



HAL
open science

Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc: relation entre musculature, troubles posturaux et surcharges vertébrales

Vincent Pomero

► To cite this version:

Vincent Pomero. Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc: relation entre musculature, troubles posturaux et surcharges vertébrales. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2002. English. NNT : 2002ENAM0005 . pastel-00001002

HAL Id: pastel-00001002

<https://pastel.hal.science/pastel-00001002>

Submitted on 27 Jan 2005

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Centre de Paris

THÈSE

présentée pour obtenir le grade de

DOCTEUR

DE

L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS

SPÉCIALITÉ : MÉCANIQUE

Par

Vincent POMERO

**MODELISATION GEOMETRIQUE ET MECANIQUE DES
MUSCLES DU TRONC
RELATION ENTRE MUSCULATURE, TROUBLES POSTURAUX
ET SURCHARGES VERTEBRALES**

Soutenue le 25 mars 2002, devant le jury d'examen :

Mme.	L. CHEZE	Maître de conférence, HDR, MECAL, Univ. Lyon I, Lyon :	Rapporteur
Mme.	C. MARQUE,	Professeur des universités, UMR CNRS 6600 UTC, Compiègne :	Rapporteur
M.	J. DUBOUSSET,	Professeur des universités, Hôpital S ¹ Vincent de Paul, Paris	
M.	J.-P. HAUTIER,	Professeur des universités, ENSAM, Paris	
M.	F. LAVASTE,	Professeur des universités, LBM ENSAM, Paris	
M.	B. LAVIGNOLE,	Docteur en médecine, CHU Pellegrin, Bordeaux	
Mme	W. SKALLI,	Professeur des universités, LBM ENSAM Paris	
M.	J.-M. VITAL,	Professeur des universités, CHU Pellegrin, Bordeaux	

Je tiens à présenter ici mes remerciements :

A Monsieur le Professeur François Lavaste, Directeur du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, pour son accueil et les conseils qu'il m'a prodigués. Qu'il en soit ici chaleureusement remercié.

A Madame le Professeur Wafa Skalli, qui m'a fait l'honneur de diriger cette thèse. Ses qualités scientifiques et humaines, la confiance qu'elle m'a témoignée et la liberté d'approche qu'elle m'a permis lors de cette étude ont été des moteurs indispensables de ce travail. Qu'elle trouve ici ma très profonde gratitude, ma sympathie et mon profond respect.

A Monsieur le Professeur Jean-Marc Vital, responsable de l'Unité de Pathologie Rachidienne et du service de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Locomoteur du CHU Pellegrin à Bordeaux, co-directeur de ce travail. L'intérêt qu'il porta à ce travail, sa disponibilité (et celle de toute son équipe) lors des campagnes de mesure dans son service, et ses encouragements, permirent de mener à bien ce travail. Qu'il reçoive ici mes sincères remerciements, et l'expression de tout mon respect.

A Monsieur le Professeur George Imbert, pour l'intérêt et le soutien qu'il manifesta concernant l'élaboration du modèle d'attribution des efforts dans les muscles. Qu'il trouve ici l'expression de mes remerciements chaleureux.

A Monsieur le Professeur Jacques de Guise, pour l'accueil chaleureux qu'il m'offrit lors de mon séjour au Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie de l'ETS de Montréal. Ses compétences dans le domaine de l'imagerie médicale ont permis de développer des outils indispensables dans le cadre de ce travail (et beaucoup d'autres depuis). Qu'à travers les sincères remerciements que j'adresse à Monsieur de Guise, toute l'équipe du LIO trouve ma reconnaissance.

A tous les membres du jury qui ont accepté de juger ce travail. Merci de m'avoir fait l'honneur d'y accorder votre temps et vos compétences.

Aux patients ayant participé aux mesures cliniques. Ma toute sincère sympathie à ces personnes courageuses, qui donnent un peu d'elles même en des instants difficiles de leur vie.

Au Professeur Jean Dubousset. Votre bienveillance et votre niveau de compréhension de la problématique de cette étude ont maintes fois guidé et éclairé nos travaux. Je vous adresse mes respectueux et sincères remerciements.

Au Docteur Dominique Bonneau. Qu'il fût agréable et enrichissant de travailler ensemble sur l'anatomie des muscles ! Merci pour cette collaboration amicale et ô combien fructueuse.

