assure l'équilibre et la stabilité du tronc humain.

Le système local est constitué des muscles suivants: *ICPT (Iliocostalis Lumborum pars lumborum)*, *IP (Iliopsoas)*, *LGPL (Longissimus thoracis pars lumborum)*, *MF (Multifidus)*, *QL (Quadratus)*. Ces muscles joignent la partie lombaire avec le pelvis. Leurs points d'origine sont situés au niveau du pelvis et du côté postérieur des vertèbres, à l'exception des muscles *IP* qui sont situés sur le côté antérieur et le fémur (Stockes et Gardner-Morse, 1998). Selon le type du mouvement à effectuer dans le plan sagittal, ces muscles locaux peuvent être soit fléchisseurs ou extenseurs.

Le système global est composé des muscles suivants: *Erector spinae pars thoracic* dans le côté postérieur des vertèbres et des muscles abdominaux. Les muscles *Erector* sont constitués (Fig.1.7) par *ICPT (Iliocostalis lumborum pars thoracis)* et *LGPT (Longissimus thoracis pars thoracis)* et les muscles abdominaux (Fig.1.6) par *RA (rectus abdominus)*, *EO (external oblique)* et *IO (internal oblique)*. Ces muscles prennent leurs origines du pelvis.

Le *longissimus*, ou le long dorsal, est le muscle le plus long et le plus épais du corps humain (Romanes, 1972), situé à l'arrière de la colonne vertébrale et se fixe sur les côtes thoraciques et sur les apophyses transverses des vertèbres dorsales. Il assure la liaison entre les vertèbres et maintient le dos droit en position debout, de plus il permet au tronc de se flétrir dans le plan sagittal ou latéral et de se tourner autour du plan horizontal. En arrière et à l'extérieur du muscle *longissimus* on trouve le muscle *iliocostalis* sur la face postérieure du thorax. Ce muscle est aussi large, épais et son volume augmente graduellement de l'extrémité supérieure vers le bas. Le *multifidus* est un muscle long qui parcourt la colonne vertébrale du sacrum à la région cervicale. Ces lignes d'action servent à l'extension ainsi qu'à la rotation de la colonne vertébrale. Le muscle *iliopsoas* se trouve devant le *quadratus lumborum*. Son point d'origine est fixé sur le fémur. Les deux muscles *iliopsoas* et *quadratus* permettent au tronc de s'incliner du côté de leur contraction. Les muscles *rectus abdominus*, *external oblique* et *internal oblique* sont des muscles globaux abdominaux attachés aux côtes thoraciques et prennent leurs origines au bassin. Leurs activités contribuent à augmenter la stabilité de la colonne vertébrale, ainsi que la compression axiale dans les disques lombaires. Le *rectus abdominus* s'étend verticalement avec une faible inclinaison en avant au côté antérieur de l'abdomen. Il représente le muscle le plus long et le moins épais de ce groupe avec un grand bras de levier dans le plan sagittal par rapport au disque au niveau *T12*.

L'*External oblique* est le muscle le plus épais avec le plus grand bras de levier dans le plan latéral. L'*Internal oblique* est un muscle épais, très court et a un bras de levier très considérable dans le plan sagittal et latéral.

1.2.6 Structure des muscles

Chaque muscle est constitué de trois types de tissus: musculaire, conjonctif et nerveux. Le tissu musculaire comprend l'ensemble des protéines permettant la contraction du muscle. Le tissu conjonctif assure le maintien de la structure du muscle et permet la transmission de la force développée par celui-ci aux corps osseux. Le tissu nerveux participe tant à la production qu'à la régulation de la force et du tonus musculaire. L'unité motrice (Fig.1.8) est l'unité fonctionnelle de base de la contraction musculaire. Elle comprend un neurone moteur (ou motoneurone) et des fibres musculaires qui s'étendent sur toute la longueur du muscle et leurs diamètres varie entre 10 à 80 µm. Ces fibres sont composées de myofibrilles qui comprennent les filaments de myosine et d'actine. L'interaction de ces composantes permette la contraction musculaire.

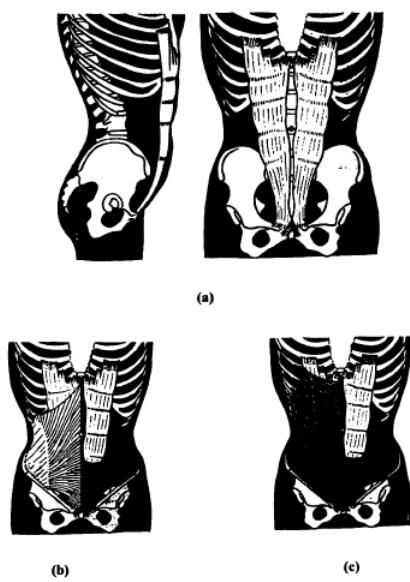


Figure 1.6: Architecture des muscles abdominaux: (a) *rectus abdominus (RA)*, (b) *internal oblique (IO)*, (c) *external oblique (EO)* attachées à la colonne.

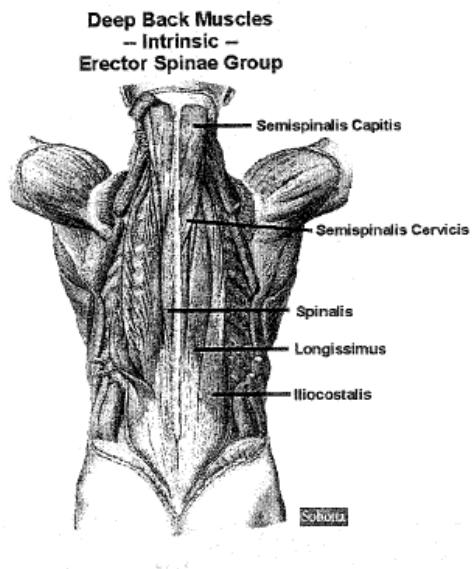


Figure 1.7: Architecture des muscles de dos.

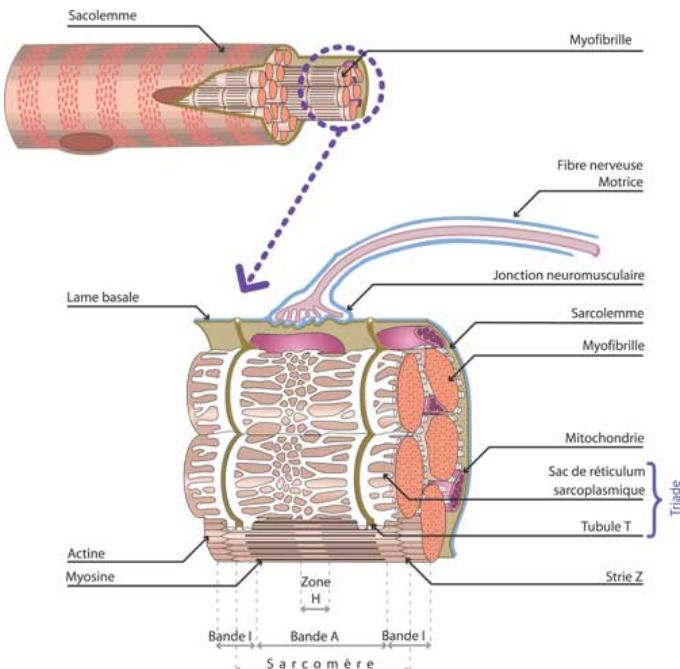


Figure 1.8: Éléments contractiles de la fibre musculaire (www.afm-france.org)

1.3 Revues bibliographiques

En biomécanique, les chercheurs s'occupent souvent d'identifier les caractéristiques biomécaniques de la colonne vertébrale, afin de mieux comprendre le comportement et le fonctionnement du rachis humain. À cet égard, on distingue trois études: il s'agit des études *in vitro* sur le comportement mécanique des éléments du rachis dont le but est d'obtenir des résultats qui permettent de connaître la réponse de ces éléments et d'identifier leurs comportements mécaniques, par exemple, leurs rigidités etc.; des études *in vivo* sur la cinématique du rachis, les paramètres biomécaniques etc., et enfin les études de modélisation de la colonne vertébrale ou de ses composantes selon l'objectif de la recherche.

Certaines études ont défini les limites admissibles de charges que peut supporter le système passif du rachis, tandis que d'autres études ont permis l'intégration du système actif du tronc humain. Les études biomécaniques sont basées sur différentes techniques: études expérimentales, (par exemple, l'électromyographie *EMG* etc.), études analytiques basées sur les théories de la mécanique du corps déformable et des éléments finis, et les méthodes d'optimisation. Dans les articles des recherches antérieures, on trouve un grand nombre de travaux concernant la biomécanique de la colonne vertébrale, notamment:

- le fonctionnement du rachis: afin de mieux comprendre le comportement, le rôle et les caractéristiques de ses éléments, ainsi que les interactions entre eux.
- la prévention: savoir les limites critiques des chargements, des postures et les activités physiques qui peuvent causer des problèmes des maux de dos.
- le diagnostic: l'identification des maux de dos et l'évaluation d'état fonctionnel des composantes du rachis suite à une blessure ou durant le traitement.
- le traitement: la prescription des techniques de réadaptation et du traitement en physiothérapie pour certains cas pathologiques.

Dans cette étude, on s'intéresse uniquement à la revue bibliographique qui se rapporte à des modélisations mécaniques de la colonne vertébrale, notamment les équations d'équilibre, les forces musculaires abdominales et leurs effets sur la stabilité du rachis et finalement les charges internes dans les tissus passifs. Plusieurs études théoriques et expérimentales *in vitro* et *in vivo* ont été effectuées pour mieux comprendre le comportement mécanique du rachis humain durant les tâches quotidiennes de levage et définir les réponses de ces éléments sous différentes conditions de chargement ainsi que leurs propriétés mécaniques.

1.3.1 Études *in vitro*

Ce groupe d'études représente les analyses expérimentales *in vitro* qui servent à déterminer le comportement et les propriétés des matériaux du rachis ou de ces composantes. Grâce à ces études, on peut mesurer la pression intra-discale (*PID*), les déplacements inter-segmentaires, la rigidité des segments, les forces de contact au niveau des facettes et les déformations des ligaments. Parmi les études expérimentales *in vitro*, on trouve les études de comportement mécanique de la colonne lombaire effectuées par Panjabi et al. (1989) et Yamamoto et al. (1989), les analyses expérimentales des effets musculaires sur la colonne lombaires sous différents chargements par EL-Bohy et al. (1989), les effets des muscles sur la déformation et la pression intra-discale d'un segment lombaire par Wilke et al. (1994). Panjabi et al. (1989) ont étudié l'effet des forces musculaires sur chaque vertèbre lombaire. La réponse de la colonne vertébrale sous l'effet des charges de gravité a été effectuée par Patwardhan et al. (1999; 2003).

1.3.2 Études *in vivo*

L'études expérimentales *in vivo* sont basées sur la mesure de la pression intradiscale (*PID*) ou/et intra-abdominale (*PIA*) (Nachemson et Morris, 1964; Wilke et al. 1999 et 2001), l'évaluation des paramètres cinématiques (déplacements et accélérations) et de la rigidité de la colonne vertébrale ainsi que la mesure par électromyographie (*EMG*) de l'activité musculaire durant les tâches statiques et dynamiques du tronc (Sparto et al., 1998; Granata et Marras, 1995; McGill et al. 1986).

1.3.3 Études de modélisation

Plusieurs modèles ont été développés pour calculer les forces musculaires lors des tâches de levage durant les activités statiques et dynamiques en considérant les cas symétriques, non symétriques, de flexion ou debout, et déterminer les contraintes et les déformations des éléments de la colonne vertébrale. Ces modèles peuvent être classifiés comme suit:

- Modèles basés sur les méthodes des éléments finis,
- Modèles basés sur la réduction du nombre d'inconnues,
- Modèles basés sur l'optimisation ou/et l'*EMG*, et
- Modèles basés sur la cinématique.

1.3.3.1 Modèles basés sur la méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis a été mise en œuvre pour la première fois par Liu (1973) pour évaluer les contraintes dans le corps squelettique humain. Selon l'objectif de la recherche, on distingue deux types de modèles: un modèle des éléments poutres/rigides qui permet d'étudier la réponse mécanique de la colonne vertébrale (Kiefer et al. 1997 et 1998; Sadouk, 1998; Pop, 2001; Shirazi-Adl et al., 2002; El-Rich et al., 2006) et un modèle détaillé en 2-D (ou 3-D) pour modéliser les composantes de la colonne vertébrale et calculer ainsi les contraintes et les déformations (Shirazi-Adl et al., 1986a-b; Shirazi-Adl, 1994, 1996 et 2006).

1.3.3.2 Modèles basés sur la réduction du nombre d'inconnus

Plusieurs études ont été effectuées pour calculer les forces musculaires nécessaires qui maintiennent la colonne vertébrale en équilibre durant les activités quotidiennes du corps humain, notamment les tâches de levage. À cet effet, une coupe imaginaire a été produite au niveau d'un disque lombaire afin d'obtenir le schéma du corps libre (partie inférieure ou supérieure du tronc). Les réactions (les forces et les moments) nécessaires à ce niveau pour atteindre l'équilibre de la colonne vertébrale sont calculées par des analyses statiques ou dynamiques. À chaque niveau de la colonne vertébrale, on obtient trois équations des moments d'équilibre avec plusieurs inconnus

(forces musculaires). Le calcul de ces forces nécessite des méthodes supplémentaires pour résoudre ces équations redondantes. La méthode de réduction du nombre d'inconnus permet de diminuer le nombre de forces musculaires en les substituant par des muscles équivalents ou de trouver des rapports entre les forces musculaires. En 1989, Bergmark a classifié les muscles selon leur rôle en deux groupes: muscles locaux et muscles globaux. Il a montré que les muscles globaux jouent un rôle très important pour équilibrer les charges externes et les muscles locaux pour contrôler la courbure de la colonne lombaire. Bergmark a réduit le nombre d'inconnus dans les équations d'équilibres, par exemple, en ignorant les muscles dont leurs rôles sont négligeables.

1.3.3.3 Modèles basés sur l'optimisation et/ou EMG

Afin d'évaluer les forces musculaires qui équilibrivent la colonne vertébrale durant les tâches de levage, plusieurs chercheurs ont utilisé des modèles basés sur la méthode d'optimisation. À cet effet, plusieurs hypothèses ont été utilisées pour optimiser des expressions physiques. Ces expressions sont appelées fonctions objectives d'optimisation. Dans la présente étude, les équations d'équilibre de la colonne vertébrale ont été considérées comme des équations de contraintes d'égalité dans la procédure d'optimisation et les forces musculaires doivent toujours être positives et inférieures aux limites maximales définies par la capacité des tissus musculaires (l'intensité de contraction de muscle est limitée de 0.3 à 0.9MPa). Ceci représente les conditions supplémentaires où les contraintes d'inégalité qui sont nécessaires pour résoudre la redondance dans les équations d'équilibres. Plusieurs fonctions objectives ont été formulées et testées afin d'aboutir à des résultats satisfaisant les équations d'équilibre de la colonne vertébrale. Parmi ces fonctions, on trouve la minimisation des forces de cisaillement, des forces de compression et la somme des contraintes musculaires élevées à différentes puissances.

Afin d'estimer les forces musculaires, Hughes et al. (1994) ont développé quatre modèles en se basant sur l'hypothèse que le système nerveux optimise les contraintes mécaniques. Les quatre fonctions objectives associées aux modèles sont définis comme suit:

- la somme des contraintes de tension dans les muscles,

- la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 2,
- la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3 et
- l'approche exprimant la synergie du système actif-passif effectuée par Gielen et Zeylen (1986).

Les résultats obtenus par optimisation ont été comparés avec ceux des études expérimentales d'*EMG*. La minimisation de la fonction objective représentée par la somme des contraintes musculaires cubiques représente l'hypothèse qui confirme les mesures d'*EMG*. Han et al. (1991) ont montré que la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 2 ou 3 représente le critère qui minimise la fatigue dans les muscles. Parnianpour et al. (1996) ont évalué les forces musculaires durant les activités physiques en se basant sur la comparaison de six modèles anatomiques développés par d'autres chercheurs et aussi sur des calculs d'optimisation. Les résultats obtenus ont montré que les propriétés géométriques des muscles influencent les valeurs des forces musculaires.

La méthode basée sur l'*EMG* consiste à utiliser l'électromyographie pour estimer les composantes actives des forces musculaires (Granata et Marras, 1995; Lavender et al., 1992; McGill et Norman, 1986; Sparto et Parnianpour, 1998; Sparto et al., 1998). Elle est aussi utilisée comme une base fondamentale pour valider les résultats des modèles analytiques ou des éléments finis. Les activités musculaires mesurées sont ensuite normalisées par des activités enregistrées pendant les contractions maximales volontaires (*CMV*). Ces mesures normalisées sont ensuite ajustées par un facteur de gain afin de satisfaire les équations d'équilibres obtenues à partir du diagramme des corps libres (*DCL*). Pendant les efforts volontaires maximaux, la valeur de la contraction maximale n'est pas facile à mesurer et ne représente pas un paramètre indépendant des différentes tâches à accomplir. L'estimation des facteurs de gain qui équilibrivent les équations de moment dans différents plans représente également une source d'erreurs. En conclusion, l'acquisition des données d'*EMG* est limitée dans des zones spécifiques de muscle et par conséquent devrait être considérée comme une représentation équivalente des muscles et comme une approximation de l'activité des muscles plus profonds ou plus larges tels que les obliques interne et externe.

1.3.3.4 Modèles basés sur la cinématique

La méthode basée sur la cinématique a été utilisée pour évaluer les forces musculaires durant les activités physiques en appliquant les analyses non linéaires des éléments finis en profitant de la synergie entre la partie passive et active du tronc (Kiefer et al. 1997 et 1998 ; Shirazi-Adl. et al. 2002 et 2003 ; Arjmand et Shirazi-Adl 2004 ; El-Rich et al. 2004). Les charges de gravité du tronc sans ou avec charges externes ont été introduites dans les modèles des éléments finis, ainsi que les contraintes cinématiques mesurées *in vivo*. Après avoir calculé les forces et les moments nécessaires à l'état d'équilibre, la méthode d'optimisation a été appliquée pour évaluer les forces musculaires. Ensuite ces dernières ont été appliquées comme des forces externes qui agissent sur la colonne lombaire. Plusieurs itérations ont été effectuées pour que le système atteigne son état d'équilibre. Donc la méthode basée sur la cinématique est une méthode itérative d'éléments finis basée sur les mesures cinématiques *in vivo* ainsi que sur l'interaction synergique entre la colonne lombaire passive et les muscles.

L'étude de Kiefer et al. (1997, 1998) était de calculer les forces musculaires et d'étudier leurs effets ainsi que la rotation pelvienne sur la stabilité de la colonne vertébrale en posture neutre. Ils ont utilisé un modèle anatomique d'éléments finis et une méthode basée sur la cinématique et l'optimisation. Ce modèle comprenait 12 muscles globaux attachés à la cage thoracique et 48 muscles locaux liés aux vertèbres lombaires. Ils ont calculé itérativement les forces musculaires qui agissent sur chaque niveau lombaire en appliquant les conditions cinématiques obtenues par les mesures expérimentales. Dans chaque itération, ils ont calculé les pénalités musculaires pour chaque niveau lombaire et les introduisirent dans l'itération suivante comme des charges externes supplémentaires. Cette procédure a été répétée jusqu'à convergence. La méthode d'optimisation fait aussi partie de cette étude, puisque le nombre de forces musculaires inconnues est supérieur à celui des équations d'équilibres dans chaque niveau lombaire. Parmi les résultats obtenus de cette étude, on note ceux qui montrent d'une manière remarquable l'influence du déplacement de la vertèbre *T1* par rapport au pelvis sur les activités musculaires. Donc, cette méthode permet d'étudier la réponse mécanique de toute la colonne vertébrale, ainsi que l'interaction entre la partie passive et active.

Shirazi-Adl et al. (2002) ont aussi utilisé la méthode basée sur la cinématique et l'optimisation afin d'évaluer les forces musculaires nécessaires qui assurent l'équilibre de la colonne vertébrale. Cette dernière était en position debout quasi neutre et sous l'effet d'une charge totale de 2800N en compression. À cet effet, ils ont utilisé deux modèles: le modèle simple d'éléments finis de type poutre et le modèle passif détaillé (Shirazi-Adl. 1994a-b). Ils ont constaté que les deux modèles donnent des résultats similaires. Les résultats ont montré que les forces musculaires dépendent de la posture optimale, du choix de la fonction objective et de l'anatomie musculaire. Ils ont aussi conclu que la fonction objective exprimée par la somme cubique de contraintes est la fonction objective appropriée dans les calculs des forces musculaires.

1.3.4 Stabilité de la colonne vertébrale

La stabilité de la colonne vertébrale en position debout droit durant les tâches de levage représente l'axe principal de ce travail. À cet égard on va aborder différents projets déjà menées par d'autres auteurs en biomécanique afin de mettre en exergue l'effet des muscles, des charges externes et la rigidité musculaire sur la stabilité du tronc.

Afin de mieux comprendre le terme de la stabilité on donne la définition suivante: en mécanique, si on excite un système en état d'équilibre avec une petite perturbation et ensuite on observe que son nouveau comportement demeure approximativement le même que l'ancien, on dit qualitativement que le système est stable. En biomécanique de la colonne vertébrale, la définition de l'instabilité qui fait actuellement autorité est celle de Panjabi (1992): l'instabilité est une diminution significative de la capacité du système de stabilisation de la colonne vertébrale à maintenir les zones neutres intervertébrales dans la limite physiologique afin de prévenir une dysfonction neurologique, une déformation et une douleur invalidante. Dans cette définition, le système de stabilisation comprend les trois sous-groupes suivants : le sous-système passif (vertèbres, disques et ligaments), le sous-système actif (muscles et tendons), et le sous-système neuromusculaires (les nerfs et le système nerveux central). La zone neutre est la zone de haute flexibilité et laxité, où la résistance à la mobilité intervertébrale est minimale. Cette zone doit être différenciée de la zone élastique dans laquelle les structures passives engendrent une résistance

importante au mouvement et qui s'étend de la fin de la zone neutre à la limite physiologique du mouvement.