A tous les chercheurs du Laboratoire de Biomécanique. Ce travail n'est qu'une brique du formidable édifice construit par tous ici. Merci à tous, pour cet esprit de camaraderie et d'entraide qui règne en ces lieux, tout particulièrement à Erwan Jolivet, Nicolas Champain, et l'équipe stéréoradiographie (Raphaël Dumas, Sébastien Laporte, David Mitton et les autres...) sans laquelle la modélisation géométrique n'aurait pu être menée. Merci à Renée Saintonge pour le traitement des données relatives aux patients.

Aux indispensables facilitateurs du quotidien, Vanessa Valminos et Christophe Canu. Sans vous, les choses seraient encore plus difficiles ! Mes amitiés sincères à vous deux.

Au service de radiologie du CHU Pellegrin de Bordeaux, pour l'accueil et le temps que vous nous avez consacré.

A ma famille, mes proches, mes amis. Certains me supportent depuis trente ans, d'autre un peu moins. Dans tous les cas, quel mérite, particulièrement durant ces années de thèse où ma disponibilité ne fut pas exemplaire !

Emilie, merci pour tout.
Et ce 'tout' là est énorme !

Table des matières

Table des matières.....	i
Introduction générale.....	4
1. Anatomie fonctionnelle à l’usage du biomécanicien & formulation mécanique du problème.....	9
1.1. Description anatomique.....	9
1.1.1. Les plans de référence et notre système d’axe	9
1.1.2. Le système ostéo-articulaire du tronc	10
1.1.2.1. Le rachis	10
1.1.2.2. Le bassin.....	12
1.1.2.3. La cage thoracique (ou thorax).....	13
1.1.3. Les système musculaire du rachis	14
1.1.3.1. Les muscles	14
1.1.3.2. Les fascias	23
1.1.3.3. Les programmes régionaux	25
1.1.4. Aspects biomécanique de la contraction musculaire	27
1.2. Présentation mécanique du problème.....	37
2. Bibliographie.....	43
2.1. Les modèles biomécaniques	43
2.1.1. Les modèles d’équilibre global	43
2.1.2. Les modèles par plan de coupe : Recherche d’un équilibre local.	47
2.2. La géométrie musculaire	51
2.3. Les protocoles d’acquisition des données	52
2.3.1. Estimation du torseur des efforts extérieurs.....	52
2.3.2. Acquisition de la géométrie musculaire	54
2.4. Les efforts dans la colonne vertébrales	55
2.4.1. Seuils d’efforts admissibles dans le rachis lombaire	55
2.4.2. Charges physiologiques observés dans le rachis lombaire.....	56
2.4.3. Les estimations à partir des modèles musculaires.	57
2.5. Synthèse et choix de notre approche.....	60

2.5.1.	<i>Attribution des efforts dans les muscles</i>	60
2.5.2.	<i>Géométrie musculaire</i>	62
2.5.3.	<i>Choix de notre approche</i>	63
3.	Modèle d'attribution des efforts dans les muscles	65
	A Spine Oriented Regulation Model of the Trunk Muscles	67
4.	Protocole d'acquisition des données personnalisées	89
	A 3D-protocol for personalized muscular evaluation in clinical environment:	
	Part I: Acquisition and extraction of personalized data	91
	Part II: Geometrical 3D-personalized muscles reconstruction in a standing posture..	
	109	
5.	Exploitations clinique	130
5.1.	Patients et résultats de l'exploitation des données	132
5.1.1.	<i>Population</i>	132
5.1.2.	<i>Résultats des test musculaires</i>	132
5.1.3.	<i>Reconstructions tridimensionnelles</i>	133
5.1.4.	<i>Expression des efforts aux niveaux intervertébraux</i>	135
5.2.	Analyse des efforts musculaires et des efforts intervertébraux associés	135
5.2.1.	<i>Maintien de la posture</i>	135
5.2.2.	<i>Effet de la fatigue musculaire</i>	138
6.	Conclusion et perspectives	142
	Références	144

INTRODUCTION

Introduction générale

Le Laboratoire de Biomécanique a conduit de nombreuses recherches concernant la modélisation du système ostéo-articulaire du rachis, particulièrement par ses approches éléments finis (Descrimes, Aubin et al. 1995; Koubaa, Defives et al. 1995; Lavaste, Skalli et al. 1992; Portier, Thibault et al. 1993). Si l'apport de ces modèles fût extrêmement importante dans les domaines de l'étude de la mécanique de la colonne vertébrale, ou encore dans l'analyse des contraintes suivant certaines sollicitations sur des segments instrumentés (Skalli, Lavaste 1996; Skalli, Robin et al. 1993; Templier, Denninger et al. 1998) et non instrumentés (Robin, Skalli et al. 1994), l'étape suivante de ces modélisations était d'établir les niveaux de chargements *in vivo* afin de raffiner ces analyses. Ces chargements étant une fonction de l'activité musculaire du sujet étudié, un travail portant sur la modélisation de ce système se devait d'être entrepris.

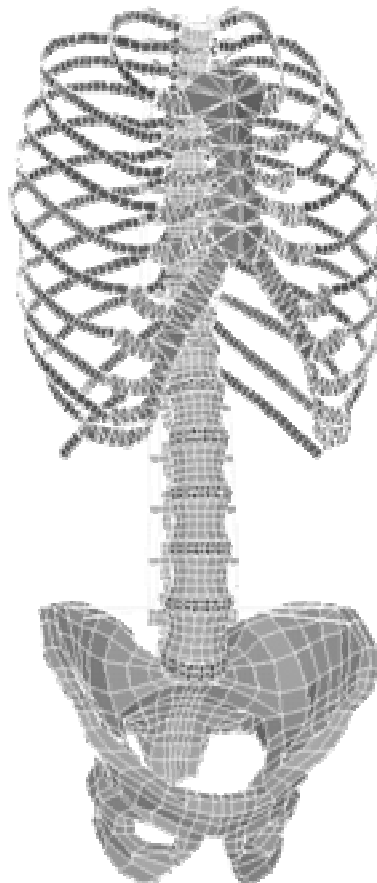


Figure 0-1 : Modèle élément finis complet détaillé de la colonne vertébrale, du bassin et de la cage thoracique du Laboratoire de Biomécanique.

Le système musculaire, particulièrement au niveau du tronc, est un système complexe, autant par la multiplicité des muscles rencontrés, que par l'architecture de ceux-ci. Néanmoins,

l'étude de ce système est nécessaire pour la compréhension des pathologies rachidiennes, que ce soit du mécanisme par lequel elles s'instaurent, ou de la façon dont elles s'aggravent.

Les implants rachidiens, amenés à supporter la plupart des chargements transitant dans la colonne vertébrale, sont concernés de la même manière par notre étude. La conception, dès le cahier des charges, du matériel en considérant les vrais niveaux d'effort dans la liaison intervertébrale permettra peut-être, dans un avenir proche, de ne plus voir de rupture de matériel ou d'arrachement de vis, sans pour autant avoir des implants largement surdimensionnés (Lavaste, Diop et al. 1993). En effet, la connaissance des efforts transitant dans le rachis permettra de mieux définir les conditions aux limites pour les essais in vitro, que ce soit sur banc d'essai ou par la méthode des éléments finis.

Enfin, la chirurgie considère le muscle, sans pouvoir toujours en évaluer l'influence au sein du système musculo-squelettique. Certaines opérations chirurgicales offrent aux chirurgiens plusieurs voies d'abord possibles. Une exploration par modélisation musculaire peut offrir aux chirurgiens des éléments d'appréciation quant aux conséquences de leur choix opératoire sur les capacités musculaires du patient. Gracovetsky (Gracovetsky, Marriott et al. 1997) discute de la nécessité d'intégrer dans le diagnostic clinique les technologies d'analyse existantes afin de mieux objectiver la demande du patient, fondée essentiellement sur sa douleur, et donc de mieux le traiter. Il démontre (Gracovetsky, Newman et al. 1998) la complémentarité de ce diagnostic basé sur l'analyse fonctionnelle du rachis avec le diagnostic clinique.

Mais si les bénéfices semblent certains, la modélisation de ce système n'est pas triviale. Ainsi, nous avons entrepris dans le cadre de cette thèse une recherche portant sur la modélisation musculaire. Notre objectif est de proposer un modèle musculaire permettant d'obtenir les efforts dans les liaisons intervertébrales, ainsi que les profils musculaires qui y sont associés. Ce modèle est destiné à comprendre les relations entre un défaut de posture, la régulation musculaire nécessaire au maintien de cette posture et les surcharges engendrées dans les liaisons intervertébrales.