Les études de (Lucas et Bresler, 1961) ont montré que la partie thoraco-lombaire devient instable, si les charges de compressions sont supérieures à 20 N. Les travaux de (Crisco et Panjabi 1991, Shirazi-Adl et Parnianpour, 1993 et 1996a-b) ont aussi montré que la colonne lombaire sans muscles devient instable si les charges de compression sont supérieures à 100N. Donc, afin de stabiliser la colonne vertébrale durant les activités quotidiennes, une activité musculaire est nécessaire (Bergmark, 1989).

Arjmand et al. (2008, 2007, 2006 et 2005), Bazrgari et al. (2007) et EL-Rich et al. (2004) ont utilisé un modèle d'éléments finis non linéaire en se basant sur la méthode cinématique qui tient compte à la fois de la partie passive et active de la colonne vertébrale en position debout et droite. Ce modèle *T1-S1* était symétrique dans le plan sagittal. Les segments *T12-S1* ont été représentés par des éléments de poutre déformable avec des propriétés des matériaux non linéaires. Les vertèbres thoraco-lombaire ont été modélisées par des éléments rigides. L'architecture musculaire, symétrique dans le plan sagittal, comprenait 46 muscles locaux attachés à la colonne lombaire et 10 muscles globaux liés à la cage thoracique. La rigidité de chaque muscle a été exprimée par la relation suivante: $K = q \frac{F}{L}$, où F représente la force musculaire, L sa longueur actuelle et q un coefficient adimensionnel appelée coefficient de rigidité musculaire (Bergmark, 1989; Crisco et Panjabi, 1991). Il est rapporté que ce coefficient est compris entre 0.5 et 42 (Crisco et Panjabi, 1991) et entre 36 et 170 (Cholewicki et McGill, 1995). L'effet de chaque muscle abdominal et de la charge externe tenue par les mains à différentes hauteurs sur la stabilité de la colonne vertébrale a été étudié. Les résultats obtenus ont montré que, sous l'effet d'une charge de 9kg dans la main au niveau de *S1* et en absence des coactivités des muscles abdominaux, la colonne vertébrale devient instable dans le plan latéral et le coefficient critique q_c atteint une valeur de 12.2. Pour la même position de la charge externe dans les mains, la même posture, ils ont constaté que le muscle *Internal oblique (IO)* est le muscle le plus efficace en améliorant la stabilité de la colonne vertébrale et en générant moins de compression sur les disques intervertébraux. Ils ont prouvé que le muscle *Rectus Abdominus (RA)* est le moins

efficace des muscles abdominaux en augmentant la stabilité du tronc, cependant il contribue à augmenter la stabilité dans le plan sagittal plus que dans le plan latéral. Ils ont aussi conclu pour certains cas qu'une augmentation simultanée de la coactivité des muscles abdominaux améliore la stabilité de la colonne vertébrale et que cette dernière se détériore si les charges externes sont portées vers le haut.

Granata et Orishimo (2001) ont développé un modèle analytique simple en deux dimensions (2-D) pour prédire les tendances des forces musculaires et afin de valider leurs résultats, ils ont effectué des essais expérimentaux d'*EMG*. La colonne vertébrale a été modélisée par une tige rigide sans charge de gravité. La masse de la tête, des mains et du tronc ont été représentées comme un seul point concentré au-dessus du segment *L5-S1*. Les muscles du tronc ont été considérés comme des éléments ressorts. Chaque muscle possède sa propre rigidité $K_i = q \frac{F_i}{L_i}$ (Bergmark, 1989; Crisco et Panjabi, 1991) et un bras de levier par rapport à *S1*. La charge externe portée par les mains est maintenu au-dessus de *S1* avec un bras de levier horizontal fixe. Ensuite, Granata et Orishimo ont utilisé la méthode d'énergie potentielle et ont conclu que les forces musculaires augmentent significativement avec les charges externes. Cet effet a conduit à une augmentation de la rigidité musculaires et par conséquent une stabilité du tronc.

Brown et Potvin (2005) ont utilisé un modèle simple d'un seul joint (*L4-L5*) en contrignant les niveaux de stabilité dans un modèle d'optimisation. Leurs résultats ont montré que l'introduction des contraintes dans l'optimisation a permis de prédire les activités des muscles antagonistes et la compression spinale. Cependant, l'étude de la stabilité de la colonne vertébrale et le calcul des forces de compression donnent des évaluation très précise que par l'utilisation d'un modèle multi-joint du tronc dans lequel les conditions d'équilibre sont satisfaites à tous les niveaux lombaires en introduisant les propriétés des matériaux non linéaire de la colonne passive et en tenant compte de la géométrie complexe du rachis (Arjmand et Shirazi-Adl. 2006a). En générale, les modèles utilisés d'un seul-joint (Parnianpour et al. 1997; Brown et Potvin 2005; Granata et al. 2005; van Dieen et Kingma 2005; Marras et al. 2006); les modèles linéaires multi-joints (Gardner-Morse et al. 1995; Stokes et Gardner-Morse 2001) ou les modèles multi-joints non linéaires avec des degrés de liberté limitées (Cholewicki et McGill 1996) ne permettent pas de

fournir des estimations précises sur la marge de la stabilité et les charges spinales internes (Arjmand et al., 2006 et 2007).

1.4. Objectif

L'évaluation précise des forces musculaires qui maximisent la stabilité de la colonne vertébrale en position debout droite et minimisent en même temps les forces de compression qui agissent sur les disques intervertébraux durant les tâches de levage représente un axe principal pour plusieurs chercheurs et demeure encore un défi à surmonter. Les modèles biomécaniques sont considérés comme des modèles plus fiables qui permettent de déterminer les forces musculaires du tronc et les forces de compression et de cisaillement. Durant les activités physiques quotidiennes, le système nerveux central (*central nervous system CNS*) active les muscles abdominaux pour augmenter la rigidité musculaire et par conséquent la stabilité du tronc. Les limites supérieures des forces musculaires abdominales que le système nerveux emploie pour maximiser la stabilité demeurent toujours inconnues et aussi une augmentation de ces forces engendre des forces de compression très élevées qui peuvent donc augmenter le risque de maux de dos.

Le but de ce travail est de développer un algorithme qui permet de prédire les forces musculaires abdominales qui maximisent la stabilité du tronc et minimisent la compression sur le disque *L5-S1*. L'objectif de cette étude est défini comme suit :

- 1-** évaluation des forces des muscles abdominaux et dorsaux ;
- 2-** développement de l'expression empirique de la force axiale de compression F_c qui agit sur le disque *L5-S1*;
- 3-** développement de l'expression empirique de la force critique du flambement P_{cr} qui décrit la stabilité de la colonne vertébrale;
- 4-** études de l'effet des forces musculaires abdominales (F_{IO} , F_{EO} et F_{RA}) et du moment externe M sur la force de compression minimale F_C ;
- 5-** études de l'effet des forces musculaires abdominales (F_{IO} , F_{EO} et F_{RA}), du moment externe M et du coefficient de la rigidité musculaire q sur la force critique du flambement maximale P_{cr} ;

6- développement d'une nouvelle fonction objective F_{obj} et d'un nouvel algorithme qui permettent de minimiser la force de compression F_C et de maximiser simultanément la force du flambement P_{cr} ;

7- études de l'efficacité des forces musculaires abdominales qui minimisent la fonction objective F_{obj} .

CHAPITRE II: MÉTHODOLOGIE

Dans ce chapitre, le modèle d'éléments finis basé sur la cinématique et les méthodes utilisées seront détaillés. Les axes principaux de cette étude sont: l'évaluation des forces musculaires par optimisation lagrangienne et la méthode d'éléments finis de la colonne thoraco-lombaire, le calcul de l'expression empirique de la force de compression F_C au niveau *L5-S1* et de la force de flambement P_{cr} par la méthode de régression et finalement l'optimisation de la stabilité et de la forces de compression par la méthode de surface de réponse.

2.1 Modèle d'éléments finis de la colonne thoraco-lombaire

Le modèle d'éléments finis thoraco-lombaire *T1-S1* (Fig.2.1) utilisé dans cette étude est celui des éléments poutres/rigides développé par Arjmand et al. (2007). Ce modèle est symétrique dans le plan sagittal. Les disques intervertébraux *T12-S1* sont représentés par six poutres déformables. Les vertèbres thoraciques *T1-T12* sont considérées comme un seul corps rigide et les vertèbres lombaires *T12-S1* par six éléments rigides. Les centres des vertèbres sont modélisés comme des nœuds primaires des éléments rigides et les centres des surfaces supérieures et inférieures des vertèbres forment l'extrémité des éléments poutres. Le type d'élément choisi pour modéliser les poutres déformables est celui de Timoshenko suivant les tests menés par Sadouk (1998). Cet élément comprend trois nœuds à un champ de déplacements quadratique. Pour vérifier la convergence, chaque poutre déformable a aussi été raffinée par un maillage de deux éléments. Les coordonnées des centres de vertèbres sont représentées dans le tableau 2.1 et les coordonnées des disques intervertébraux dans le tableau 2.2.

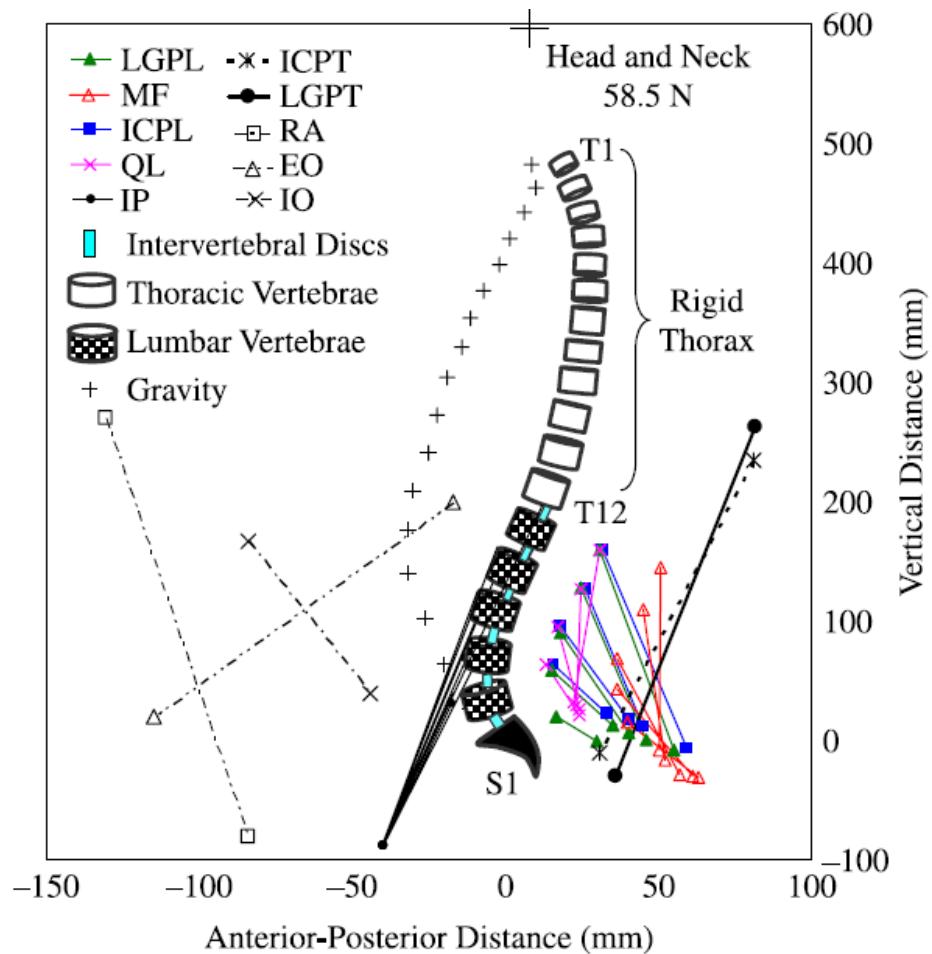


Figure 2.1: Représentation de la colonne thoraco-lombaire et des muscles globaux et locaux dans le plan sagittal en posture debout droite à configuration initiale non déformée. *ICPT* (Iliocostalis lumborum pars thoracic), *LGPT* (Longissimus thoracis pars thoracic), *RA* (Rectus Abdominus), *EO* External oblique), *IO* (Internal oblique). *MF* (Multifidus), *QL* (Quadratus lumborum), *IP* (Iliopsoas), *ICPL* (iliocostalis lumborum pars lumborum) et longissimus thoracis pars *LGPL* (lumborum).

Tableau 2.1: Les coordonnées des centres des vertèbres de la colonne vertébrale.

Vertèbres	Direction sagittale: X[mm]	Direction latérale: Z[mm]
<i>T1</i>	16.58	467.60
<i>T2</i>	21.74	447.38
<i>T3</i>	26.129	426.85
<i>T4</i>	29.10	405.81
<i>T5</i>	30.82	384.14
<i>T6</i>	31.59	361.7
<i>T7</i>	31.59	338.4
<i>T8</i>	30.74	314.119
<i>T9</i>	28.889	288.94
<i>T10</i>	25.69	262.94
<i>T11</i>	20.68	235.3
<i>T12</i>	13.57	214.56
<i>L1</i>	5.06	171.07
<i>L2</i>	-2.84	135.03
<i>L3</i>	-9	97.55
<i>L4</i>	-10.11	58.9
<i>L5</i>	-6.15	20.57
<i>S1</i>	4	0

Tableau 2.2: Les coordonnées des nœuds des éléments poutres qui représentent les disques intervertébraux dans le modèle des éléments finis.

Disque intervertébraux	Nœuds	Direction sagittale: X[mm]	Direction latérale Z[mm]
<i>T12-L1</i>	1	14.48	192.19
	2	13.37	188.039
	3	12.25	183.88
<i>L1-L2</i>	1	5.86	158.26
	2	4.76	153.08
	3	3.66	147.89
<i>L2-L3</i>	1	-1.34	122.17
	2	-2.39	116.21
	3	-3.44	110.25
<i>L3-L4</i>	1	-6.56	84.84
	2	-6.56	78.34
	3	-6.56	71.84
<i>L4-L5</i>	1	-5.66	45.96
	2	-4.95	39.20
	3	-4.24	32.43
<i>L5-S1</i>	1	-0.06	8.7
	2	1.97	4.35
	3	4	0

Les points d'insertion des disques intervertébraux aux vertèbres rigides ont été déplacés de 4mm postérieurement aux centres des disques pour tenir compte du mouvement postérieur de l'axe de rotation du disque observé sous des charges dans différentes directions (Shirazi-Adl et al. 1986a, b).

Les éléments poutres possèdent un comportement mécanique non linéaire qui prend en considération la rigidité globale des segments fonctionnels *T1-S1* (vertèbres, disques, facettes et ligaments) à chaque niveau lombaire et selon les différentes directions. La figure 2.2 présente le comportement mécanique de chaque segment fonctionnel sous forme de graphes qui montrent les relations non linéaires entre les forces de compression et les déformations ainsi qu'entre les moments sagittaux et les courbures. Ces relations ont été obtenues à partir des études numériques et expérimentales effectuées sur un ou plusieurs segments fonctionnels (Oxland et al., 1992; Pop, 2001; Shirazi-Adl et al., 2002; Yamamoto et al., 1989). La rigidité en rotation sagittale a été modifiée (Shirazi-Adl, 2006) pour prendre aussi en considération les effets de durcissement observés en présence de grandes charges de compression (Patwardhan et al., 2003; Stokes et Gardner-Morse, 2003).

Le poids du tronc est d'une charge totale de gravité de 387N. Cette charge a été distribuée excentriquement aux différents niveaux de la colonne vertébrale (Pearsall 1994, Takashima et al., 1979) (tableau 2.3). La position et le poids de la main, du bras, de l'avant-bras, et du système tête et cou ont été retirés des travaux de Arjmand et al. (2008) et sont récapitulés dans le tableau 2.4. Ces poids sont considérés comme des charges externes qui agissent sur la colonne vertébrale et ont été appliquées à leurs centres de gravité. Les charges externes maintenues antérieurement sont présentées dans la figure 2.3.

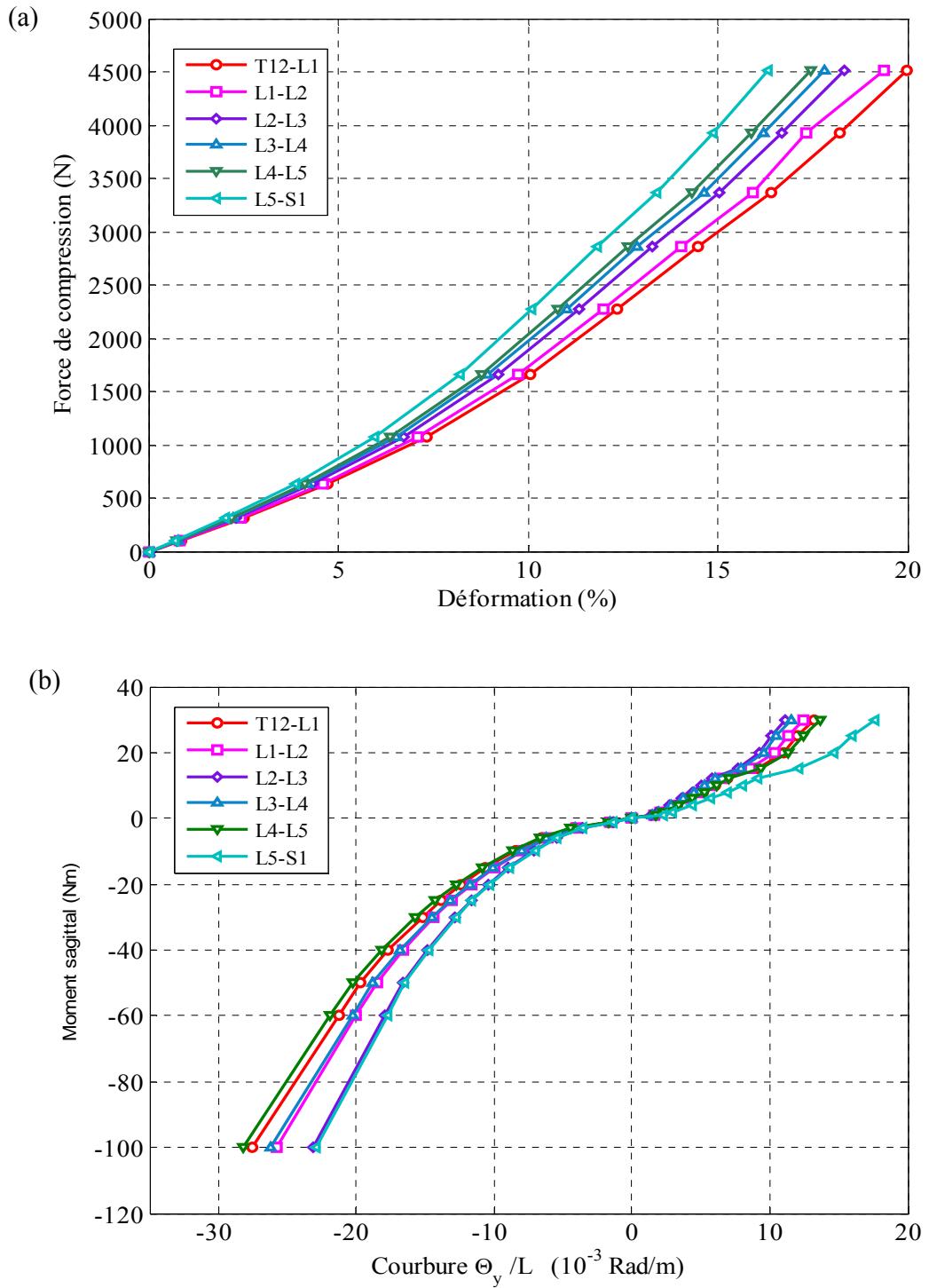


Figure 2.2: Comportement non linéaire des disques intervertébraux (a) et (b).

Tableau 2.3: Distribution et localisation des charges de gravité supportées par la colonne thoracolombaire.

Niveaux thoraco-lombaires	Amplitudes des charges appliquées [N]	Distance sagittale du centroïde de la vertèbre [mm]
T1	9.21	8
T2	9.96	12
T3	10.63	20
T4	11.43	28
T5	12.10	33
T6	12.86	39
T7	13.56	43
T8	14.36	45
T9	15.15	48
T10	15.82	48
T11	16.58	46
T12	17.29	44
L1	18.04	37
L2	18.71	29
L3	19.51	17
L4	20.18	10
L5	21.01	6

Tableau 2.4: Distribution et localisation des charges des membres supérieurs (Arjmand et al. 2008)

Membres supérieurs	Amplitudes des charges appliquées [N]	Direction sagittale X[mm]	Direction latérale Z[mm]
Tête	58.50	6.58	597.59
Bras	40.00	-43.50	329.00
Avant-bras	23.50	-195.00	190.00
Main	8.80	-328.00	62.00

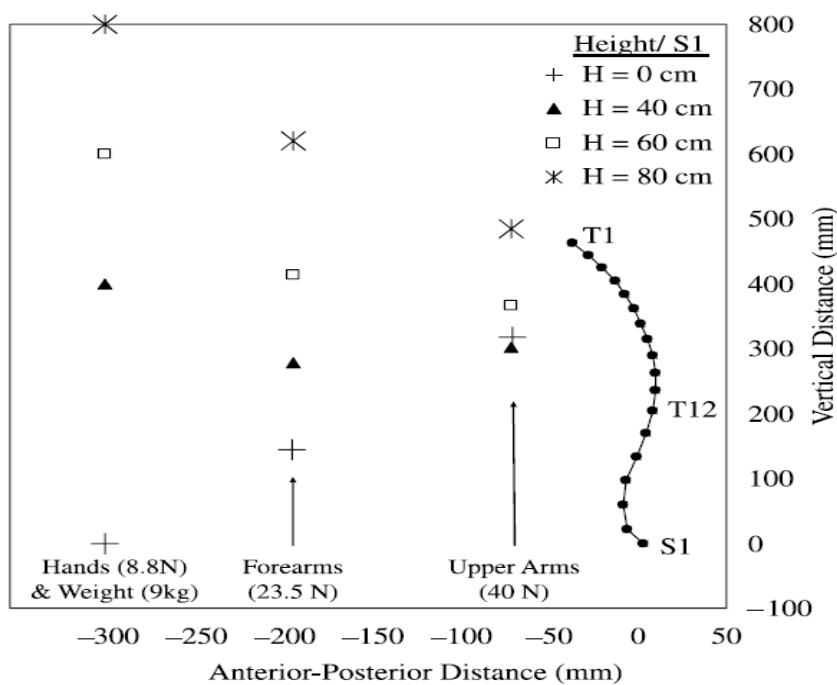


Figure 2.3: Position du centre de gravité du bras, d'avant-bras, de la main et de la charge externe pour différentes hauteurs (H en cm) à la configuration déformée de la colonne thoraco-lombaire sous des charges de gravité et charge externe (Arjmand et al. 2008).

En modélisation biomécanique, les rotations inter-segmentaires jouent un rôle très important dans l'équilibre de la colonne vertébrale. Elles décrivent la posture de cette dernière et servent à estimer les forces musculaires et les forces de compression au centre des disques intervertébraux. Ces forces seront calculées en appliquant les conditions cinématiques et les rotations inter-segmentaires dans le modèle des éléments finis. Mais, dans le cas où la colonne vertébrale est en posture debout droite (en raison de manque des données expérimentales des rotations inter-segmentaires) ces rotations sont calculées par optimisation (El-Rich, 2004) et par la suite elles seront appliquées comme des conditions aux rives dans le modèle d'éléments finis. Le logiciel ABAQUS (Simulia, Inc., Providence, RI, USA) est utilisé pour effectuer les analyses structurales non linéaires.

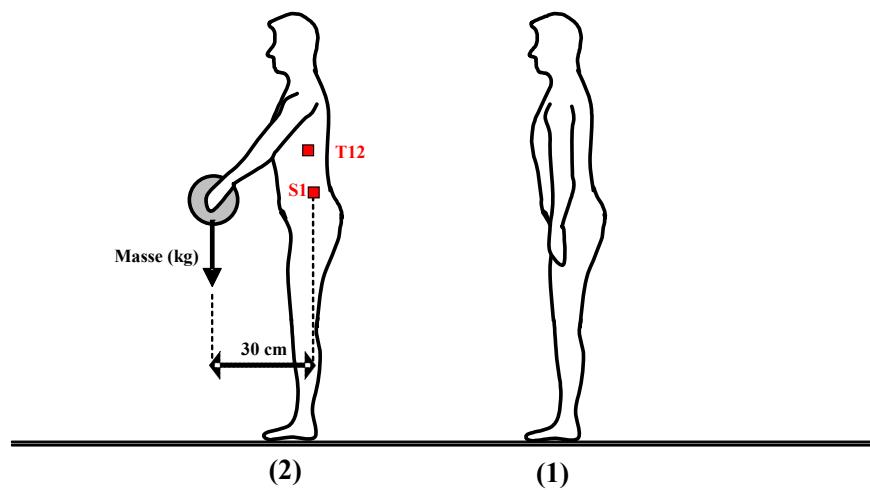


Figure 2.4: Posture debout droite, (1) Posture debout droite neutre et (2) Levage des charges externes en gardant le bras de levier constant par rapport à *S1*.

L'architecture musculaire est symétrique dans le plan sagittal et comprend 46 muscles locaux attachés à la colonne lombaire et 10 muscles globaux liés à la cage thoracique (Fig. 2.5 et Fig. 2.6). Les muscles globaux incorporés dans le modèle sont: *Iliocostalis lumborum pars thoracic* (*ICPT*), *Longissimus thoracic pars thoracic* (*LGPT*) *Rectus abdominus* (*RA*), *External oblique* (*EO*) et *Internal oblique* (*IO*). Dans la partie lombaire, les muscles locaux qui ont été introduits dans le modèle, sont le *Multifidus* (*MF*), *Quadratus lumborum* (*QL*), *Iliopsoas* (*IP*), *Iliocostlis lumborum pars lumborum* (*ICPL*) et *Longissimus thoracis pars lumborum* (*LGPL*). L'aire de section physiologique (*PCSA*) de ces muscles sont représentées dans le (tableau 2.5 et 2.6) (Bogduk et al., 1992; Daggfeldt et Thorstensson, 2003; Stokes et Gardner-Morse, 1998). Les muscles locaux joignent le pelvis aux vertèbres lombaires à l'exception de muscle *IP* qui prend son origine au fémur (Tab.2.7). Ils sont tous des muscles extenseurs en raison de leurs liaisons postérieures aux centres des vertèbres lombaires sauf le muscle *Iliopsoas* (*IP*) qui est fléchisseur aux niveaux *L2*, *L3*, *L4* et *L5*. Les muscles locaux sont tous présents à tous les niveaux sauf au niveau *L5* où les muscles *IC* et *QL* n'y sont pas attachés. Les muscles globaux sont attachés à la cage thoracique et prennent leurs origines au niveau du pelvis. Les muscles dorsaux *ICPT* et *LGPT* sont des muscles extenseurs et les muscles abdominaux sont des muscles fléchisseurs en raison de leurs points d'attachement (Tab.2.8).

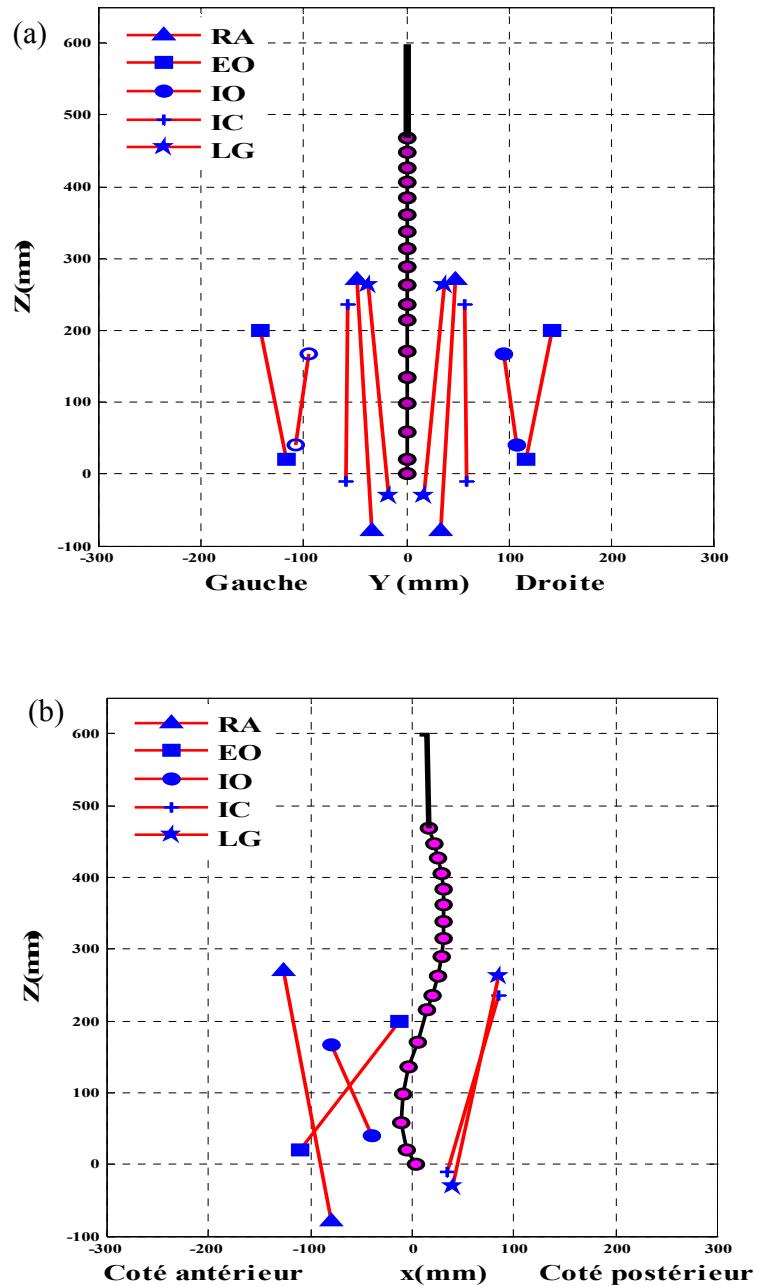


Figure 2.5: (a) Architecture musculaire globale (Vue arrière du plan frontal), (b) Architecture musculaire globale (Vue sagittale). ICPT (Iliocostalis lumborum pars thoracic), LGPT (Longissimus thoracic pars thoracic), RA (Rectus Abdominus), (EO) External oblique) et IO (Internal oblique).

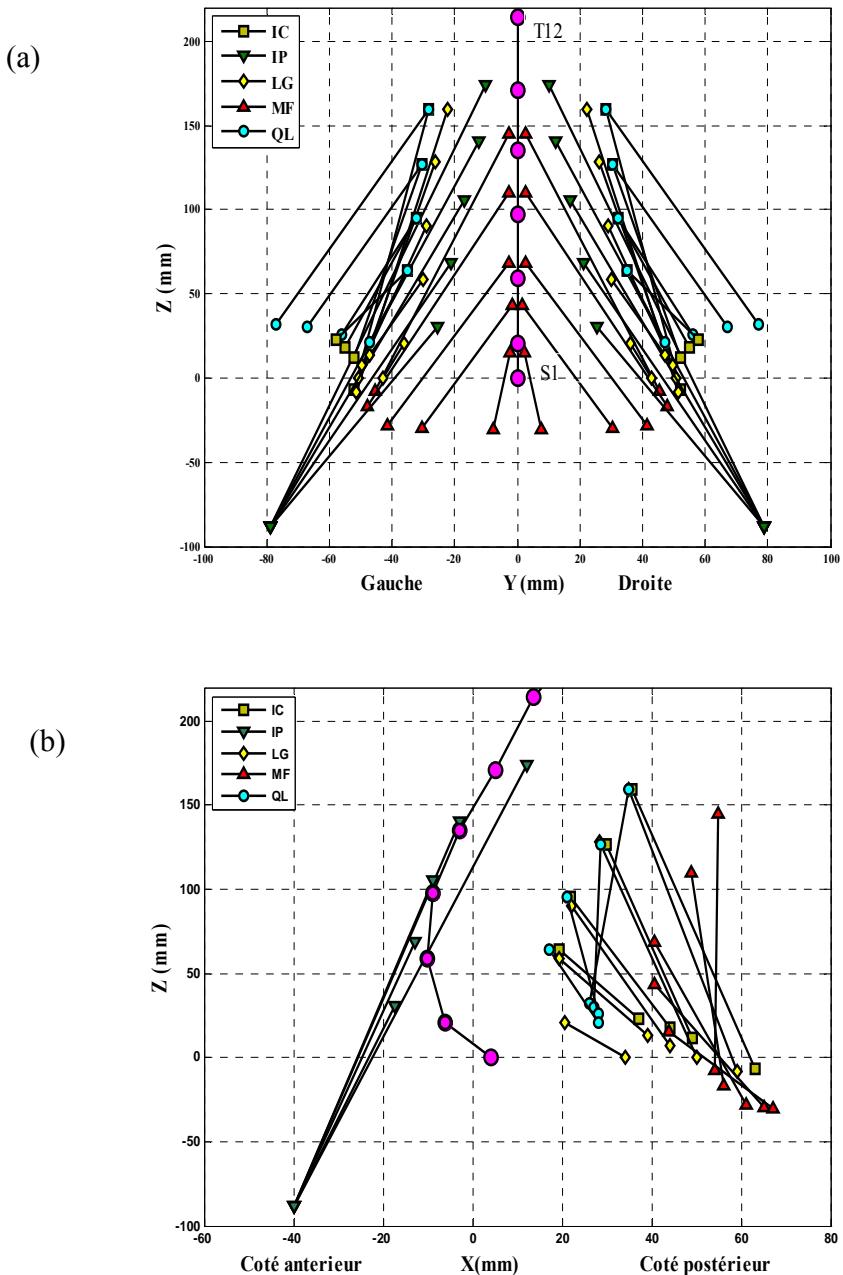


Figure 2.6: (a) Architecture musculaire locale (Vue arrière du plan frontal), (b) Architecture musculaire locale (Vue sagittale). ICPT (Iliocostalis lumborum pars thoracic), LGPT (Longissimus thoracis pars thoracic), RA (Rectus Abdominus), (EO) External oblique et IO (Internal oblique). MF (Multifidus), QL (Quadratus lumborum), IP (Iliopsoas), ICPL (iliocostalis lumborum pars lumborum) et longissimus thoracis pars LGPL (lumborum).

Tableau 2.5: Aires de section physiologiques (PCSA) des muscles locaux sur chaque côté et aux différents niveaux (Li) de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992 ; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).

Muscles locaux	Aires de section physiologiques (PCSA en mm ²)				
	L1	L2	L3	L4	L5
<i>Iliopsoas (IP)</i>	252	295	334	311	182
<i>Multifidus (MF)</i>	96	138	211	186	134
<i>Quadratus Lumborum (QL)</i>	88	80	75	70	---
<i>Longissimus (LGPL)</i>	79	91	103	110	116
<i>Iliocostalis (ICPL)</i>	108	154	182	189	---

Tableau 2.6: Aires de section physiologiques (PCSA) des muscles globaux sur chaque côté et au niveau T12 de la colonne vertébrale (Arjmand et al 2008, Bogduk et al. 1992; Daggfeldt et Thorstensson, 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 1998).

Muscles globaux	Aires de section physiologiques (PCSA) en (mm ²) au niveau T12
<i>Longissimus (LGPT)</i>	1210
<i>Iliocostalis (ICPT)</i>	660
<i>Rectus Abdominus (RA)</i>	1345
<i>External oblique (EO)</i>	1576
<i>Internal oblique (IO)</i>	567

Tableau 2.7: Coordonnées des points d'insertion et d'origines des muscles locaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum $S1$ ($[X, Y, Z] = [0, 0, 0]$)

Muscles locaux	Insertions (mm)			Origines (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
L1						
<i>ICPL</i>	35.66	28.31	159.27	63.00	52.00	-7.00
<i>IP</i>	12.00	9.99	174.27	-40.00	79.00	-88.00
<i>LGPL</i>	34.96	22.10	159.57	59.00	51.30	-8.40
<i>MF</i>	54.90	2.50	131.48	54.00	45.20	-7.40
<i>QL</i>	34.80	28.31	159.27	14.00	77.00	32.00
L2						
<i>ICPL</i>	29.76	30.50	126.88	49.00	52.00	12.00
<i>IP</i>	-3.00	12.13	140.63	-40.00	79.00	-88.00
<i>LGPL</i>	28.36	26.00	128.23	50.00	50.70	0.10
<i>MF</i>	48.80	2.50	110.00	56.00	47.90	-16.50
<i>QL</i>	28.60	30.50	126.88	23.00	67.00	30.00
L3						
<i>ICPL</i>	21.90	32.26	95.31	44.00	55.00	18.00
<i>IP</i>	-9.00	16.84	105.41	-40.00	79.00	-88.00
<i>LGPL</i>	22.00	28.90	90.15	44.00	49.60	7.30
<i>MF</i>	40.60	2.65	68.35	61.00	41.60	-28.30
<i>QL</i>	21.00	32.26	95.31	28.00	56.00	26.00
L4						
<i>ICPL</i>	19.34	35.08	63.87	37.00	58.00	23.00
<i>IP</i>	-12.78	21.03	68.50	-40.00	79.00	-88.00
<i>LGPL</i>	19.29	30.00	58.60	39.00	47.10	13.30
<i>MF</i>	40.60	1.50	43.40	65.00	30.40	-29.50

<i>QL</i>	17.10	35.08	63.87	28.00	47.00	21.00
L5						
<i>IP</i>	-17.47	25.32	30.71	-40.00	79.00	-88.00
<i>LGPL</i>	20.65	36.00	20.57	34.00	42.90	0.00
<i>MF</i>	43.90	2.3	15.16	67.00	7.60	-30.40

Tableau 2.8: Coordonnées des points d'insertion et d'origine des muscles globaux dans le repère global. L'origine est au centre du sacrum S1 ($[X, Y, Z] = [0, 0, 0]$)

Muscles locaux	Insertions (mm)			Origines (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
<i>RA</i>	-126.72	47.30	269.84	-80.00	34.00	-80.00
<i>EO</i>	-13.00	141.50	200.00	-102.00	116.00	-20.00
<i>IO</i>	-80.00	96.00	167.00	-12.00	107.00	51.00
<i>ICPT</i>	72.07	57.00	235.3	34.90	58.00	-10.00
<i>LGPT</i>	73.07	37.80	262.94	40.00	17.00	-30.00

2.2 Calcul des forces musculaires par optimisation

La méthode cinématique est une nouvelle approche qui calcule la grandeur des forces musculaires ainsi que les forces de compression et de cisaillements dans la colonne vertébrale par une analyse d'élément finis basée sur la cinématique. Elle prend en considération à la fois les parties actives et passives de la colonne thoraco-colombaire (Kiefer et al. 1997 et 1998; Shirazi-Adl et al. 2002 et 2006; El-Rich et al. 2004). Cette méthode permet d'évaluer les moments de réactions dans les segments lombaires (*T12* à *L5*) en appliquant les conditions cinématiques dans le modèle non linéaire d'éléments finis sous des charges de gravité avec ou sans charge externe (statique que dynamique). Les moments de réactions sont ensuite employés dans un autre module d'optimisation pour évaluer les forces musculaires à chaque niveau séparément. Par la suite, ces

dernières sont appliquées dans le modèle comme des charges externes additionnelles. Cette procédure est répétée jusqu'à la convergence.

2.2.1 Calcul de forces musculaires à chaque niveau vertébral par optimisation

Dans cette étape de calcul, on cherche à estimer les forces musculaires par optimisation lagrangienne en résolvant les équations d'équilibres obtenues à chaque niveau lombaire. Dans cette étude, la fonction objective (du coût) du minimum de la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3 ($\min \sum \sigma_{mus}^3$) a été considérée dans l'optimisation avec des contraintes d'inégalité obligeant les contraintes musculaires de demeurer positives et inférieures à 0.6 MPa (Gagnon et al., 2001). À chaque niveau lombaire, la fonction objective OF (Eq.1.1) représentée par la somme des contraintes musculaires cubique est définie comme suit:

$$OF = \sum_{i=1}^{m_k} \left(\frac{F_i}{A_i} \right)^3 + \sum_{j=1}^{n_k} \left(\frac{F_j}{A_j} \right)^3 \quad (\text{Eq. 1.1})$$

Les équations d'équilibre sont considérées comme les contraintes de cette optimisation:

$$\sum_{i=1}^{m_k} r_{ago,i,k} * F_{ago,i,k} - \sum_{j=1}^{n_k} r_{ant,j,k} * F_{ant,j,k} = M_{R,k} \quad (\text{Eq.1.2})$$

Les forces musculaires à chercher doivent obéir aux conditions suivantes:

$$0 < F_{ago,i} < 0.6 \text{ MPa} * PCSA_i \quad (\text{Eq.1.3})$$

$$0 < F_{ant,j} < 0.08 * 0.6 \text{ MPa} * PCSA_j \quad (\text{Eq.1.4})$$

où:

i : indice du muscle antagoniste.

j : indice du muscle agoniste.

$F_{ago,i,k}$: Force des muscles agonistes i (chaque côté) au niveau de vertèbre k .

$F_{ant,j,k}$: Force des muscles antagonistes j (chaque côté) au niveau de vertèbre k .

$M_{R,k}$: Moment de réaction au niveau de vertèbre k .

$r_{ago,i,k}$: Bras de levier dans le plan sagittal des muscles agonistes i au niveau de disque k

$r_{ant,j,k}$: Bras de levier dans le plan sagittal des muscles antagonistes j au niveau de disque k .

m_k : Nombre de muscles agonistes au niveau de disque k .

n_k : Nombre de muscles antagonistes au niveau de disque k .

$A_{i,k}$: Aires de section physiologique (PCSA) du muscle agoniste i (chaque coté) au niveau k .

$A_{j,k}$: Aires de section physiologique (PCSA) du muscle antagoniste j (chaque coté) au niveau k .

2.2.2 Calcul des forces musculaires globales

Afin de calculer les forces musculaires globales par optimisation lagrangienne, on a minimisé la fonction objective dans l'équation (Eq. 1.1) en tenant compte de l'équation de contrainte d'égalité (Eq. 1.2) et d'inégalité (Eq. 1.3 et Eq. 1.4) dans la procédure d'optimisation, et par la suite, on a proposé les quatre méthodes suivantes.