Dans la mesure où chaque sujet possède ses caractéristiques spécifiques (de capacité musculaire, de posture, de morphologie, éventuellement de pathologie), le modèle musculaire doit donc être personnalisable afin de déterminer les solutions propres à chaque individu. Ainsi, la mise en place d'un protocole d'obtention des données d'entrées du modèle est

nécessaire. Ce protocole s'appliquant à des patients, s'inscrivant donc dans un cadre clinique, doit alors être adapté à certaines conditions spécifiques : le cadre clinique impose qu'il soit rapide, mettant en œuvre des moyens de mesures légers ; le fait qu'il soit destiné à des patients impose de nouveau qu'il soit rapide, qu'il s'adapte au mieux aux examens cliniques déjà effectués dans le cadre normal du traitement, et qu'il soit le moins invasif possible. De plus, même si ce protocole s'adapte aux conditions spécifiques précédemment décrites, il doit être robuste par rapport aux incertitudes de mesures ; notre interprétation des résultats ne doit donc pas être sensible à ces incertitudes. Enfin, la qualité et la quantité des données collectées ne doivent pas être limitées au modèle courant, mais devront permettre l'exploitation de ces mesures suivant d'autres modalités.

Un autre objectif de l'étude est de démontrer que les outils mis en place sont discriminants quand aux conclusions retirées des solutions que propose le modèle, au regard de la pathologie du patient étudié et de ses caractéristiques propres.

Si le modèle permet d'obtenir l'évaluation du patient au moment de l'examen, il doit aussi pouvoir servir d'outil de prospection, afin d'explorer comment la pathologie du patient peut évoluer, ou quels effets pourraient avoir un acte chirurgical sur les capacités musculaires du patient.

Au regard de tous ces objectifs, ce rapport est présenté selon le plan suivant :

Le chapitre 1 s'attache à effectuer, de façon simplifiée, les descriptions d'anatomie fonctionnelle indispensables à l'élaboration du modèle.

Le chapitre 2 présente une synthèse de bibliographie des différents types de modèles musculaires existants. Il aboutira à une synthèse et à la justification des choix concernant l'approche que nous avons retenue, c'est-à-dire un modèle par plan de coupe.

Le chapitre 3 présentera le modèle mis en œuvre. Le chapitre est organisé sous la forme d'un article soumis à *Journal of Biomechanics*.

Ce modèle nécessitant des paramètres d'entrée, nous présenterons dans le chapitre 4 le protocole de recueil des données personnalisées, présenté sous la forme de deux articles soumis à *Journal of Spinal Disorder*. Le premier décrit le protocole 3D d'acquisition des données personnalisées d'entrée du modèle dans sa globalité, alors que le second se concentre

sur la modélisation géométrique personnalisée tridimensionnelle des muscles du tronc en position debout.

Tous les outils fondamentaux étant décrits, nous détaillerons dans le chapitre 5 une exploitation clinique préliminaire portant sur cinq patients et un volontaire.

Dans le dernier chapitre, les perspectives et les évolutions possibles du modèle seront décrites, concernant particulièrement la modélisation volumique d'un muscle par la méthode des éléments finis, ainsi que les exploitations cliniques prévues.

CHAPITRE I

Anatomie fonctionnelle à l'usage du biomécanicien

Formulation mécanique du problème

1. Anatomie fonctionnelle à l'usage du biomécanicien & formulation mécanique du problème

L'objectif du chapitre est de présenter les diverses notions qui seront nécessaires au développement de ce travail. Il s'adresse principalement aux mécaniciens, que ce soit dans ses parties anatomique ou physiologique, par le caractère volontairement simplifié des propos qu'il expose.

1.1. Description anatomique

Pour la réalisation de cette synthèse d'anatomie, nous nous sommes appuyé sur les travaux de Bonneau (Bonneau 2001), Cabrol (Cabrol 1999), Kapandji (Kapandji 1982) et Rouvière (Rouvière et Delmas 1992).

1.1.1. Les plans de référence et notre système d'axe

On distingue trois plans de référence : Le plan sagittal est le plan de symétrie du corps humain, le plan frontal est le plan vertical perpendiculaire au plan sagittal et le plan axial (ou transverse) est simultanément perpendiculaire au plan sagittal et au plan frontal. C'est le plan souvent retrouvé par imagerie médicale, scanner ou IRM.