Méthode (A)

Au niveau $T12$, on déduit la fonction objective OF_{T12} (Eq. 1.1) suivante:

$$OF_{T12} = 2 * \left(\frac{F_{IO}}{A_{IO}}\right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{EO}}{A_{EO}}\right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{RA}}{A_{RA}}\right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{IC}}{A_{IC}}\right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{LG}}{A_{LG}}\right)^3. \quad (\text{Eq. 1.5})$$

L'équation d'équilibre qui représente l'équation de contrainte (Eq. 1.2) s'exprime comme suit:

$$E = 2 * r_{IC} * F_{IC} + 2 * r_{LG} * F_{LG} - 2 * r_{IO} * F_{IO} - 2 * r_{EO} * F_{EO} - 2 * r_{RA} * F_{RA} - M_{RT12-L1}. \quad (\text{Eq. 1.6})$$

où

E : représente la fonction de contrainte d'optimisation.

La fonction lagrangienne, en introduisant le multiplicateur de Lagrange λ , est définie comme suit:

$$\Lambda(F_i, \lambda) = OF_{T12}(F_i) - \lambda * E(F_i) \quad (\text{Eq. 1.7})$$

où F_i représente la force musculaire globale du muscle i .

Donc, si on calcule le minimum de la fonction objective (*Eq.1.7*), on obtient les solutions suivantes:

$$\lambda = \left(\frac{M_R}{-2 * r_{RA} * \sqrt{-\frac{r_{RA} * A_{RA}^3}{3}} - 2 * r_{EO} * \sqrt{-\frac{r_{EO} * A_{EO}^3}{3}} - 2 * r_{IO} * \sqrt{-\frac{r_{IO} * A_{IO}^3}{3}} + 2 * r_{IC} * \sqrt{\frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}} + 2 * r_{LG} * \sqrt{\frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}} \right)^2 \quad (\text{Eq. 1.8})$$

$$F_{RA} = \sqrt{-\lambda * \frac{r_{RA} * A_{RA}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.9})$$

$$F_{EO} = \sqrt{-\lambda * \frac{r_{EO} * A_{EO}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.10})$$

$$F_{IO} = \sqrt{-\lambda * \frac{r_{IO} * A_{IO}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.11})$$

$$F_{IC} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.12})$$

$$F_{LG} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.13})$$

Dans cette méthode, on a remarqué que les forces musculaires dépendent du multiplicateur λ . Ce dernier possède des termes complexes dans son dénominateur, et par conséquent, les forces musculaires disposent des valeurs complexes qui n'obéissent pas aux conditions des équations (*Eq.1.3*) et (*Eq.1.4*) à l'exception de la solution où les forces musculaires abdominales sont nulles. Donc, afin d'éviter cette solution complexe, on a fixé à priori les coactivités musculaires globales dans la méthode suivante.

Méthode (B)

Cette méthode consiste à calculer les forces musculaires globales agonistes en co-activant les muscles antagonistes. Si on répète les mêmes démarches suivies dans la solution (A) en fixant *a priori* les forces des muscles antagonistes (*IO*, *EO* et *RA*), l'équation (*Eq.1.5*) devient :

$$OF_{T12} = c_1 + 2 * \left(\frac{F_{IC}}{A_{IC}} \right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{LG}}{A_{LG}} \right)^3. \quad (\text{Eq. 1.14})$$

où c_1 est une constante qui représente la somme des contraintes musculaires élevées à puissance 3 des muscles antagonistes et n'a aucune influence sur le calcul par optimisation des forces musculaires agoniste.

L'équation d'équilibre (*Eq.1.6*) peut être exprimée comme suit:

$$2 * r_{IC} * F_{IC} + 2 * r_{LG} * F_{LG} - M_1 = M_{RT12-L1} \quad (\text{Eq. 1.15})$$

où M_1 représente la somme des moments des muscles antagonistes:

$$M_1 = 2 * r_{IO} * F_{IO} + 2 * r_{EO} * F_{EO} + 2 * r_{RA} * F_{RA} = \text{const.} \quad (\text{Eq.1.16})$$

Si on minimise la fonction objective OF_{T12} (*Eq.1.14*) en tenant compte de la contrainte de l'équation (*Eq.1.15*), on obtient les résultats suivants:

$$\lambda = \left(\frac{M_R + 2 * r_{RA} * F_{RA} + 2 * r_{EO} * F_{EO} + 2 * r_{IO} * F_{IO}}{2 * r_{IC} * \sqrt{\frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}} + 2 * r_{LG} * \sqrt{\frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}} \right)^2 \quad (\text{Eq. 1.17})$$

$$F_{IC} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.18})$$

$$F_{LG} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.19})$$

Cette méthode nous permet de prédire seulement les forces musculaires agonistes en minimisant leur somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3, si on coactive les antagonistes. Cette approximation a été utilisée pour calculer l'expression des forces critiques du flambement P_{cr} et des forces de compression F_C aux niveaux L5-S1 en fonction des forces antagonistes.

Dans ce travail, on a aussi proposé la solution qui nous permet de prédire tous les forces musculaires en minimisant la somme des contraintes élevées à la puissance 3 des muscles agonistes et en maximisant à la fois celles des antagonistes.

Méthode (C)

La fonction objective FO_{T12} à minimiser est:

$$OF_{T12} = -2 \left(* \left(\frac{F_{IO}}{A_{IO}} \right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{EO}}{A_{EO}} \right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{RA}}{A_{RA}} \right)^3 \right) + \left(2 * \left(\frac{F_{IC}}{A_{IC}} \right)^3 + 2 * \left(\frac{F_{LG}}{A_{LG}} \right)^3 \right). \quad (\text{Eq. 1.20})$$

Si on minimise la fonction OF_{T12} (Eq. 1.20) en introduisant le multiplicateur de Lagrange λ avec l'équation de contrainte (Eq. 1.6), on obtient les résultats suivants:

$$\lambda = \left(\frac{M_R}{-2 * r_{RA} * \sqrt{\frac{r_{RA} * A_{RA}^3}{3}} - 2 * r_{EO} * \sqrt{\frac{r_{EO} * A_{EO}^3}{3}} - 2 * r_{IO} * \sqrt{\frac{r_{IO} * A_{IO}^3}{3}} + 2 * r_{IC} * \sqrt{\frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}} + 2 * r_{LG} * \sqrt{\frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}} \right)^2 \quad (\text{Eq. 1.21})$$

$$F_{RA} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{RA} * A_{RA}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.22})$$

$$F_{EO} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{EO} * A_{EO}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.23})$$

$$F_{IO} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{IO} * A_{IO}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.24})$$

$$F_{IC} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.25})$$

$$F_{LG} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.26})$$

Cette méthode permet de donner une solution unique, où les valeurs des forces des muscles antagoniste et agonistes sont positives. Cependant les forces des muscles antagonistes estimées par cette méthode sont très élevées, par conséquent les calculs effectués par la méthode des éléments finis risque de ne pas converger, mais, on remarque des rapports constants entre ces muscles.

$$\frac{F_{EO}}{F_{IO}} = \sqrt{\frac{r_{EO} * A_{EO}^3}{r_{IO} * A_{IO}^3}} = 0.53. \quad (\text{Eq. 1.27})$$

$$\frac{F_{RA}}{F_{IO}} = \sqrt{\frac{r_{RA} * A_{RA}^3}{r_{IO} * A_{IO}^3}} = 0.32. \quad (\text{Eq. 1.28})$$

et entre les muscles agonistes, on trouve :

$$\frac{F_{IC}}{F_{LG}} = \sqrt{\frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{r_{LG} * A_{LG}^3}} = 0.42 \quad (\text{Eq. 1.29})$$

Mais, si on fixe *à priori* la somme des forces des muscles antagonistes:

$$\text{Somme} = F_{IO} + F_{EO} + F_{RA}. \quad (\text{Eq. 1.30})$$

on peut prédire leurs valeurs:

$$F_{IO} = \frac{\text{Somme}}{1.85}. \quad (\text{Eq. 1.31})$$

$$F_{EO} = 0.53 * F_{IO}. \quad (\text{Eq. 1.32})$$

$$F_{RA} = 0.32 * F_{IO}. \quad (\text{Eq. 1.33})$$

Si on introduit ces forces musculaires dans la solution (B) en respectant les contraintes d'inégalités (Eq.1.4), on peut donc prédire les forces des muscles agonistes.

Dans l'étape suivante, on vise à fixer la somme des moments des muscles antagonistes dans la procédure d'optimisation lagrangienne afin d'estimer toutes les forces musculaires du tronc.

Méthode (D)

Dans cette méthode, on veut minimiser la fonction objective OF_{T12} définie dans l'équation (Eq. 1.20).

$$OF_{T12} = -(2 * (\frac{F_{IO}}{A_{IO}})^3 + 2 * (\frac{F_{EO}}{A_{EO}})^3 + 2 * (\frac{F_{RA}}{A_{RA}})^3) + (2 * (\frac{F_{IC}}{A_{IC}})^3 + 2 * (\frac{F_{LG}}{A_{LG}})^3)$$

en tenant compte de la contrainte (Eq. 1.34):

$$E = (2 * r_{IC} * F_{IC} + 2 * r_{LG} * F_{LG}) - (2 * r_{IO} * F_{IO} + 2 * r_{EO} * F_{EO} + 2 * r_{RA} * F_{RA}) - M_{RT12}. \quad (\text{Eq. 1.34})$$

et si on ajoute la contrainte suivante:

$$M_1 = 2 * r_{IO} * F_{IO} + 2 * r_{EO} * F_{EO} + 2 * r_{RA} * F_{RA}. \quad (\text{Eq. 1.35})$$

on obtient la fonction:

$$E_1 = 2 * r_{IO} * F_{IO} + 2 * r_{EO} * F_{EO} + 2 * r_{RA} * F_{RA} - M_1. \quad (\text{Eq. 1.36})$$

où

M_1 : le moment total des muscles abdominaux à définir *à priori*.

E : la fonction de contrainte à l'état d'équilibre.

E_1 : la nouvelle équation de contrainte,

La fonction de Lagrange devient:

$$\Lambda(F_i, \lambda, \gamma) = OF_{T12}(F_i) - \lambda * E(F_i) - \gamma * E_l(F_i) \quad (\text{Eq. 1.37})$$

où

F_i : la force musculaire globale du muscle i .

λ et γ : les multiplicateurs de Lagrange.

Si on minimise la fonction objective OF_{T12} , on obtient les résultats suivants:

$$\lambda - \gamma = \left(\frac{M_1}{2 * r_{RA} * \sqrt{\frac{r_{RA} * A_{RA}^3}{3}} + 2 * r_{EO} * \sqrt{\frac{r_{EO} * A_{EO}^3}{3}} + 2 * r_{IO} * \sqrt{\frac{r_{IO} * A_{IO}^3}{3}}} \right)^2 \quad (\text{Eq. 1.38})$$

$$F_{RA} = \sqrt{(\lambda - \gamma) * \frac{r_{RA} * A_{RA}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.39})$$

$$F_{EO} = \sqrt{(\lambda - \gamma) * \frac{r_{EO} * A_{EO}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.40})$$

$$F_{IO} = \sqrt{(\lambda - \gamma) * \frac{r_{IO} * A_{IO}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.41})$$

$$\lambda = \left(\frac{M_R + 2 * r_{RA} * F_{RA} + 2 * r_{EO} * F_{EO} + 2 * r_{IO} * F_{IO}}{2 * r_{IC} * \sqrt{\frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}} + 2 * r_{LG} * \sqrt{\frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}} \right)^2. \quad (\text{Eq. 1.42})$$

$$F_{IC} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{IC} * A_{IC}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.43})$$

$$F_{LG} = \sqrt{\lambda * \frac{r_{LG} * A_{LG}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.44})$$

Cette méthode (D) donne les mêmes rapports entre les forces des muscles agonistes et les forces des muscles antagonistes déjà prouvés précédemment dans la solution (C) et par conséquent on obtient des résultats similaires avec ceux de la méthode (C). Les quatre méthodes et leurs solutions sont récapitulées dans le tableau (2.9).

Tableau 2.9: Solution de chacune des quatre méthodes:

Méthodes	Solutions
A	Une seule solution : $F_{IO}=F_{EO}=F_{RA}=0$.
B	Prédiction des forces musculaires agonistes en co-activant les forces des muscles agonistes.
C	Les forces musculaires antagonistes restent inconnues.
D	Prédiction des forces musculaires agonistes et antagonistes en fixant la somme des moments des muscles antagonistes.

1.2.2 Calcul des forces des muscles locaux

Les muscles locaux de la colonne lombaire entre $L1$ et $S1$ sont des muscles extenseurs en raison de leurs liaisons postérieures aux centres des vertèbres lombaires à l'exception des muscles *Iliopsoas (IP)* aux niveaux $L2$, $L3$, $L4$ et $L5$. Pour déterminer les valeurs de ces muscles, on minimise la fonction objective (Eq. 1.2) dans chaque niveau lombaire, où les équations d'équilibre (Eq.1.28) sont considérées comme des équations contraintes d'optimisation.

$$\sum_{i=1}^n r_{i,j} * F_{i,j} = M_{R,j} \quad (\text{Eq. 1.45})$$

Les résultats obtenus sont comme suit:

$$\lambda_j = \left(\frac{M_{R,j}}{2 * \sum_{i=1}^n r_{i,j} * \sqrt{\frac{r_{i,j} * A_{i,j}^3}{3}}} \right)^2 \quad (\text{Eq.1.46})$$

Les forces des muscles extenseurs à chaque niveau:

$$F_{i,j} = \sqrt{\lambda_j * \frac{r_{i,j} * A_{i,j}^3}{3}}. \quad (\text{Eq. 1.47})$$

Après avoir calculé les valeurs des forces musculaires locales et globales, on calcule les deux composantes de pénalité musculaire (forces axiale et horizontale) avec les cosinus directeurs à chaque niveau de la colonne lombaire à la configuration instantanée. Ces composantes sont introduites dans le modèle d'éléments finis à chaque itération comme des charges externes additionnelles.

2.3 Analyse de la Stabilité

Après avoir calculé les forces musculaires nécessaires et les efforts internes qui équilibrivent la colonne vertébrale sous des charges externes, le modèle d'éléments finis a été modifié en insérant les éléments ressorts uni-axiaux non linéaires entre les points d'origine et les points d'insertion des muscles à la position initiale non déformée. La rigidité de chaque muscle est calculée à partir de la relation linéaire $K_i = q * \frac{F_i}{l_i}$ (Bergmark, 1989), où F_i représente la force du muscle i , l_i sa longueur actuelle, q le paramètre adimensionnel, appelé coefficient de rigidité musculaire et K_i la rigidité du muscle i . Pour tenir compte de la linéarité de cette relation dans la courbe décrivant le comportement du ressort, on introduit un petit intervalle $F \pm \Delta F$ autour de la force musculaire correspondante (Fig.2.7). De cette manière, on assure que la rigidité de chaque muscle demeure constante même si la force dans le ressort déformé peut être minimalement différente de la force musculaire calculée. Le coefficient de rigidité q est le même pour tous les muscles (locaux et globaux). Les analyses non linéaires des éléments finis sont répétées sans aucune rotation segmentaire à l'exception de la rotation pelvienne prescrite dans les trois directions.

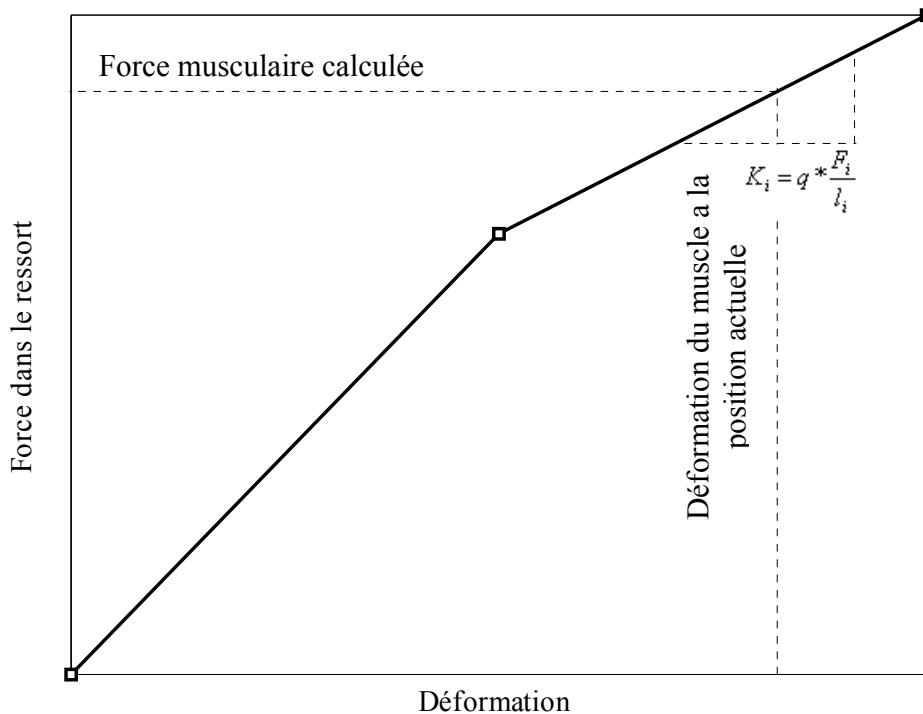


Figure 2.7: comportement de l'élément ressort, (Allongement et non déformation)

2.4 Méthode des surfaces de réponse

Cette méthode permet d'explorer les relations entre les variables de l'*input* représentées par les coactivités abdominales, les magnitudes des charges externes et les coefficients de rigidité musculaire q et les variables de l'*output* représentées par la force critique de flambement P_{cr} et la force de compression F_C au centre du disque (*L5-SI*) en utilisant le modèle non linéaire d'éléments finis et la procédure de régression. Dans cette étude, cinq différents niveaux de coactivité musculaire abdominale 0, 2, 4, 6 et 8% de la force physiologique maximale ont été considérées pour chaque muscle abdominal *IO*, *EO* et *RA* (tableau 2.10). Les forces physiologiques maximales des muscles abdominaux (dans chaque côté) *RA*, *EO* et *IO* sont 340.2, 945.6 et 807N, respectivement. Elles sont définies comme produit de la contrainte musculaire maximale de 0.6 MPa (Arjmand et Shirazi-Adl. 2006a) et de l'aire de la section physiologique musculaire (*PCSA* en mm^2) de 567, 1576 et 1345 mm^2 respectivement (Bogduk et al. 1992, Stockes and Gardner-Morse 1999). De la même façon, on a pris cinq différents niveaux de

charges externes de 0, 3, 6, 9 et 12kg tenues antérieurement par les mains avec un bras de levier constant de 30cm par rapport à S1. Ces charges génèrent respectivement des moments de flexion de 0, 9, 18, 27, 36Nm (tableau 2.10). De plus, cinq niveaux de coefficient de rigidité musculaire q de 5, 10, 15, 20, 25 ont été considérés (tableau 2.10). Ces derniers sont nécessaires pour effectuer les analyses de stabilité.

Tableau 2.10: les cinq niveaux des variables de l'*input*.

Niveau	F_{RA} (N) (Coactivité)	F_{EO} (N) (Coactivité)	F_{IO} (N) (Coactivité)	M (Nm)	q
1	0	0	0	0	5
2	6.8 (2%)	18.9 (2%)	16.1 (2%)	9	10
3	13.6 (4%)	37.8 (4%)	32.2 (4%)	18	15
4	20.4 (6%)	56.7 (6%)	48.4 (6%)	27	20
5	27.2 (8%)	75.6 (8%)	64.6 (8%)	36	25

Le but de ce travail est de définir l'expression empirique de la force critique du flambement P_{cr}

$$P_{cr} = f(F_{RA}, F_{IO}, F_{IO}, M, q)$$

ainsi que la force axiale de compression F_C au niveau L5-S1

$$F_C = f(F_{RA}, F_{IO}, F_{IO}, M).$$

La conception factorielle entière (*Full Factorial Design*) (Montgomery, 2001) qui compte toutes les combinaisons possibles entre les variables de l'input a été utilisée dans ce travail, au total, on obtient un nombre de combinaison de $5^5 = 3125$ pour déterminer la force critique P_{cr} et de $5^4 = 625$ combinaisons pour calculer la force de compression F_C . Chaque combinaison représente une simulation par la méthode des éléments finis basée sur le modèle décrit précédemment et les paramètres de l'output sont déduits en utilisant la méthode de régression.

$$\begin{aligned}
P_{cr} = & A_0 + A_1 * F_{RA} + A_2 * F_{EO} + A_3 * F_{IO} + A_4 * M + A_5 * q \\
& + A_6 * F_{RA}^2 + A_7 * F_{EO}^2 + A_8 * F_{IO}^2 + A_9 * M^2 + A_{10} * q^2 \\
& + A_{11} * F_{RA} * F_{EO} + A_{12} * F_{RA} * F_{IO} + A_{13} * F_{RA} * M + A_{14} * F_{RA} * q \\
& + A_{15} * F_{EO} * F_{IO} + A_{16} * F_{EO} * M + A_{17} * F_{EO} * q \\
& + A_{18} * F_{IO} * M + A_{19} * F_{IO} * q \\
& + A_{20} * M * q .
\end{aligned} \tag{Eq. 1.48}$$

$$F_C = B_0 + B_1 * F_{RA} + B_2 * F_{EO} + B_3 * F_{IO} + B_4 * M . \tag{Eq. 1.49}$$

Les coefficients A_0 à A_{20} représentent les coefficients de la force critique P_{cr} et B_0 à B_4 les coefficients de la force de compression F_C (*L5-SI*). Ces coefficients de régression sont évalués par *MATLAB®* (*The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA, version 6.1*) *Statistics Toolbox (regstats procedure)*. La qualité de régression des équations (*Eq. 1.48*) et (*Eq. 1.49*), est évaluée par le coefficient de détermination R^2 , le coefficient *adjusted R²* et *root-mean-squared-error (RMSE)*. Un *t-test* (avec $p<0.05$) a été effectué pour vérifier la signification de chaque coefficient de régression dans les équations (*Eq. 1.48*) et (*Eq. 1.49*). Suite à la dépendance linéaire entre la force de compression, les forces musculaires et les charges externes, l'équation linéaire (*Eq. 1.49*) est assumée d'être adéquate pour représenter la force de compression F_C . L'équation quadratique (*Eq. 1.48*) est aussi justifiée en raison de la dérivée seconde de l'énergie potentielle *IS (Stability index)* qui comprend la force critique, les forces musculaires, les charges externes et la rigidité musculaire $K_i = q * \frac{F_i}{l_i}$. Les termes linéaires et quadratiques sont présents (Brown and Potvin 2005).

Après avoir calculé les coefficients de la force critique de flambement et de compression et vérifié leurs qualités de régression, on a visé à minimiser la fonction suivante:

$$F_{obj} = \alpha * F_C - \beta * P_{cr}. \tag{Eq. 1.50}$$

où,

F_{obj} : est la fonction objective à minimiser.

α et β : sont, respectivement, les coefficients de pondération de F_C et P_{cr} , où :

$$(0 \leq \alpha \leq 1, 0 \leq \beta \leq 1 \text{ et } 0 \leq \alpha + \beta \leq 1).$$

Le logiciel *MATLAB®* (*The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA, version 6.1*) *Optimisation Toolbox* (*quadprog*) a été utilisé pour résoudre le problème d'optimisation et pour calculer les valeurs optimales des forces musculaires en donnant le moment externe M , le coefficient de rigidité q et les coefficients de pondération α et β .

Les contraintes d'inégalités considérées dans cette optimisation sont :

$$0 \leq F_{RA} \leq 8\% * (0.6 MPa * PCSA_{RA}). \quad (\text{Eq. 1.51})$$

$$0 \leq F_{EO} \leq 8\% * (0.6 MPa * PCSA_{EO}). \quad (\text{Eq. 1.52})$$

$$0 \leq F_{IO} \leq 8\% * (0.6 MPa * PCSA_{IO}). \quad (\text{Eq. 1.53})$$

Dans le cas où α est zéro, l'optimisation de la fonction objective F_{obj} (Eq. 1.50) nous permet d'obtenir les forces musculaires (abdominales) qui maximisent la stabilité du tronc sans tenir compte de la magnitude de la force de compression F_C au niveau *L5-S1*. Par conséquent, ces forces atteignent leurs valeurs maximales (Eq. 1.51, Eq. 1.52 et Eq. 1.53) pour maximiser la stabilité du tronc. Par contre, si le coefficient β est égale à zéro, les forces musculaires obtenues minimisent la force de compression F_C sans prendre en considération la stabilité du tronc et leurs valeurs optimales correspondent à une coactivité de 0%. Ces deux cas représentent les limites de la fonction objective. Afin d'éviter ces deux cas triviales et d'identifier l'effet de chaque muscle abdominal sur la stabilité et la compression spinale, on fixe la somme des forces musculaires abdominales d'un seul côté ($F_{RA} + F_{EO} + F_{IO}$) dans la procédure d'optimisation. Cette somme varie entre 0 et 167N correspondant à une coactivité musculaire abdominale de 0% et 8% dans un seul côté, respectivement. Avec cette nouvelle contrainte, on obtient des coactivités musculaires qui maximisent la stabilité ($\alpha = 0$) ou qui minimisent la force de compression ($\beta = 0$) pour chaque somme des forces musculaires. Le muscle abdominal qui correspond à la plus grande

force musculaire est identifié comme le muscle le plus efficace en maximisant la stabilité ($\alpha = 0$) ou en minimisant la force de compression ($\beta = 0$).

CHAPITRE III: RÉSULTATS

Les valeurs des forces critiques du flambement (P_{cr}) et de compression (F_C) au centre du disque lombaire $L5-S1$ sont estimées par la méthode d'éléments finis en utilisant le modèle multi-joints non linéaire de la colonne vertébrale en posture debout droite durant les tâches de levage ainsi que les deux méthodes d'optimisation B et D expliquées auparavant dans le chapitre II. On rappelle que la méthode B consiste à activer *à priori* les forces musculaires globales abdominales *Rectus Abdominus* (*RA*), *External Oblique* (*EO*) et *Internal Oblique* (*IO*) en variant leurs valeurs respectivement de 0 à 27.2N, de 0 à 75.6N et de 0 à 64.6N sous des moments externes M entre 0 et 36Nm et avec des coefficients de rigidité musculaire q entre 5 et 25. Les coefficients de l'expression empirique de P_{cr} et de F_C (dans les équations Eq. 1.48 et Eq. 1.49) sont obtenus par régression des résultats d'éléments finis et les forces musculaires optimales sont estimées par optimisation de la fonction objective F_{obj} (Eq. 1.50).

La méthode D porte sur l'optimisation lagrangienne en minimisant la somme des contraintes cubiques des muscles extenseurs et maximisant simultanément la somme des contraintes cubiques des muscles abdominaux. Dans cette dernière méthode, on a ajouté une contrainte additionnelle qui fixe *à priori* la somme des moments des muscles abdominaux dans la procédure d'optimisation. Dans les analyses d'éléments finis, on a varié les moments externes de 0 à 36Nm et les coefficients de la rigidité musculaire q de 5 à 25 et afin de définir les expressions empiriques de P_{cr} et F_C , on a soumis les résultats des éléments finis à la procédure de régression en profitant des relations linéaires entre les muscles abdominaux (Eq. 1.27) et (Eq. 1.28). Et par la suite, on a calculé les valeurs de la fonction objective $F_{obj}=F_C-P_{cr}$ qui seront comparées avec les résultats de la méthode B .

Les forces P_{cr} et F_C calculées par la méthode d'éléments finis en se basant sur la méthode B varient respectivement de 0 à 421N et de 846 à 2690N et sur la méthode D respectivement de 0 à 397N et de 846 à 2352N. Les valeurs négatives de la force critique P_{cr} indiquent que la colonne vertébrale est instable et par conséquent, ces valeurs ne sont pas introduites dans la régression et pour la représentation graphique de P_{cr} , on les a remplacées par zéros.

3.1 Prédictions basée sur la méthode (B)

Les coefficients de la régression A_0 à A_{20} de P_{cr} (Eq. 1.48) et B_0 à B_4 de F_C (Eq. 1.49) sont répertoriés dans le tableau 3.1. Les coefficients de détermination multiples R^2 montrent que le modèle proposé pour la force critique P_{cr} explique environ 96.67% de la variabilité des données et 98.17% de celui pour la force de compression F_C . Les coefficients de détermination multiples ajustés (*Adjusted R²*), pour les deux expressions P_{cr} et F_C , sont presque similaires de leurs coefficients de détermination multiples R^2 , ceci montre que les termes dans l'équation polynomiale de P_{cr} et dans l'équation linéaire de F_C sont significatifs dans la réponse. La faible valeur de l'erreur quadratique moyenne $RMSE$ de chaque modèle indique que la prédition de P_{cr} et F_C basée sur la régression représentent précisément les résultats obtenus par la méthode des éléments finis. Les seuils critiques (*p-values*) obtenus par régression sont nuls pour les deux modèles (tableau 3.1), ceci montre que les coefficients de régression (Eq. 1.48 et 1.49) sont significatifs pour l'estimation de P_{cr} et F_C .

Tableau 3.1: Coefficients des forces P_{cr} et F_C obtenus par régression

	Les coefficients de la régression	
Paramètres	P_{cr}	F_C
Constants	$A_0=-127.29$	$B_0=861.3101$
F_{RA}	$A_1=1.5646$	$B_1=6.0063$
F_{EO}	$A_2=0.7180$	$B_2=6.9576$
F_{IO}	$A_3=2.1067$	$B_3=2.6662$
M	$A_4=2.9893$	$B_4=27.5772$
q	$A_5=11.5686$	--
F_{RA}^2	$A_6=-0.0145$	--
F_{EO}^2	$A_7=-0.0169$	--
F_{IO}^2	$A_8=-0.0348$	--
M^2	$A_9=-0.0400$	--
q^2	$A_{10}=-0.2070$	--
$F_{RA}*F_{EO}$	$A_{11}=0.0059$	--

$F_{RA} * F_{IO}$	$A_{12} = -0.0097$	--
$F_{RA} * M$	$A_{13} = -0.0452$	--
$F_{RA} * q$	$A_{14} = 0.0549$	--
$F_{EO} * F_{IO}$	$A_{15} = 0.0271$	--
$F_{EO} * M$	$A_{16} = -0.0025$	--
$F_{EO} * q$	$A_{17} = 0.0731$	--
$F_{IO} * M$	$A_{18} = -0.0212$	--
$F_{IO} * q$	$A_{19} = -0.0711$	--
$M * q$	$A_{20} = -0.036$	--
R^2	0.9677	0.9817
R^2 ajusté	0.9674	0.9816
$p\text{-value}$	0.0000	0.0000
$RMSE$ (N)	16.30	52.20

3.1.1 Minimisation de la force de compression F_C

La minimisation de la fonction objective F_{obj} avec les coefficients de pondération α et β (Eq. 1.50) indique que la procédure d'optimisation minimise la force de compression axiale F_C (au centre du disque *L5-S1*) et maximise simultanément la force critique du flambement P_{cr} . Mais, si on pose $\alpha = 1$ et $\beta = 0$, donc on minimise uniquement la force de compression F_C . Pour identifier l'effet de chaque muscle abdominal sur cette force de compression F_C , on a ajouté une contrainte additionnelle dans l'optimisation en fixant la somme des forces musculaires abdominales et par la suite faire varier cette somme de 0 à 167.4N pour un moment externe donné M_{ex} . La somme maximale de 167.4N a été fixée *à priori* dans la méthode *B* d'optimisation, où les muscles abdominaux fournissent une coactivité de 8% de leurs forces maximales. La procédure de minimisation de F_C active les muscles *RA* et *EO* après l'activation maximale permise de 8% du muscle *IO* (8% de la force maximale d'*IO* correspondant à 64.6N), peu importent les charges externes maintenues par les mains. Ensuite, cet algorithme active le muscle *EO* que si les muscles *IO* et *RA* atteignent leurs valeurs maximales. Cette efficacité musculaire abdominale a été déjà

observée dans les coefficients B_0 à B_4 dans le tableau 3.1 où $B_2 > B_1 > B_3$. Les valeurs des moments externes influencent considérablement la force de compression F_C (Fig. 3.1). Ceci est associé à la valeur du coefficient positif $B_4=27.57$ (tableau 3.1).

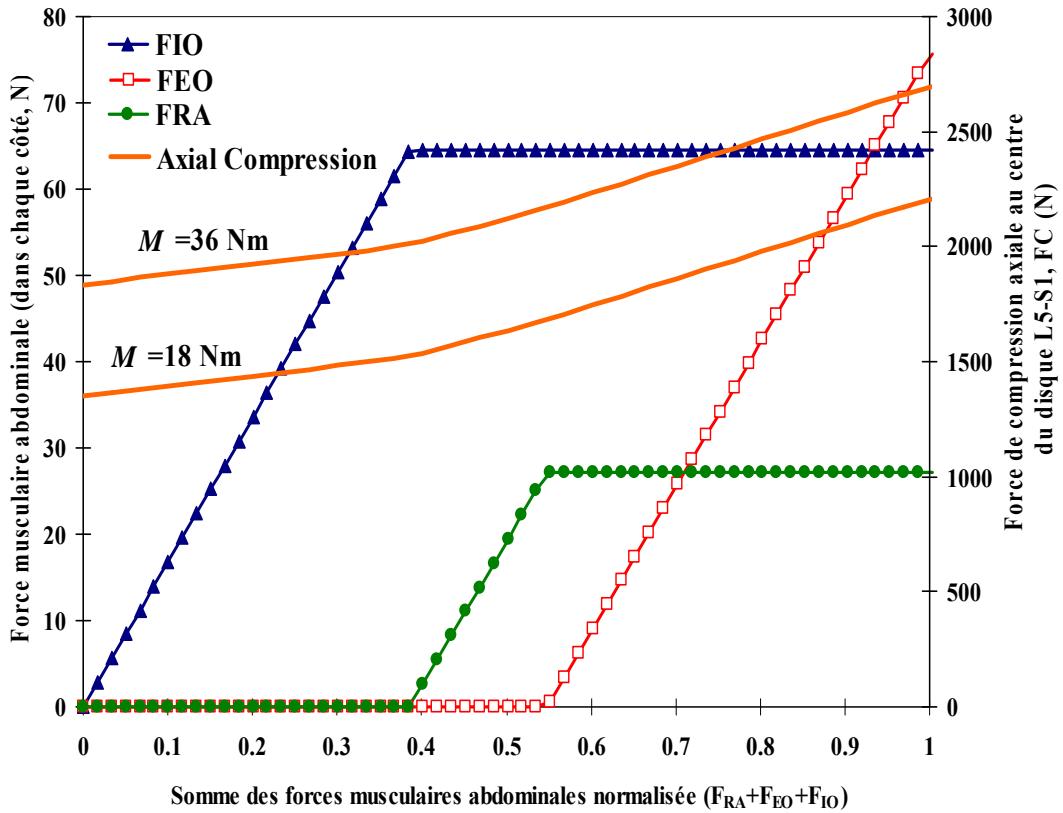


Figure 3.1: Les forces musculaires abdominales obtenues en minimisant la force de compression axiale F_C au centre du disque L5-S1 avec $\alpha = 1$.

3.1.2 Maximisation de la force critique P_{cr}

Dans ce cas, on a cherché à maximiser uniquement la force critique du flambement P_{cr} en posant $\alpha = 0$ et $\beta = 1$ dans l'équation de la fonction objective F_{obj} . Peu importe les valeurs des moments externes M_{ex} et les coefficients de la rigidité musculaire q , le muscle *IO* représente le muscle le plus efficace en fournissant la stabilité maximale de la colonne vertébrale, si la somme des forces musculaires abdominales ($F_{IO} + F_{EO} + F_{RA}$, pour un seul côté) est inférieure à 50N et le muscle *EO* supérieur à 50N (Fig. 3.2). Dans cette méthode, le muscle *RA* demeure toujours inefficace pour maximiser la stabilité de la colonne vertébrale (Figs. 3.3 et 3.4). Pour les autres cas où les moments externes prennent les valeurs 0, 9 et 27Nm et les coefficients de rigidité q les valeurs 5, 15 et 25, la contribution des forces musculaires qui maximisent P_{cr} demeure presque similaire. L'augmentation de la coactivité musculaire abdominale et du coefficient de la rigidité musculaire conduit à une augmentation de la marge de la stabilité de la colonne vertébrale (Figs. 3.2 et 3.3). Quand la valeur du moment externe augmente durant les grandes coactivités musculaires, la stabilité du système se détériore (Fig. 3.3), malgré l'augmentation des activités des muscles extenseurs et par conséquent, les valeurs des forces de compression F_C deviennent très grandes.

3.1.3 Minimisation de la fonction objective F_{obj} ($\alpha \neq 0$ et $\beta \neq 0$)

Dans cette étape, on a cherché à trouver les forces musculaires abdominales optimales qui minimisent la fonction objective F_{obj} à l'intérieur de leurs bornes minimales et maximales (respectivement 0 et 8% de la force maximale de chaque muscle abdominal) et sans fixer leur somme. Pour les différentes charges externes et les coefficients de la rigidité musculaire q , on a étudié l'efficacité des muscles abdominaux en variant α de zéro ($\alpha = 0, P_{cr}$ maximale) à un ($\alpha = 1, F_C$ minimale). En général, les grandes coactivités musculaires abdominales entraînent l'augmentation simultanée de la force critique du flambement P_{cr} et de compression F_C (Fig. 3.2). Pour les cas, où les moments externes prennent les valeurs 0, 9 et 27Nm et les coefficients de rigidité q les valeurs 5, 15 et 25, la contribution musculaire pour minimiser la fonction F_{obj} demeure presque similaire. Pour $\alpha = 0$, on atteint la stabilité maximale du tronc et les forces

musculaires abdominales prennent leurs valeurs maximales (Fig.3.4a) à l'exception du cas où le moment extérieur est de 36Nm et les valeurs du coefficient de la rigidité musculaire q sont petites (Fig.3.5a). La force de compression F_C atteint toujours la valeur minimale, si $\alpha = 1$, et par conséquent les muscles abdominaux ne fournissent aucune activité musculaire (Fig.3.5b).

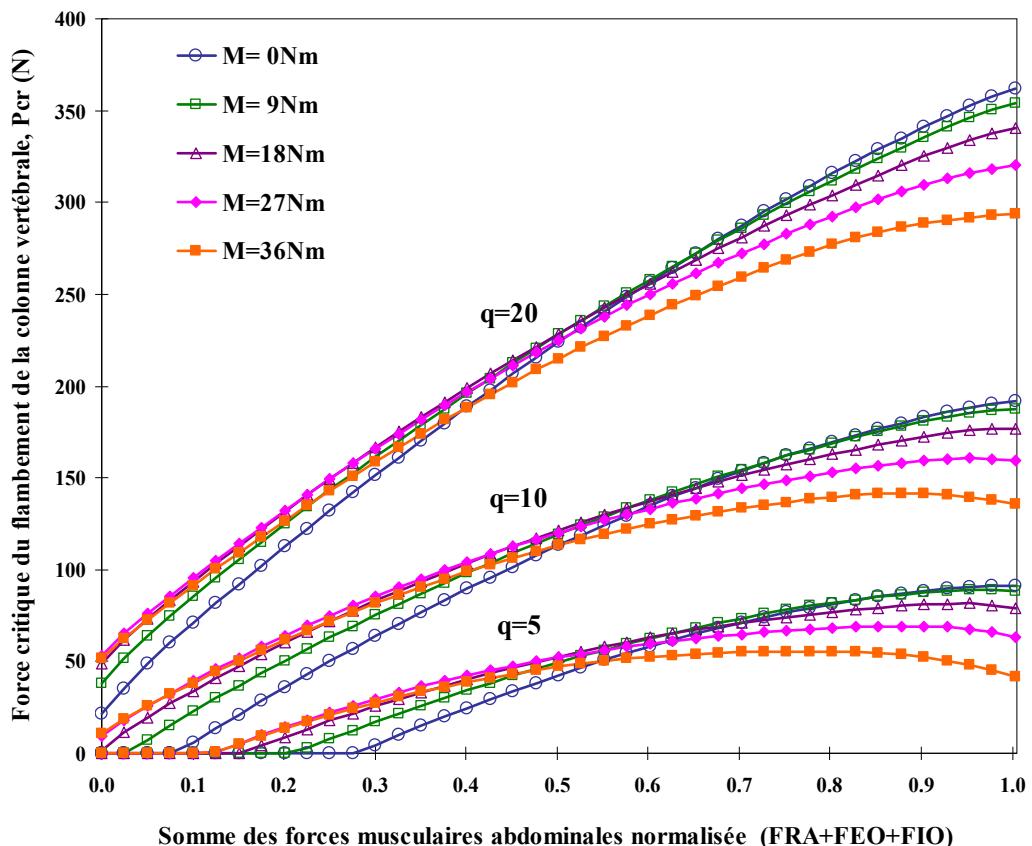


Figure 3.2: Force critique P_{cr} maximale en fonction de la somme des forces musculaires normalisées avec différents moments externes et coefficients de la rigidité musculaire.

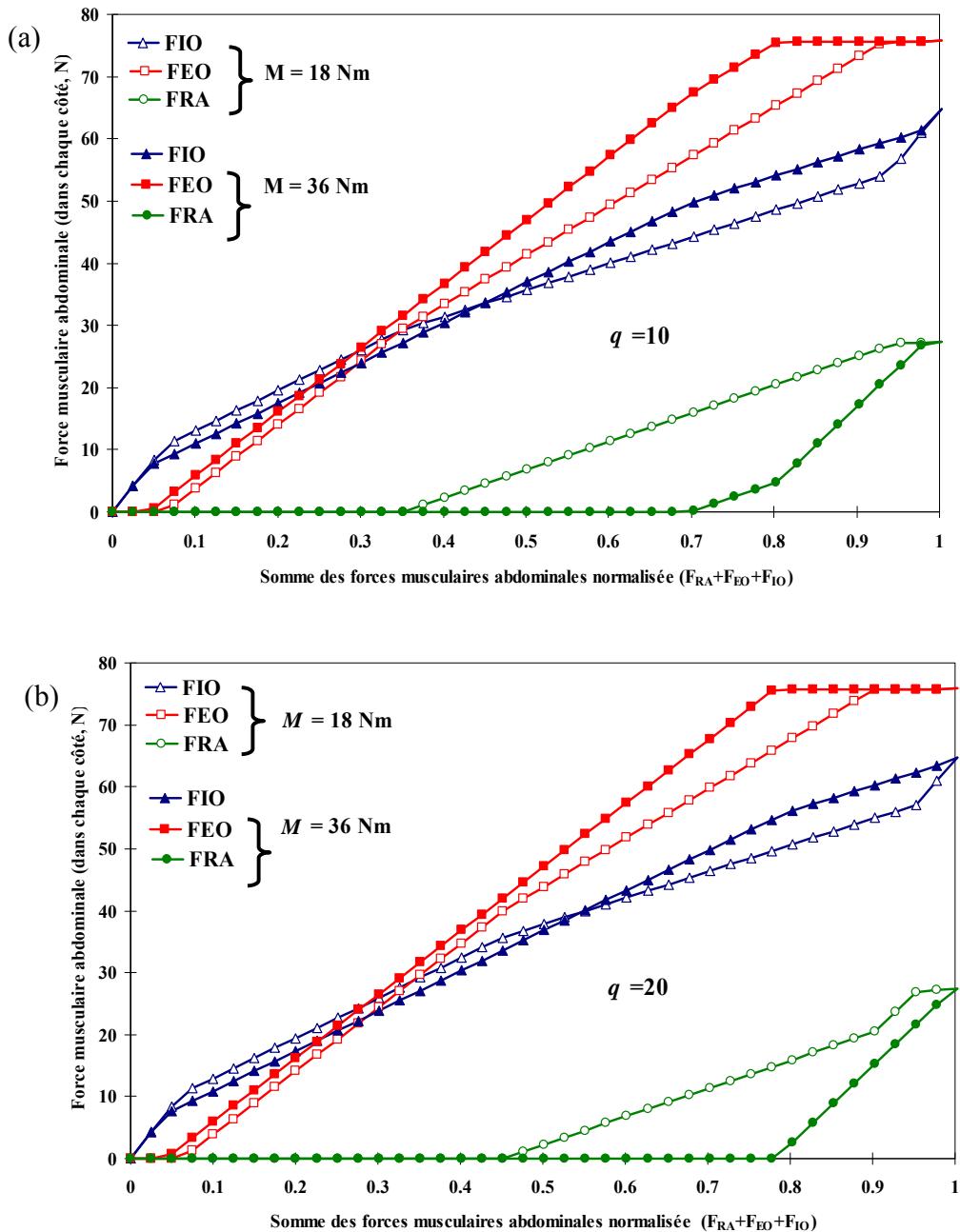


Figure 3.3: Les forces musculaires abdominales obtenues en maximisant la force critique du flambement P_{cr} ($\alpha = 0$ et $\beta = 1$), pour (a) le coefficient de la rigidité musculaire $q=10$ et pour (b) $q=20$.