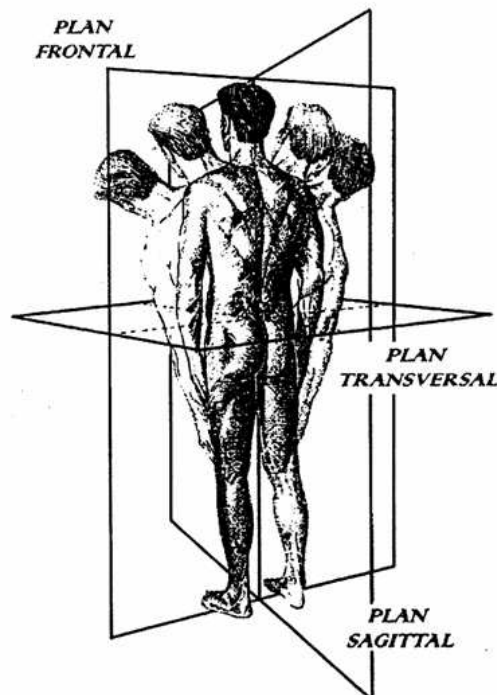


Figure 1-1 : Plans de référence du rachis (d'après White 90)

Attaché à ces plans, le système d'axe considéré dans notre étude est orienté de la façon suivante : L'axe O_x est l'axe postéro-antérieur, l'axe O_y est l'axe de direction médio-latérale, orienté vers la gauche du sujet et l'axe O_z est vertical ascendant. Notons que ce système d'axe correspond à celui des reconstructions à partir des stéréo-radiographies.

On définit alors les mouvements physiologiques simples du tronc par rapport au bassin. Le mouvement de flexion indique que l'homme se penche en avant (rotation autour de l'axe O_y dans le sens positif). Le mouvement d'extension est le mouvement inverse de celui de la flexion. Le mouvement d'inflexion (ou de flexion latérale) signifie que l'homme incline son buste par rapport à son bassin dans le plan frontal. Pour une inflexion droite, il s'agira donc d'une rotation autour de l'axe O_x dans le sens positif. Enfin, on désigne par rotation axiale le mouvement du tronc par rapport au bassin autour de l'axe O_z .

1.1.2. Le système ostéo-articulaire du tronc

1.1.2.1. Le rachis

La colonne vertébrale, ou rachis, constitue l'armature du tronc.

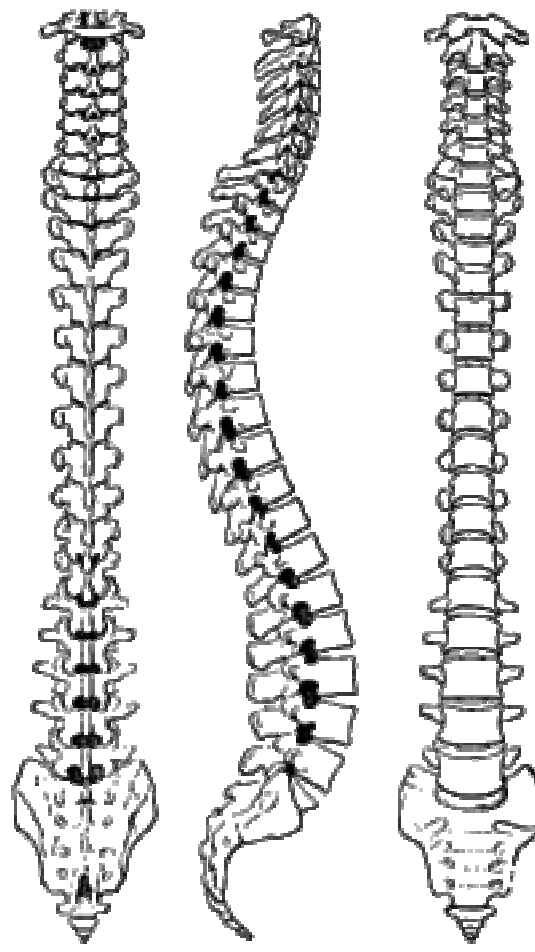


Figure 1-2 : Les 5 régions du rachis (d'après Rouvière 92).

Elle se compose de 33 ou 34 vertèbres et de disques intervertébraux. Les vertèbres se divisent en 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres dorsales, 5 vertèbres lombaires, 5 vertèbres sacrées et 4 ou 5 vertèbres coccygiennes. Les vertèbres sacrées sont soudées en un seul os, le sacrum, et les vertèbres coccygiennes en un autre, le coccyx.