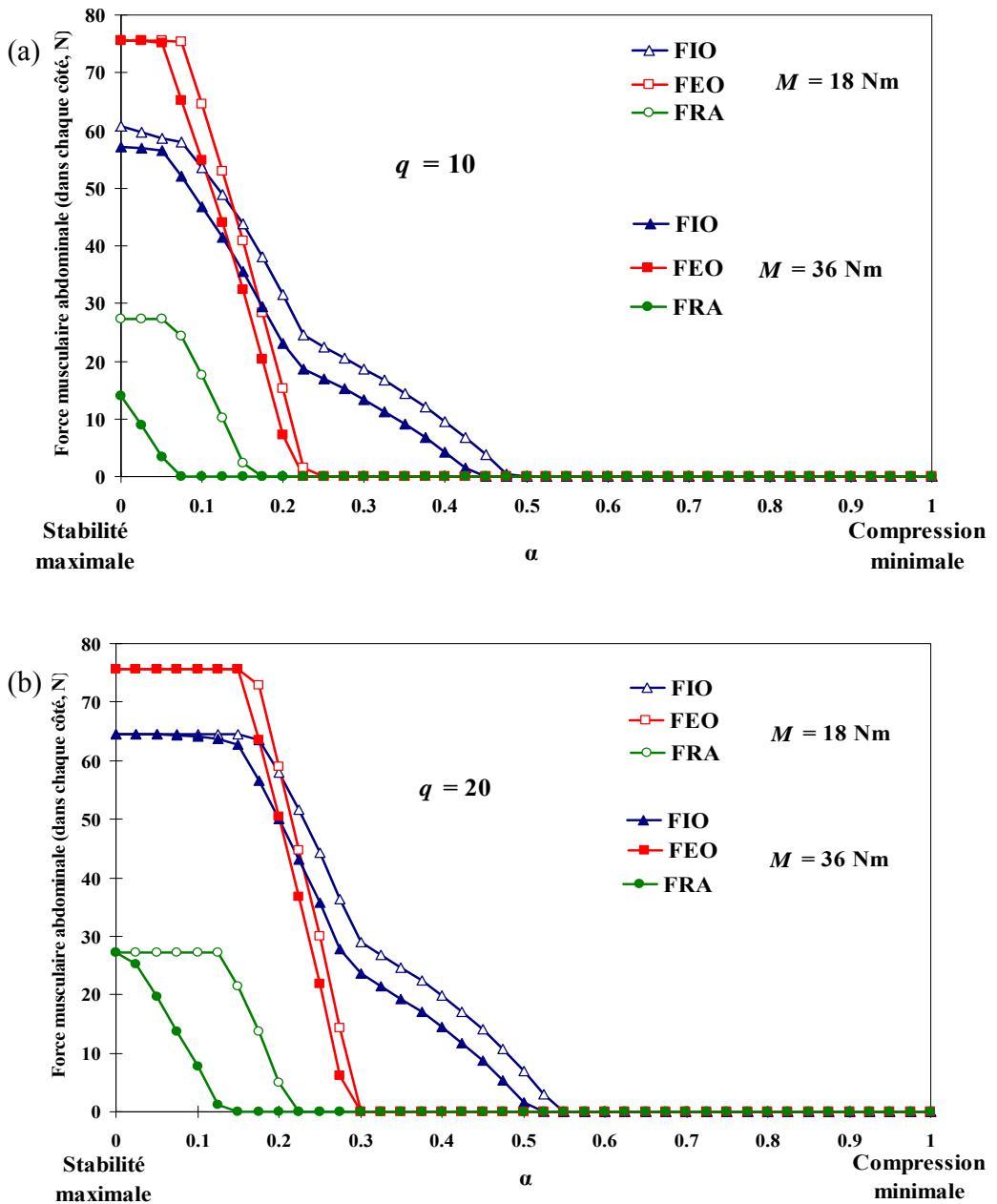


Figure 3.4: Les forces musculaires abdominale obtenues par minimisation de fonction objective F_{obj} avec ($\alpha \neq 0$ et $\beta \neq 1$), le coefficient de la rigidité musculaire pour (a) $q=10$ et pour (b) $q=20$.

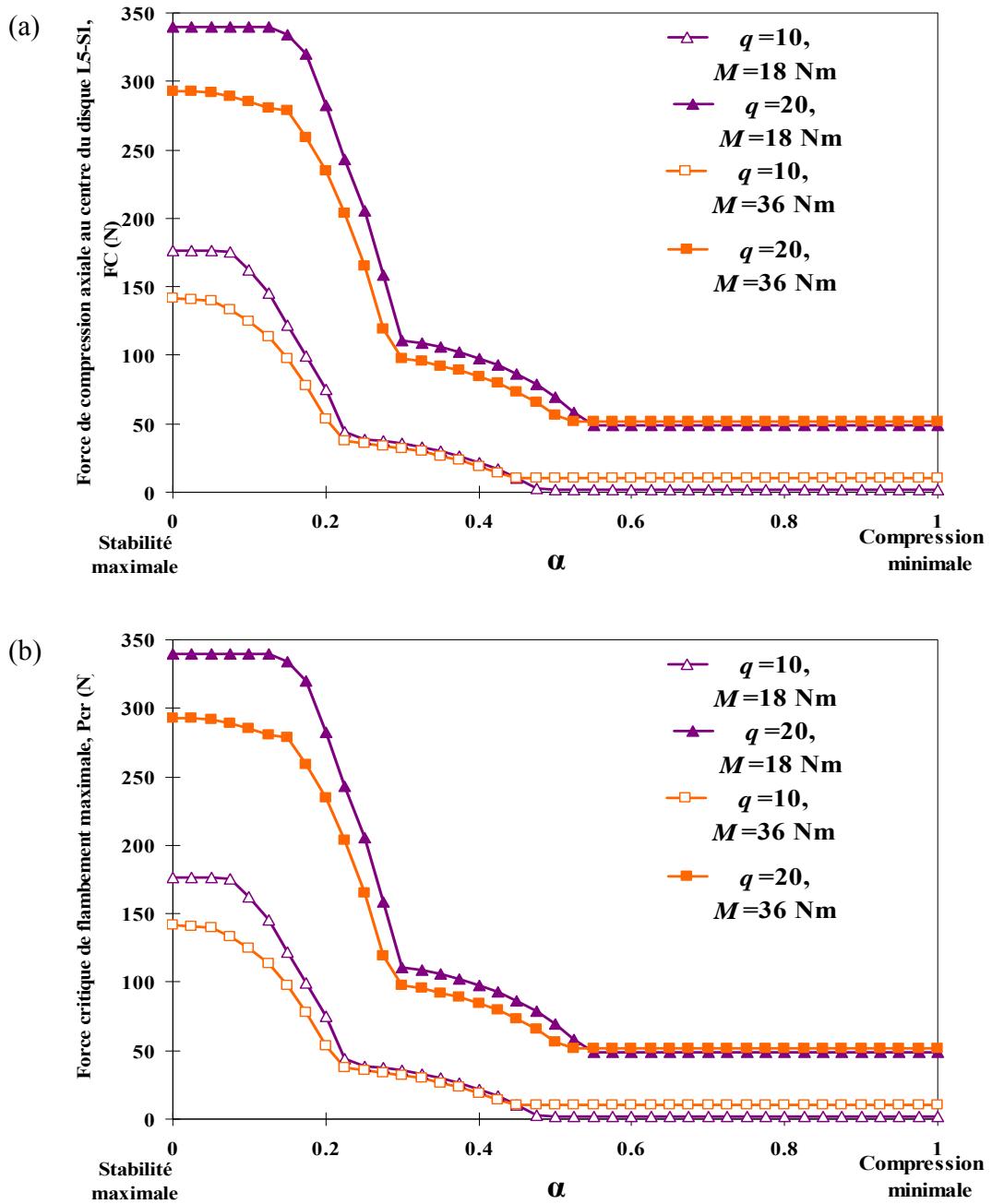


Figure 3.5: (a) Force critique maximale P_{cr} en fonction du coefficient de pondération α , (b) force de compression minimale en fonction de α .

3.2 Minimisation de la force objective en utilisant la méthode (*D*)

Après avoir calculé les forces musculaires abdominales par la méthode des éléments finis basée sur la cinématique et l'optimisation lagrangienne, les résultats obtenus ont été soumis à la procédure de régression afin de définir les expressions empiriques de P_{cr} et F_C . Durant cette dernière procédure et en raison des relations linéaires entre les forces musculaires abdominales ($F_{EO}=0.53*F_{IO}$ et $F_{RA}=0.32*F_{IO}$), on a estimé l'expression de F_C en fonction de la somme des forces musculaires abdominales ($S_F=F_{IO}+F_{EO}+F_{RA}$) et de moment externe M (Eq. 3.2) et l'expression P_{cr} en fonction du coefficient de rigidité musculaire q , du moment externe M et de la somme des forces musculaires S_F (Eq. 3.1).

$$\begin{aligned} P_{cr} = & C_0 + C_1 * S_F + C_2 * M + C_3 * q \\ & + C_4 * S_F^2 + C_5 * M^2 + C_6 * q^2 \\ & + C_7 * S_F * M + C_8 * S_F * q \\ & + C_9 * M * q \end{aligned} \quad (\text{Eq. 3.1})$$

$$F_C = D_0 + D_1 * S_F + D_2 * M. \quad (\text{Eq. 3.2})$$

où,

S_F : représente la somme des forces musculaires abdominales.

Les résultats obtenus par régression sont récapitulés dans le tableau 3.2. Les coefficients de détermination multiple R^2 montrent que le modèle de la force critique explique environ 97.83% de la variabilité des données de P_{cr} et 97.07% de celui de la force de compression. Les coefficients de détermination multiples ajustés *Adjusted R*² pour les deux expressions sont presque similaires de leurs coefficients de détermination multiples R^2 , ceci montre que tous les termes de l'équation polynomiale de P_{cr} et de l'équation linéaire de F_C sont significatifs dans la réponse. La faible valeur de l'erreur quadratique moyenne *RMSE* de chaque modèle indique que la prédiction de P_{cr} et F_C basée sur la régression représente précisément les résultats obtenus par la méthode des éléments finis. Les seuils critiques (*p-values*) obtenus par régression sont nuls

pour les deux modèles (tableau 3.1), ce qui montre que les coefficients de régression (Eq. 1.48 et 1.49) sont significatifs pour l'estimation de P_{cr} et F_C .

Tableau 3.2: Coefficients des forces P_{cr} et F_C obtenus par régression en utilisant la méthode (D).

Paramètres	Les coefficients de la régression	
	P_{cr}	F_C
Constants	$C_0 = -143.8528$	$D_0 = 873.6897$
S_F	$C_1 = 1.3136$	$D_1 = 4.3001$
M	$C_2 = 2.8228$	$D_2 = 27.0853$
q	$C_3 = 14.6856$	--
S_F^2	$C_4 = -0.0044$	--
M^2	$C_5 = -0.0558$	--
q^2	$C_6 = -0.2498$	--
$S_F * M$	$C_7 = -0.0172$	--
$S_F * q$	$C_8 = 0.0558$	--
$M * q$	$C_9 = -0.0089$	--
R^2	0.9783	0.9706
R^2 ajusté	0.9777	0.9704
$p\text{-value}$	0	0
$RMSE^{**}(N)$	13.6230	54.4832

Les forces musculaires abdominales calculées ne dépendent ni des moments externes M ni des coefficients de rigidité q . Leurs valeurs nécessaires pour calculer les forces critiques P_{cr} et celles de compression F_C (au niveau de $L5-S1$) dépendent uniquement de la somme de leurs moments et de leurs relations linéaires entre elles. La force du muscle IO représente 54% de la somme totale S_F (pour un seul côté), EO 29% et RA 17%. Ceci montre que les muscles abdominaux sont toujours actifs, si leur somme est supérieure à zéro. Par contre, dans la méthode précédente (B), on a trouvé que la minimisation de la force de compression active les muscles RA et EO après l'activation maximale du muscle IO (8% de sa force maximale permise du muscle

IO). La force de compression augmente considérablement, si les valeurs des moments externes augmentent (Fig. 3.6). Ce comportement a aussi été observé dans méthode (*B*).

Les coefficients C_i (tableau 3.1) obtenus par régression ont été utilisés dans l'équation 3.1 afin d'étudier l'effet du moment externe M et celui de coefficient q sur la stabilité de la colonne vertébrale. L'augmentation de la somme des forces musculaires abdominales S_F et du coefficient q conduit à l'augmentation de la force critique P_{cr} (Figs. 3.7 et 3.8) et par conséquent à l'augmentation de la stabilité du système. Quand le moment externe augmente durant les grandes coactivités musculaires, la stabilité du système se détériore et la force de compression F_C prend simultanément des valeurs très élevées (Fig. 3.6, 3.7 et 3.8). Ces résultats ont été aussi observés auparavant dans la méthode *B*.

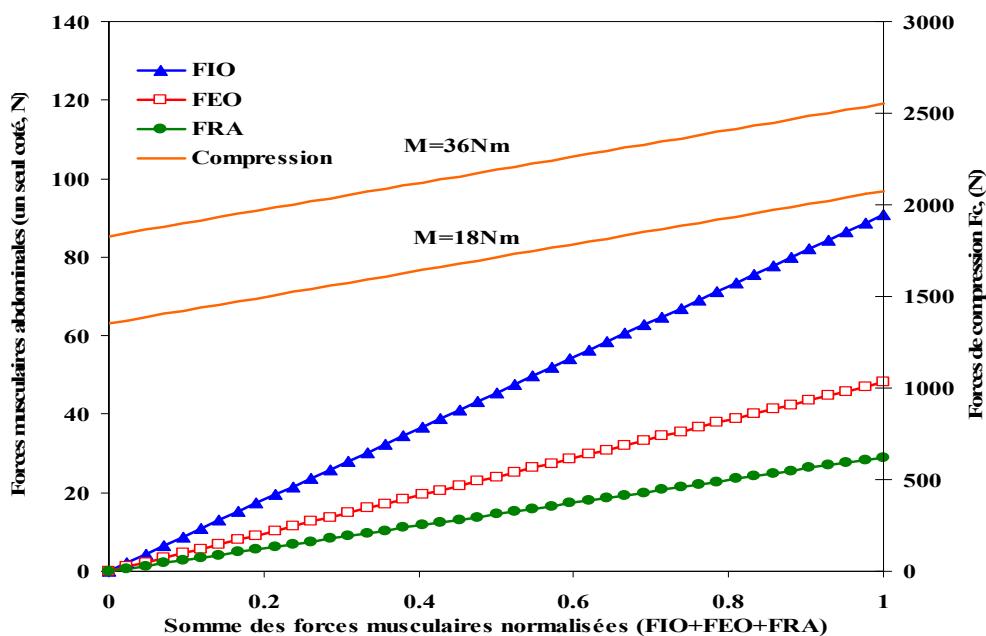


Figure 3.6: Les forces musculaires abdominales obtenues par la méthode (*D*) et leurs forces de compression associées F_C au centre du disque (L5-S1).

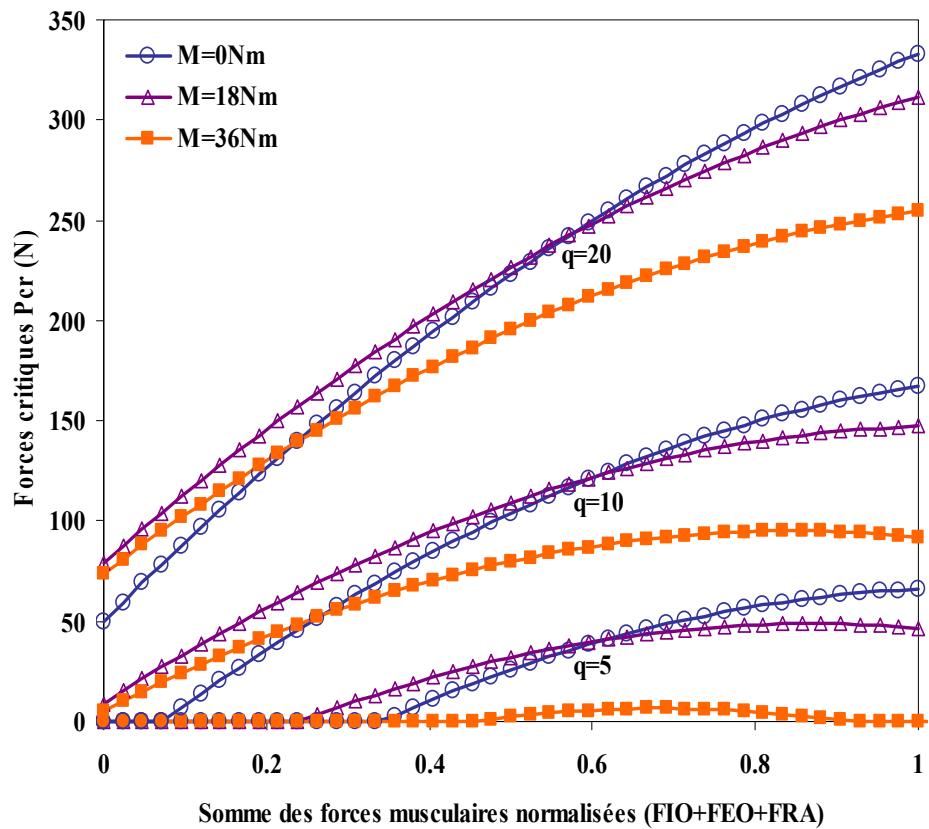


Figure 3.7: Forces critiques P_{cr} maximales obtenues par la méthode (D) en fonction des coefficients de la rigidité musculaire q et moments externes M .

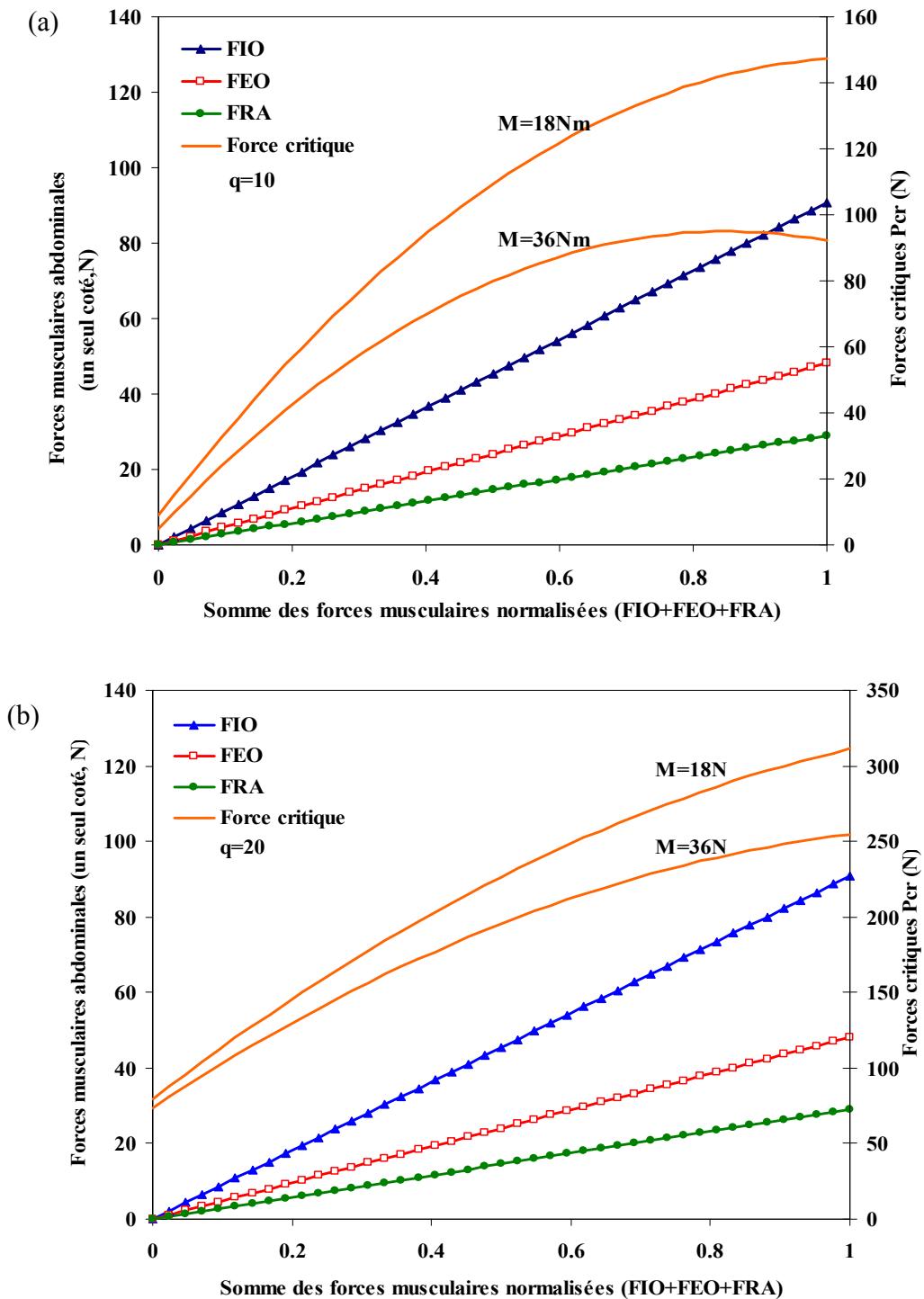


Figure 3.8: Forces musculaires abdominales obtenues par la méthode (D) et leurs forces critiques associées P_{cr} en fonction de moment externes M . Pour (a) $q=10$ et pour (b) $q=20$.

CHAPITRE IV: DISCUSSION

En général, les modèles biomécaniques basés sur une optimisation ne permettent pas de donner les valeurs des forces musculaires abdominales comparables aux mesures expérimentales d'*EMG* durant les tâches de levage, ce qui conduit à une sous-estimation des forces de compression spinale entre 16 et 19 % durant les efforts d'extension maximaux (Thelen et al. 1995). Et pour mieux comprendre l'effet des muscles abdominaux, les chercheurs préfèrent souvent prescrire les coactivités musculaires abdominales au lieu de les estimer (Hughes et al. 1995; Raikova 1999; Forster et al. 2004; Arjmand et al. 2008a). Afin d'estimer les forces des muscles extenseurs, les forces de compression et les forces critiques du flambement, on a proposé la solution *B* basée la méthode des éléments et l'optimisation lagrangienne en co-activant *à priori* les muscles abdominaux. Par la suite, un nouvel algorithme d'optimisation a été développé avec lequel on calcul les forces musculaires abdominales optimales qui maximisent la stabilité de la colonne vertébrale ou celles qui minimisent la compression au bas du dos, ou encore les forces musculaires abdominales qui maximisent la stabilité P_{cr} et minimisent en même temps la force de compression F_C en introduisant une nouvelle fonction objective $F_{obj} = \alpha * F_C - \beta * P_{cr}$. Une solution alternative *D* a aussi été développé dans cette étude et qui est portée sur la méthode des éléments finis et l'optimisation lagrangienne en minimisant la somme des contraintes des muscles extenseurs élevées à la puissance 3 et maximisant simultanément la somme des contraintes des muscles abdominaux élevées à la puissance 3. Une contrainte additionnelle qui fixe la somme des moments musculaires abdominaux a été introduite dans la procédure d'optimisation. Les expressions empiriques de la force F_C et P_{cr} ont été obtenues par régression en fonction de la somme des forces musculaires abdominales (F_{IO} , F_{EO} et F_{RA}), les moments externes (M) et le coefficient de la rigidité musculaire q .

À partir de résultats obtenus dans la solution *B* et leurs analyses, on peut supposer que le système nerveux central fait diminuer d'une manière légère la stabilité maximale du tronc durant les hautes coactivités musculaires et les charges externes élevées afin de minimiser le risque de blessure de la colonne vertébrale (Figs. 3.4 et 3.5). Cette nouvelle hypothèse est liée avec le choix du facteur de pondération α qui contrôle la stabilité du tronc et par conséquent la force de compression F_C .

Les hautes coactivités des muscles obliques (*IO* et *EO*) obtenues par les mesures d'*EMG* durant les tâches de levage (Cresswell 1993; de Looze et al., 1999; Ng et al., 2002; Essendrop and Schibye 2004; Silfies et al., 2005) confirment l'efficacité relative de ces muscles dans la méthode (*B*) en fournissant la stabilité maximale du tronc. Le muscle *IO* représente le muscle le plus efficace en minimisant la force de compression (Fig. 3.1) et en augmentant la stabilité du tronc si la somme des forces musculaires abdominales est inférieure à 50N (Fig. 3.2). Pour les sommes des forces musculaires S_F supérieures à 50N, le muscle *EO* représente le muscle le plus efficace en maximisant la stabilité du tronc (Fig. 3.3). Cependant, cette efficacité est accompagnée par une augmentation considérable des forces de compression sur la colonne vertébrale.

Dans la méthode (*D*), les forces musculaires abdominales sont liées entre elles par des relations linéaires et elles ne dépendent ni des moments externes M ni des coefficients de la rigidité musculaire q et le muscle *IO* est toujours le muscle le plus efficace ($F_{IO} > F_{EO} > F_{RA}$). Dans le cas où les coactivités musculaires et les charges externes sont très élevées, les forces de compression F_C augmentent (Fig. 3.6) et la stabilité du système diminue légèrement (Fig. 3.7).

4.1 Comparaison entre les résultats obtenus par la méthode (*B*) et (*D*)

Dans cette section, on va comparer les résultats obtenus par les deux méthodes (*B*) et (*D*). À cet effet, on a varié la somme S_F des forces musculaires abdominales normalisée de 0 à 1 (la somme maximale d'un seul côté est de 167.4N correspondant aux activités relatives de 8% des muscles abdominaux), le moment externe M (de 0 à 36Nm) et le coefficient de rigidité musculaire q (de 5 à 25). Pour la somme normalisée S_F supérieure à 0.67 (correspond à 112N) et peu importe les valeurs des moments externes, les forces de compression F_C obtenues par la méthode (*D*) sont toujours inférieures aux forces de compression de la méthode (*B*) (Fig. 4.1). En revanche, si cette somme (S_F) est inférieure à 0.67, les valeurs de F_C diminuent et la méthode (*B*) semble importante pour prédire les forces de compression (Fig. 4.1). Le muscle *IO* représente pour les deux méthodes le muscle le plus efficace en minimisant la compression spinale (Fig. 3.1 et 3.6). Dans le cas de la stabilité maximale du tronc ($\alpha=0$) et pour petites valeurs de la somme des forces musculaires abdominales, le muscle *IO* représente pour les deux méthodes (*B* et *D*), le

muscle le plus efficace en maximisant les forces critiques P_{cr} (Fig. 3.3a-b et 3.8). Pour les grandes valeurs de la somme des forces musculaires abdominales S_F , la méthode (*B*) permet d'estimer les forces musculaires abdominales optimales qui maximisent la stabilité du tronc (Fig. 4.2) et le muscle *EO* représente le muscle le plus actif (Fig. 3.3). Cependant, les grandes valeurs de S_F conduisent à des forces de compressions très élevées (Figs. 3.1, 3.4 et 3.5a), et par conséquent, à une augmentation du risque de blessure au bas du dos.

Dans l'étape suivante, on compare les deux méthodes *B* et *D* en minimisant la fonction objective F_{obj} (pour le cas $\alpha = \beta$, $F_{obj} = F_C - P_{cr}$). Pour la somme des forces musculaires abdominales S_F supérieure à 76N (correspondant à 0.45 de la somme normalisée), la méthode (*D*) offre la meilleure solution qui minimise F_{obj} (Fig. 4.3) quelles que soient les valeurs de q et de M . Dans le cas, où la somme des forces musculaires abdominales S_F est inférieure à 76N, la solution *B* est la solution la plus optimale pour avoir la stabilité maximale et les forces de compression minimale (Fig. 4.3).

En conclusion, la méthode (*D*) a permis de prédire les coactivités abdominales optimales qui minimisent les forces de compression F_C ($\alpha = 1$) durant les grandes coactivités musculaires en diminuant légèrement la stabilité maximale de la colonne vertébrale par rapport à la méthode *B*. Pour les petites coactivités abdominales, cette méthode maximise la stabilité du tronc. Ceci permet de supposer que le système nerveux central cherche à minimiser le risque des blessures spinales avant de maximiser la stabilité du tronc. Le muscle *IO* ($F_{IO} > F_{EO} > F_{RA}$) représente le muscle le plus efficace en offrant un compromis entre la compression spinale et la stabilité de la colonne vertébrale. Cette efficacité est basée sur les grands bras de levier que possède ce muscle dans le plan sagittal et frontal par rapport à *T12*. Les muscles *EO* et *RA* possèdent des petits bras de levier, respectivement, dans le plan sagittal et frontal.

Pour la méthode (*B*), le muscle *EO* représente le muscle le plus efficace qui maximise la stabilité durant les hautes coactivités musculaires abdominales et dans ce cas, c'est le muscle *IO* qui contribue efficacement à minimiser la compression spinale. Et enfin, cette méthode permet aussi de prédire les forces musculaires abdominales optimales qui maximisent la stabilité et

minimise en même temps la compression en choisissant le coefficient de pondération α (Eq. 1.50).

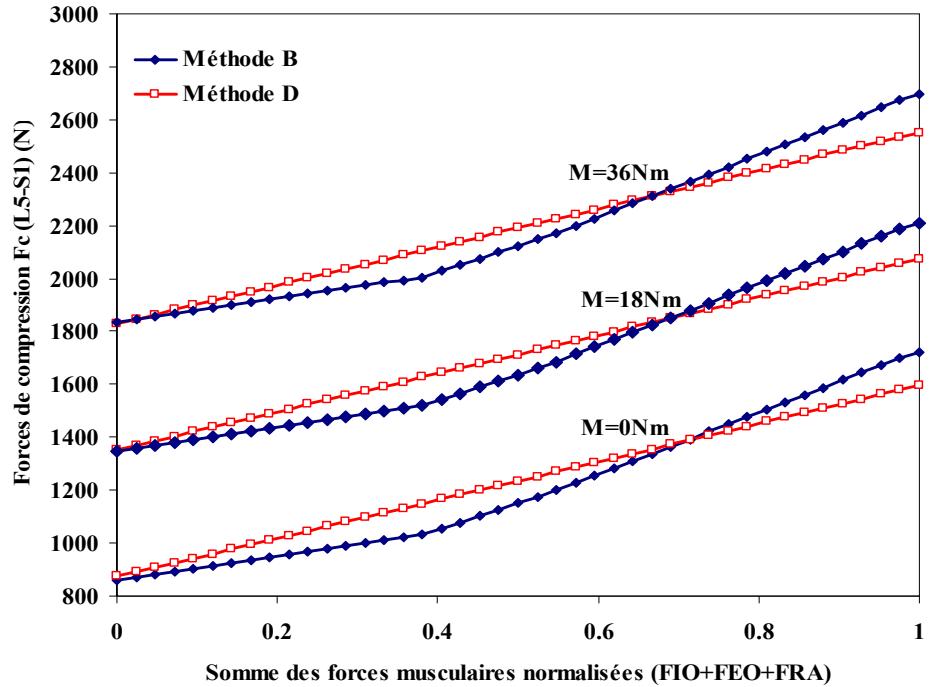


Figure 4.1: Comparaison entre les forces de compression obtenues par la méthode (B) et (D).

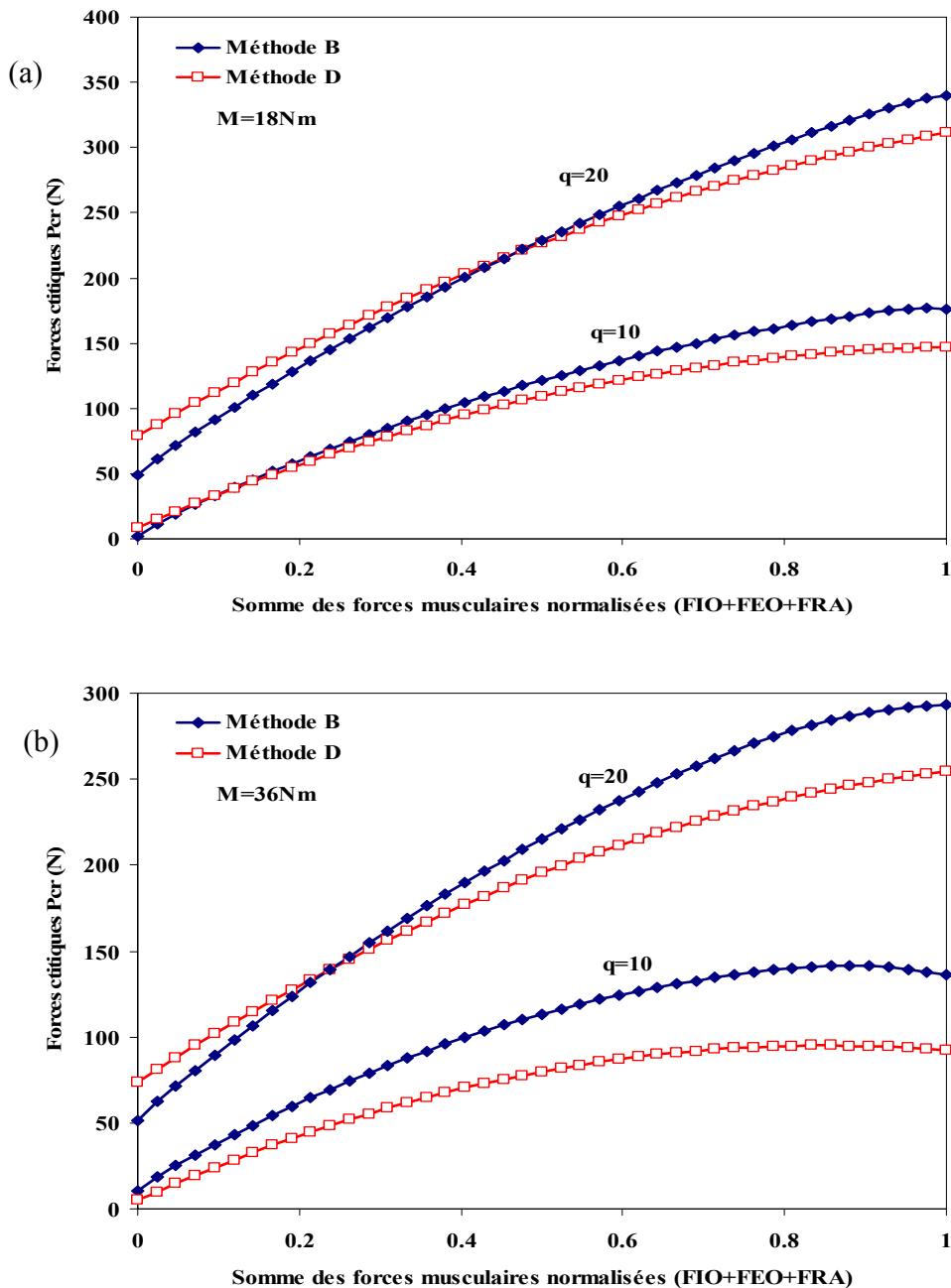


Figure 4.2: Comparaison entre les forces critiques du flambement obtenues par la méthode (*B*) et (*D*), pour (a) le moment externe $M=18$ et pour (b) $M=36$.

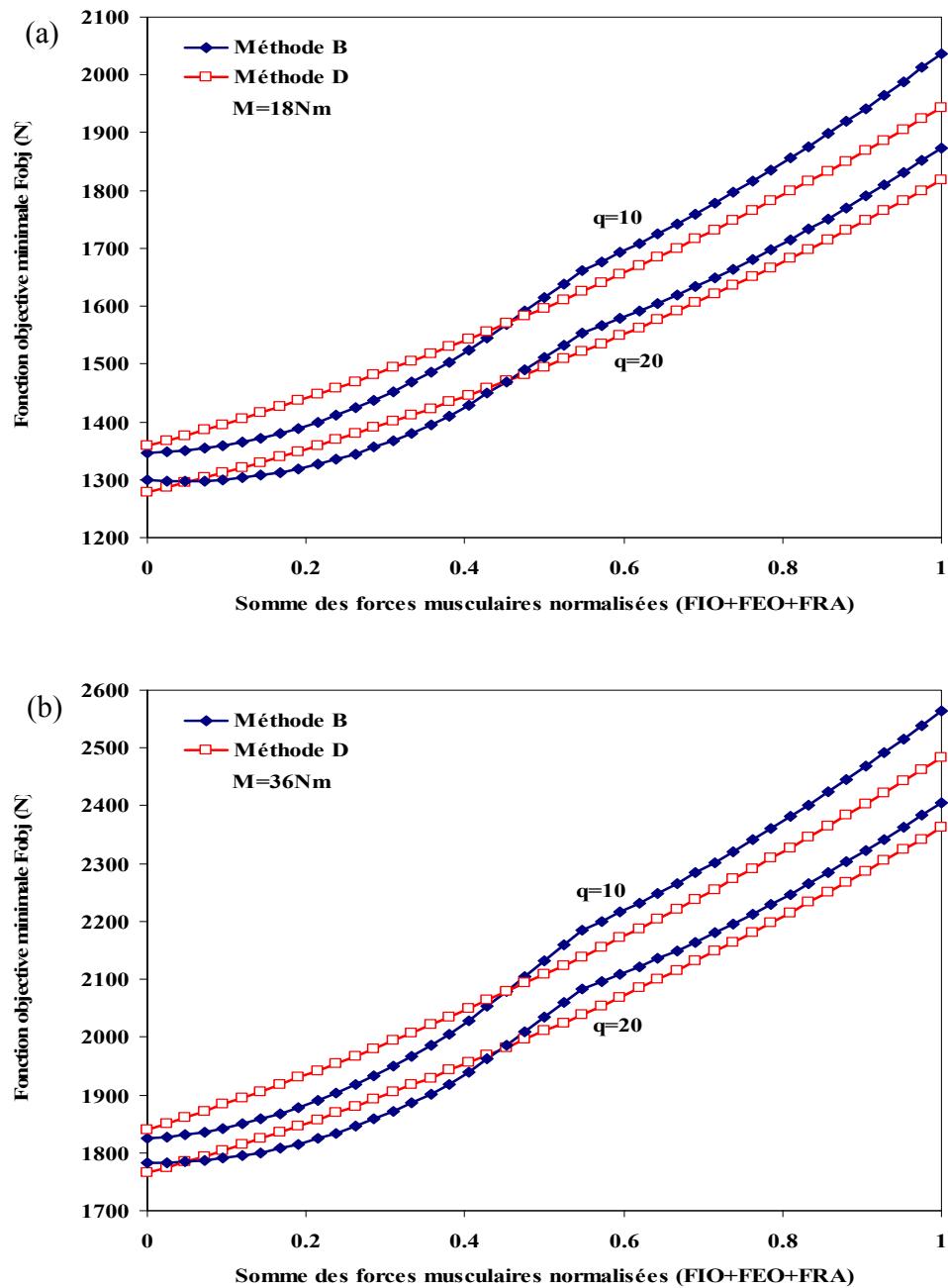


Figure 4.3: Comparaison entre les fonctions objectives minimales obtenues par la méthode (B) et (D), (a) le moment externe $M=18$, (b) $M=36$.

4.2 Evaluation et Limitations du modèle

En modélisation de la colonne vertébrale en posture debout droite par la méthode des éléments finis, les lignes d'action des muscles du tronc sont considérées comme des lignes droites qui attachent le pelvis avec les vertèbres supérieures ou le thorax. Cependant, pour les activités quotidiennes de grandes flexions sagittales, il est nécessaire de tenir compte du phénomène d'emballage des muscles extenseurs autour des vertèbres (Arjmand et al. 2006). Les muscles *Latissimus dorsi*, *Lumbodorsal fascia*, *Intersegmental-Multisegmental* et *Transverse abdominis (TA)* et la pression intra-abdominale (*intra-abdominal pressure, IAP*) ne sont pas considérés dans cette étude. Le muscle *Latissimus dorsi* produit un moment d'extension via *Lumbodorsal fascia*, cependant, sa contribution est moins importante durant les tâches de levage (McGill and Norman 1988 ; Bogduk et al. 1998), et son rôle associé à la stabilité de la colonne vertébrale est négligeable (Bergmark 1989). Le rôle de déchargement et de stabilisation de la pression intra-abdominale (*IAP*) avec la coactivité du muscle *TA* ont été examinés dans les études antécédentes (Arjmand et Shirazi-Adl 2006b), où la pression intra-abdominale (*IAP*) a un effet de déchargement négligeable.

Les grandes valeurs des coefficients de détermination multiple R^2 et R^2 -ajusté et les faibles valeurs de l'erreur quadratique moyenne *RMSE* indiquent que la prédiction de P_{cr} et F_C basée sur la régression pour les deux méthodes (*B*) et (*D*) représente adéquatement les résultats obtenus par la méthode des éléments finis. En cas d'absence des coactivités musculaires abdominales ($F_{IO}=F_{EO}=F_{RA}=0N$) et du moment externe ($M=0Nm$), les deux méthodes (*B*) et (*D*) prédisent une force de compression de 861N et 873N respectivement. Ces deux forces de compression sont en accord avec la force de compression $F_C=847N$ calculée par la méthode des éléments finis. Cette force (F_C) est associée aux charges de gravité et aux activités des muscles extenseurs. Dans ce cas, la colonne vertébrale devient instable ($P_{cr}<0$), si le coefficient de la rigidité musculaire est inférieure à 15.