Les vertèbres sont liées entre elles par différents tissus. D'une part, entre chaque corps vertébral se trouvent les disques intervertébraux, qui assurent une mobilité entre les différents étages.

Un disque est globalement composé de deux éléments : L'anneau fibreux (ou annulus) à la périphérie, et le nucleus dans sa partie centrale.

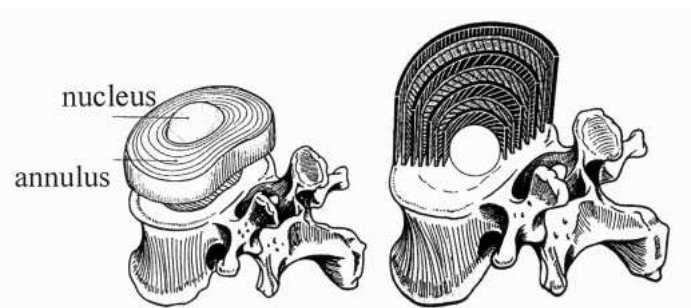


Figure 1-3 : La structure du disque intervertébral (d'après Kapandji 82)

Les différents ligaments de la colonne vertébrale augmentent d'une part la stabilité passive du rachis et limitent, d'autre part, les mouvements physiologiques, afin de préserver la moelle épinière et les autres terminaisons nerveuses qui transitent par le rachis. On évoque souvent des propriétés proprioceptives des ligaments, qui renseignent le système nerveux central, permettant ainsi d'inhiber dans certains cas l'action des muscles, toujours dans le but de protéger les structures nerveuses.

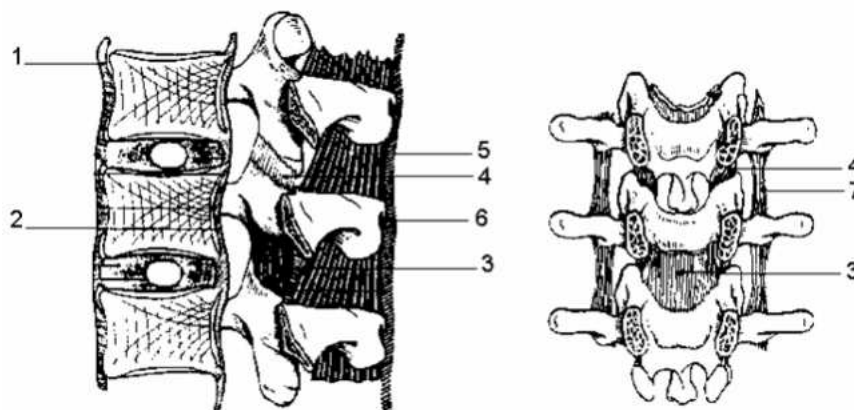


Figure 1-4 : Détail du système ligamentaire de la colonne vertébrale, constitué :
Des ligaments communs vertébraux antérieur et postérieur (1, 2),
Du ligament jaune (3), tendu entre les lames de deux vertèbres voisines,
De la capsule des articulations intervertébrales postérieures (4),
Du ligament inter-épineux (5) et du ligament sus-épineux (6) qui unissent les apophyses épineuses,
Des ligaments intertransversaires entre les apophyses transverses (7) (d'après Kapandji 82).

Enfin, se trouvent à l'arrière les articulations inter apophysaires (2 par étage), qui sont formées par les surfaces articulaires situées sur les apophyses articulaires des vertèbres. Ainsi, aux surfaces inférieures de la vertèbre du dessus correspondent les surfaces supérieures de la vertèbre du dessous.

L'organisation spatiale des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires dans le plan sagittal permet de distinguer chez l'homme adulte sain trois courbures (Figure 1-5). Dans le plan frontal, la colonne est rectiligne chez le sujet sain.