Les muscles abdominaux (*IO*, *EO* et *RA*) sont représentés chacun par un fascicule à chaque côté. La considération de plusieurs fascicules pour les muscles obliques (*EO* et *IO*) a des effets négligeables sur la prédiction des charges spinales et la stabilité du tronc durant les tâches de

levage symétriques (Davis et Mirka 2000; Arjmand et al. 2008a). L'anatomie des muscles du tronc et les propriétés passives de la colonne vertébrale basées sur les mesures *in vivo* et *in vitro* ont été prises de la littérature. Un changement de ces données influence les résultats de la méthode des éléments finis basée sur la cinématique. La cinématique de la colonne vertébrale et les centres de gravité de la tête, du tronc et des mains demeurent inchangées sous les différentes conditions de chargement considérées dans cette étude. La valeur de 0.6MPa qui représente la contrainte musculaire maximale permise (McGill et Norman 1986). La limite supérieure de 8% de la force maximale de chaque muscle abdominal (0.6MPa*PCSA) a été considéré *à priori* dans la présente étude. Les plus grandes coactivités musculaires abdominales détériorent la stabilité du tronc (Arjmand et al. 2008a). Pour chaque variable, on a choisis cinq niveaux d'*Input* (tableau 3.1 et 3.2). Il est certain que l'augmentation du nombre de niveau des variables améliore la précision des coefficients de régression (Eq. 1.48, 1.49, 3.1 et 3.2), mais, ceci conduit à un nombre très élevé de simulations par la méthode des éléments finis. Dans notre cas, le nombre de simulations était 3125. La minimisation de la somme des contraintes cubiques des muscles extenseurs a été utilisée pour minimiser le taux de la fatigue de ces muscles (Crowninshield et Brand 1981).

4.3 Application de la méthode *B*

Pour calculer les coactivités optimales des muscles abdominaux qui minimisent la fonction objective F_{obj} (Eq. 1.50), on a proposé le cas, où le moment externe est de 27Nm (correspond à 9Kg dans les mains) et le coefficient de la rigidité musculaire q égale à 9. En absence des coactivités musculaires abdominales ($F_{IO}=F_{EO}=F_{RA}=0N$), la colonne vertébrale devient instable, si le coefficient de la rigidité musculaire est inférieure à 9. Dans ce cas, le coefficient q est appelée coefficient critique de la rigidité musculaire (q_c). Ce coefficient dépend du moment externe M et des coactivités musculaires abdominales. Les résultats obtenus, pour $q=9$ et $\alpha=1$ (Fig. 4.4), montrent que la méthode *B* minimise la force F_C sans co-activer les forces musculaires abdominales. Si on pose $\alpha=0$, les forces musculaires atteignent leurs valeurs maximales et par la suite maximisent la stabilité du tronc (P_{cr}). Pour le cas où $\alpha \geq 0.45$, la marge de la stabilité demeure inchangée et sans aucune coactivité musculaire abdominale. Si α diminue de 0.45 à 0.25, le muscle *IO* devient actif et fait augmenter légèrement la stabilité du

tronc P_{cr} et la compression spinale F_C . Pour $\alpha < 0.1$, la force critique du flambement maximale P_{cr} demeure presque inchangée malgré l'augmentation des coactivités musculaires. Donc, pour atteindre la stabilité maximale du tronc, il suffit de choisir $\alpha \approx 0.1$ et dans ce cas les forces musculaires diminuent et par la suite la force de compression F_C .

Pour $\alpha = 0.15$, les forces musculaires abdominales F_{RA} , F_{EO} et F_{IO} sont, respectivement, 0, 31 et 36N (correspondant à 0, 3.2 et 4.5% coactivité). Si α diminue et atteigne la valeur 0.1, les forces musculaires augmentent leurs valeurs, respectivement, à 1, 53 et 47N (0.3, 5.6, 5.9% coactivité). Si on introduit les coactivités musculaires correspondant à $\alpha = 0.15$ dans l'équation (Eq. 1.48), la valeur critique de la rigidité musculaire q_c devient 2.2 et si $\alpha = 0.1$, q_c diminue et atteint 1.5. Cette diminution de la valeur critique de q_c explique l'augmentation de la stabilité de la colonne vertébrale. Autrement dit, la valeur de P_{cr} augmente de 0 à 90N pour $\alpha = 0.15$, et de 0 à 113N pour $\alpha = 0.1$. Pour la force de compression F_C , on a aussi observé l'augmentation de ces valeurs, si α diminue. Cette force augmente de 1600 à 1900N pour $\alpha = 0.15$ et de 1600 à 2100N pour $\alpha = 0.1$. Les forces musculaires abdominales obtenues sont qualitativement en accords avec les mesures *in vivo* qui ont indiqué les grandes valeurs des forces musculaires obliques (*IO* et *EO*) par rapport au muscle *RA* (Cresswell 1993 ; de Looze et al. 1999 ; Ng et al. 2002 ; Essendrop et Schibye 2004 ; Silfies et al. 2005).

Une méthode alternative basée sur la contrainte de la marge de stabilité ($P_{cr}=0$) (Brown et Potvin 2005) a été utilisée dans la présente étude pour calculer la valeur critique de la rigidité musculaire q_c en posant $P_{cr}=0$ dans l'équation (Eq. 1.48). La contrainte $P_{cr}=0$ a été considérée dans la minimisation de la force de compression F_C en posant $q_c=9$ et le moment externe $M=27\text{Nm}$. La force de compression minimale F_C obtenue n'est associée à aucune force musculaire abdominale ($F_{RA}=F_{EO}=F_{IO}=0$). Pour $\alpha = 0.15$ et $q_c = 2.2$, les forces musculaires (*RA*, *EO* et *IO*) augmentent et atteignent respectivement 0, 30 et 33N (Fig. 4.4). Si on augmente la valeur q_c de 2.2 à 4.5 ou de 2.2 à 6, les forces musculaires estimées en ajoutant la contrainte ($P_{cr}=0$) représentent adéquatement les forces musculaires abdominales calculées dans la méthode *B* (Fig. 4.4).

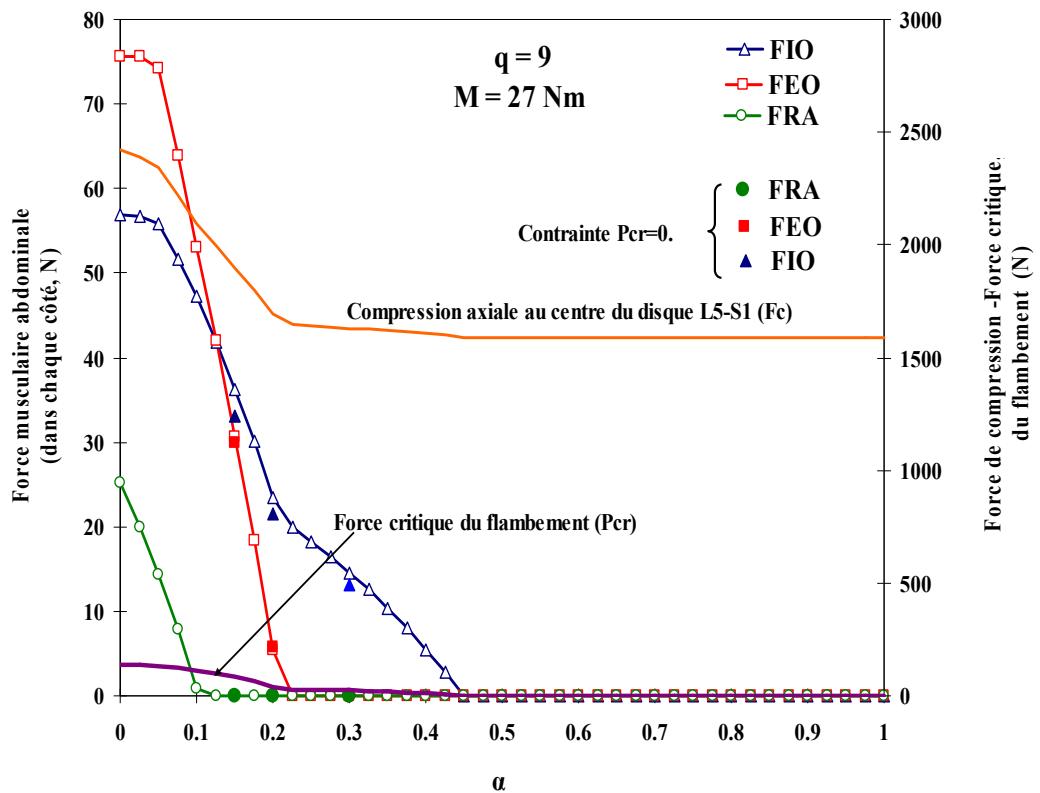


Figure 4.4: Prédiction des forces musculaires, de la force de compression F_c et du flambement P_{cr} .

CONCLUSIONS

Dans la présente étude, on a proposé deux nouvelles méthodes appelées *B* et *D* qui consistent à déterminer les forces musculaires par la méthode d'optimisation lagrangienne en utilisant le modèle non linéaire des éléments finis basé sur la cinématique. Les expressions empiriques de F_C et P_{cr} ont été développée par la méthode de régression. Les analyses des coefficients de régression ont montré que les expressions de P_{cr} et F_C représentent adéquatement les résultats des éléments finis. En se basant sur la méthode *B*, les forces musculaires abdominales optimales ont été obtenues en minimisant une nouvelle fonction objective $F_{obj} = \alpha * F_C - \beta * P_{cr}$. En revanche, la méthode *D* a permis de prédire directement les forces musculaires optimales qui minimisent la force de compression F_C et maximisent simultanément la force critique du flambement P_{cr} .

Dans le cas de la méthode *B*, si on pose les coefficients de pondération $\alpha = 1$ et $\beta = 0$, alors, la minimisation de la fonction objective F_{obj} permet de prédire la force de compression minimale. Cette force minimale augmente considérablement avec le moment externe et la somme des forces musculaires abdominales et ne dépend pas du coefficient de la rigidité musculaire q et le muscle *IO* représente le muscle le plus efficace qui minimise la force de compression F_C . Mais, si on pose $\alpha = 0$ et $\beta = 1$, alors, on maximise uniquement la stabilité du tronc (P_{cr}). Dans ce cas, le muscle *EO* représente le muscle le plus efficace, si la somme des forces musculaires abdominales S_F est supérieure à 50N, quelles que soient les valeurs du moment externe M et du coefficient q . Par contre, si S_F est inférieur à 50N, le muscle *IO* devient le plus efficace. La force critique maximale P_{cr} augmente considérablement avec le coefficient de la rigidité q et le moment externe M . Durant les grandes coactivités musculaires abdominales, la stabilité du tronc se détériore, si on augmente le moment externe. Pour $\alpha \neq 0$ et $\beta \neq 0$ la minimisation de la fonction objective F_{obj} permet de prédire les forces musculaires optimales qui maximisent la stabilité du tronc et minimisent simultanément la compression au centre du disque *L5-S1*. La contribution du muscle *RA* pour minimiser la force de compression et maximiser la stabilité du tronc reste moins efficace, quelles que soient les valeurs de M et de q .

La méthode *D* consiste à prédire directement les forces musculaires abdominales optimales qui maximisent la stabilité de la colonne vertébrale et minimisent simultanément la compression

au centre du disque *L5-S1* en utilisant la méthode d'optimisation lagrangienne qui minimise la somme des contraintes cubiques des muscles extenseurs et maximise la somme des contraintes cubiques pour les muscles abdominaux et en tenant compte de la somme des moments abdominaux dans les équations des contraintes. Les forces des muscles abdominaux sont liées entre elles par des relations linéaires (Eqs. 1.32 et 1.33) et ne dépendent ni du moment externe M ni du coefficient de la rigidité musculaire q . Dans cette méthode, le muscle *IO* représente toujours le muscle le plus efficace par rapport au muscle *EO* et *RA* quelles que soient les valeurs du moment externe et du coefficient de la rigidité musculaire q .

Pour $\alpha = 1$ et $\beta = 0$ et durant les grandes valeurs des coactivités musculaires, la méthode *D* permet de prédire les forces de compression minimales en comparaison avec la méthode *B*. Ces compressions sont accompagnées avec une légère diminution de la stabilité maximale P_{cr} . Pour les petites coactivités musculaires, la méthode *B* donne les forces de compression minimales et la méthode *D* les forces critiques du flambement maximales.

Dans le cas, où $\alpha = \beta$, la méthode *D* offre la solution optimale qui minimise la fonction objective F_{obj} durant les grandes coactivités musculaires et la méthode *B* durant les petites coactivités musculaires. Pour les deux cas, le muscle *IO* est le plus efficace par rapport au *EO* et *RA*. La prédiction des forces musculaires optimales par la méthode *D* permet de supposer que le système nerveux central (*CNS*) cherche à diminuer le risque des blessures au bas du dos en minimisant les forces de compression au centre du disque *L5-S1* par une légère réduction de la stabilité de la colonne vertébrale.

RÉFÉRENCE

- Andersson EA, Oddsson LI, Grundström H, Nilsson J, Thorstensson A..1996. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. Clinical Biomechanics, 11, 392-400.
- Arjmand N. 2006. Computational biomechanics of the human spine in static lifting tasks. PhD thesis, Polytechnique, Montreal, Quebec.
- Arjmand N, Shirazi-Adl A. 2005. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine.30:2637-2648.
- Arjmand N, Shirazi-Adl A. 2006a. Model and *in vivo* studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. J Biomech. 39:510-521.
- Arjmand N. Shirazi-Adl A. 2006b. Sensitivity of kinematics-based model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. Med Eng Phys. 28:504-514.
- Arjmand N, Shirazi-Adl. A. 2006. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. Eur Spine J. 15:1265-1275
- Arjmand N, Shirazi-Adl. A, Bazrgari B. 2006. Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. Clin Biomech. 21:668-675.
- Arjmand N, Shirazi-Adl. A, Parnianpour M. 2007. Trunk biomechanical models based on equilibrium at a single-level violate equilibrium at other levels. Eur Spine J. 16:701-709.
- Arjmand N, Shirazi-Adl. A, Parnianpour M. 2008a. Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 11:291-299

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

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

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

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

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

Brown SH, Potvin JR. 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. 38:745-754.

Cholewicki J, McGill SM. 1995. Relationship between muscle force and stiffness in the whole mammalian muscle: a simulation study. J Biomech Eng. 117, 339-42.

Cholewicki J, McGill SM. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: mplications for injury and chronic low back pain. Clin Biomech. 11:1–15.

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

Crisco III, JJ. Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine,1991. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. Spine, 16, 793-9.

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

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

Daggfeldt, K. Thorstensson A. 2003. The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine. *J Biomechanics,* 36:815-25.

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

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

El-Bohy AA, Yang KH, King AI. 1989. Experimental verification of facet load transmission by direct measurement of facet lamina contact pressure.

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

El-Rich M, Shirazi-Adl A, Arjmand N. 2004. Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: combined model and in vivo studies. *Spine,* 29:2633-42.

El-Rich M. 2005. Modelisation de la colonne vertébrale thoraco-lombaire en position neutre debout : distribution des charges et analyses de stabilité, PhD thèse, Polytechnique, Montreal, Quebec.

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

Forster E, Simon U, Augat P, Claes L. 2004. Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction. *J Biomech.* 37:577–581.

Frymoyer JW, Pope MR, Clements JR, Wilder DG, MacPherson B, Ashikaga T. 1983. Risk factors in low-back pain. An epidemiological study. *fflJS* 65-A:213-218.

Frymoyer JW, Cats-Baril WL. 1991. An overview of the incidences and costs of low back pain. *Orthop Clin North Am.* 22:263-71.

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* 16:359-72.

Gardner-Morse M, Stokes IAF, Laible JP. 1995. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *J Orthop Res.* 13:802–808.

Gielen CC, van Zuylen EJ. 1986. Coordination of arm muscles during flexion and supination: application of tensor analysis approach. *Neuroscience*, 17,527-539.

Granata K.P., Marras W.S. 1995. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *J Biomech.* 28:1309-17.

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

Granata KP, Lee PE, Franklin TC. 2005. Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clin Biomech.* 20:1029–1037.

Han J.S. Goel. V.K. Kumar S. 1991. A non-linear optimization force model of the lumbar spine. *Int. J. Industrial Ergonomics*, 8, 289-301

Hoogendoorn WE, Bongers PM, de Vet HC, Douwes M, Koes BW, Miedema MC, Ariens GA, Bouter LM. 2000. Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study. *Spine*. 25:3087–3092.

Hughes, R.E. Chaffin D.B. Lavendfr, S.A. Andersson G.B.1994. Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography. *Journal of Orthopedic*, 12,689-698

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

Kiefer A, Shirazi-Adl A, Parnianpour M.1997; Stability of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J*.6, 45-53.

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

Lavender SA, Tsuang YH, Andersson GB, Hafezi A, Shin CC. 1992. Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. *J Orthop* 10,691-700.

Liu Y.K. Cramer H. Rosenberg D.U. 1973. A distribution parameter model of inertially loaded human spine: a finite difference solution. Rept. No. AMRL-TR-73-65. Aerospace Med. Res. Lab. Wright-Patterson ApB, 1-41.

Lucas D.B. Bresler B. 1961. Stability of the ligamentous spine. Biomechanics Laboratory, University of California at Berkeley, 1-41.

Nachemson A. Morris JM.1964. In vivo measurements of intradiscal pressure.J Bone Joint Surg, 46, 1077-92.

Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Fathallah FA, Ferguson SA, Allread WG, Rajulu SL. 1995. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*. 38:377–410.

Marras WS, Parakkat J, Chany AM, Yang G, Burr D, Lavender SA. 2006. Spine loading as a function of lift frequency, exposure duration, and work experience. *Clin Biomech*. 21:345–352.

McGill SM, Norman RW. 1986. Partitioning of the L4–L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine*. 11:666–678.

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

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

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

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

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

Panjabi et al. 1989. How does posture affect coupling in the lumbar spine? *Spine*, 14, 1002-1011.

Panjabi MM. 1992. The stabilizing system of the spine. Part II. Neural zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5,390-397

Parnianpour M. Engin A.E. 1994. A more quantitative approach to classification of impairments, disabilities and handicaps. *J. Rheum. Med. Rehab.*, 5,52-64.

Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Wang J.L, Wilke H.J, Sparto P. 1996. A novel approach to quantify strength and spinal loading using optimization models. *Engineering Systems Design and Analysis-ASME*, 5 63-67

Parnianpour M, Wang JL, Shirazi-Adl A, Sparto P, Wilke HJ. 1997. The effect of variations in trunk models in predicting muscle strength and spinal loads. *J Musculoskeletal Res.* 1:55–69.

Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. 1999. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine* 24,1003-9.

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

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

Pop D.G. 2001. Analyse non linéaire par éléments finis du système actif passif de la colonne vertébrale humaine. Mémoire de maîtrise M.Sc.A., Génie mécanique, École polytechnique Montréal, Quebec.

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

Raikova RT, Prilutsky BI. 2002. 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.

Reeves NP, Cholewicki J. 2003. Modeling the human lumbar spine for assessing spinal loads, stability, and risk of injury. *Crit Rev Biomed Eng.* 31:73–139.

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

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

Seireg A, Arvikar RJ. 1973. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculoskeletal system. *J Biomech.* 6:313–326.

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.

Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. 1986a; Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine.* 11:914-927.

Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. 1986b. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech.* 19:331-50.

Shirazi-Adl A, Parnianpour M. 1993. Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression. On mechanisms affecting the postural stability. *Spine*,18:147-58.

Shirazi-Adl A. 1994a. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine.*19:2407-14.

Shirazi-Adl A.1994b. Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion--mechanics of facet articulation. *J Biomech.* 27:289-99.

Shirazi-Adl A. Parnianpour M. 1996a. Stabilizing role of moments and pelvis rotation on the human spine in compression. *J. Biomech. Eng.* 118, 26-31.

Shirazi-Adl A, Parnianpour M. 1996b. Role of posture in mechanics of the lumbar spine- Lumbar curvature in lifting. *J. Spinal Disord.*, 12, 436-447

Shirazi-Adl A, Sadouk S, Parnianpour M, Pop D, El-Rich M. 2002. Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. *Eur Spine J.* 11:519-526.

Shirazi-Adl A. 2006. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. *J Biomech.* 39:267-75.

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

Sparto PJ, Parnianpour M, Marras WS, Granata KP, Reinsel TE, 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* 23:423-9.

Sparto PJ, Parnianpour M, 1998. Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. *Spine* 23:2563-73.

Stockes I.A. Gardner-Morse M. 1998. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J.Biomechanics*, 32, 311-316

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

Stokes IA, Gardner-Morse M. 2001. Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *J Biomech.* 34:733–740.

Stokes IA, Gardner-Morse M. 2003. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *J Electromyogr Kinesiol.* 13:397-402.

Takashima ST, Singh SP, Haderspeck KA, Schultz AB. 1979. A model for semi-quantitative studies of muscle actions. *J Biomech.* 12:929-39.

Thelen DG, Schultz AB, Ashton-Miller JA. 1995. Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. *J Orthop Res.* 13:390–398.

van Dieen JH, Kingma I. 2005. Effects of antagonistic cocontraction on differences between electromyography based and optimization based estimates of spinal forces. *Ergonomics.* 48:411–426.

van Dieen JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM. 1999. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clin Biomech.* 14:685–696.

Wilke HJ, Claes L, Schmitt H, Wolf S. 1994. A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. *Eur Spine J.* 3:91-97.

Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE.. 1999. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24:755-762.

Wilke H, Neef P, Hinz B, Seidel H, Claes L. 2001. Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models. *Clin Biomech* 16, S111-26.

Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T. 1989. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 14:1256-60