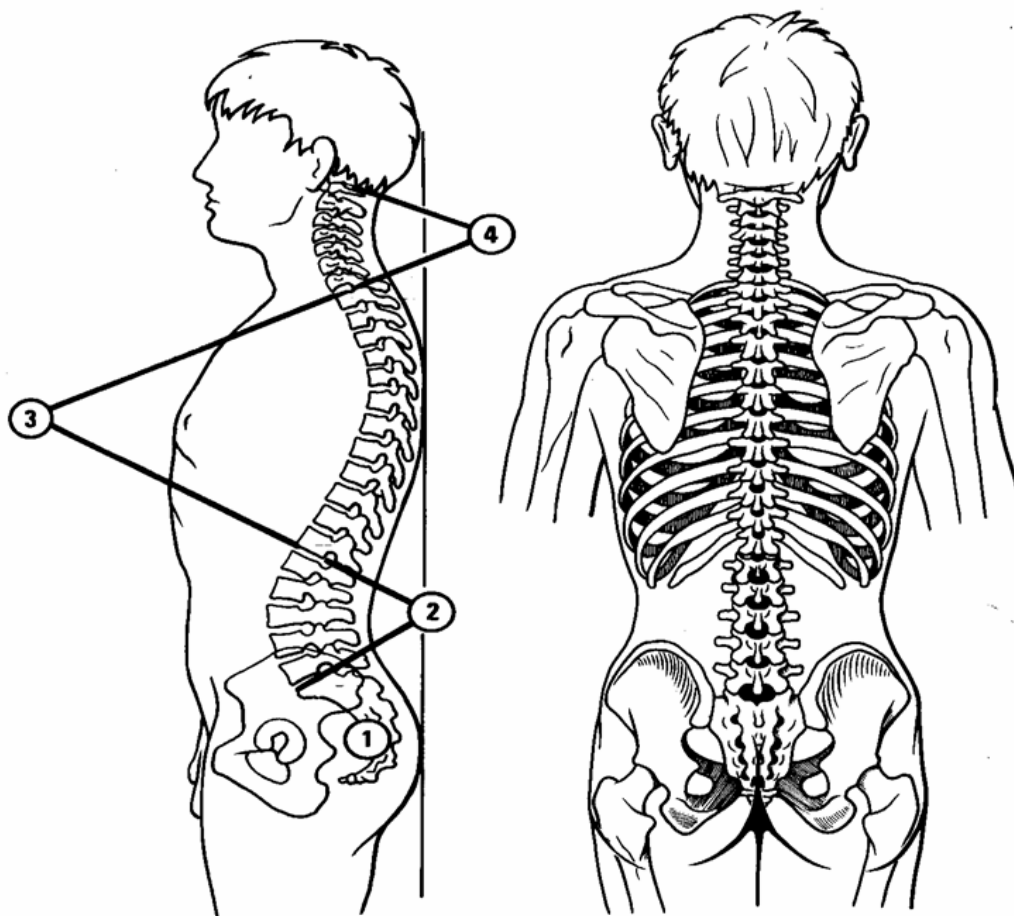


Figure 1-5 : Courbures physiologiques du rachis sain : La lordose lombaire (2), la cyphose thoracique (3) et la lordose cervicale (4) (d'après Kapandji 82).

1.1.2.2. Le bassin

C'est le socle de la colonne vertébrale. Le bassin est constitué de trois pièces osseuses : Les deux os iliaques, symétriques entre eux, et le sacrum, pièce unique et symétrique par rapport au plan frontal, qui est en fait le bloc vertébral formé par la soudure des vertèbres sacrés. Ces os s'organisent autour de trois articulations très peu mobiles : Les deux articulations sacro-iliaques réunissant le sacrum à chaque os iliaque, et la symphyse pubienne, réunissant en avant les deux os iliaques.

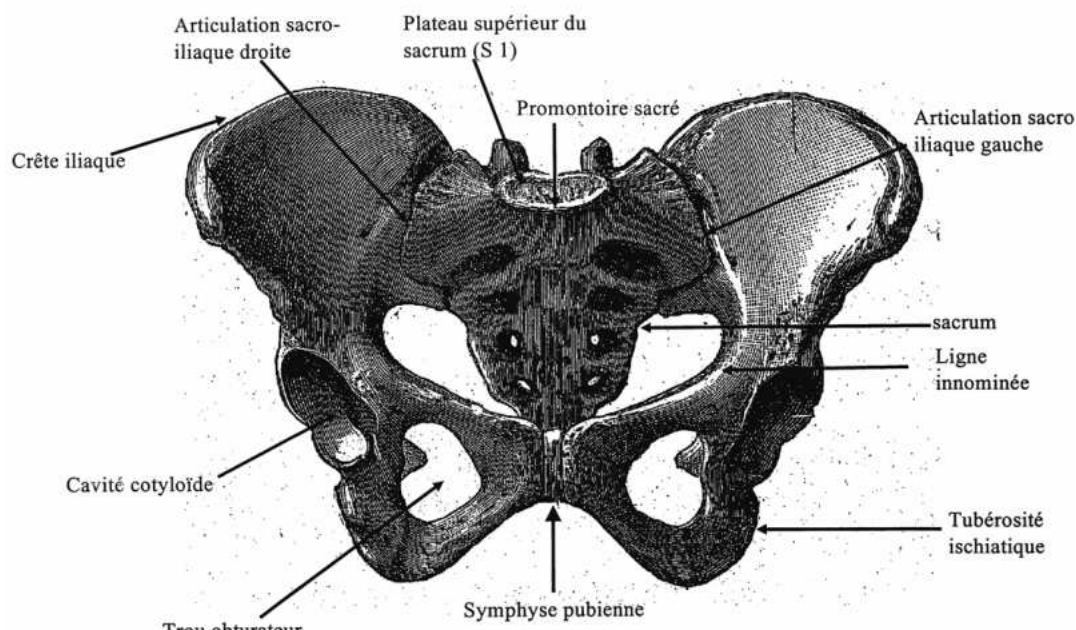


Figure 1-6 : Le bassin, ou la vertèbre pelvienne (d'après Dubousset).

1.1.2.3. La cage thoracique (ou thorax)

De part et d'autre des 12 vertèbres thoraciques s'articulent les côtes, qui constituent la cage thoracique avec le sternum et les cartilages chondro-costaux. Cette cage en sus de son rôle de protection des viscères, cœur, gros vaisseaux et poumons, joue un rôle essentiel dans la ventilation.

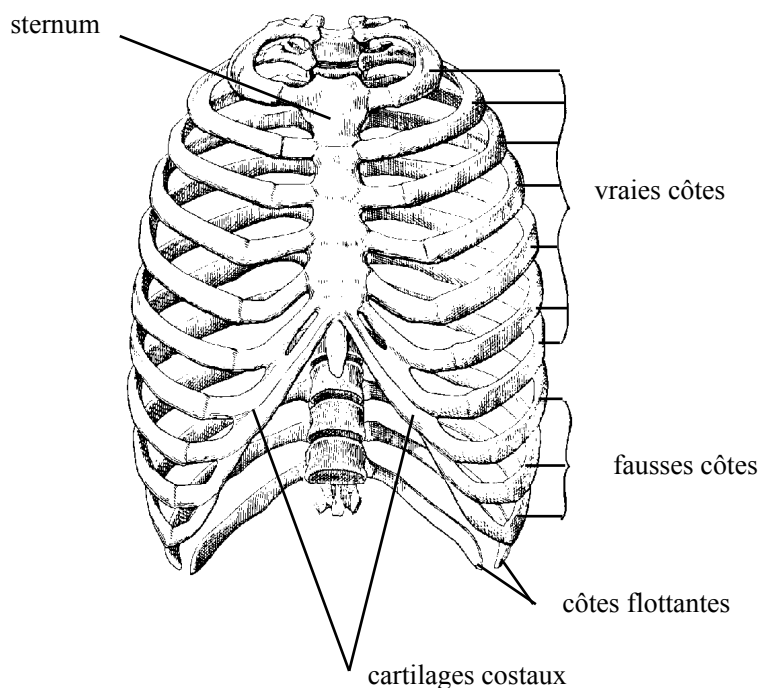


Figure 1-7 : La cage thoracique (d'après Rouvière 92).

1.1.3. Les système musculaire du rachis

Ce paragraphe a été réalisé à partir des documents de travail issus de notre collaboration avec le Dr. Dominique Bonneau, travail concernant la modélisation géométrique musculaire, qui sera présentée dans le chapitre 4.

La posture rachidienne est variable, car correspondant aux différentes stations debout, assise, couchée, inclinée... Chacun de ces états du rachis nécessite des actions musculaires tenant compte de la géométrie des structures et de l'action permanente de la pesanteur. On comprend la nécessaire complexité des muscles rachidiens, devant assurer l'immobilisation de certains segments tout en permettant la mobilité d'autres. Cette fonction complexe, la stabilisation rachidienne, permet, entre autre, de maintenir la station érigée bien que son contrôle échappe à sa conscience.

1.1.3.1. Les muscles

Seul les muscles de la région thoraco-lombaires seront décrits dans le cadre de ce travail.

A. Les plans ventral et latéral :

Ces deux plans sont composés de muscles que nous regroupons par rôle fonctionnel.

A-1 Groupe ventral de flexion

- Grand droit de l'abdomen (m. rectus abdominis)

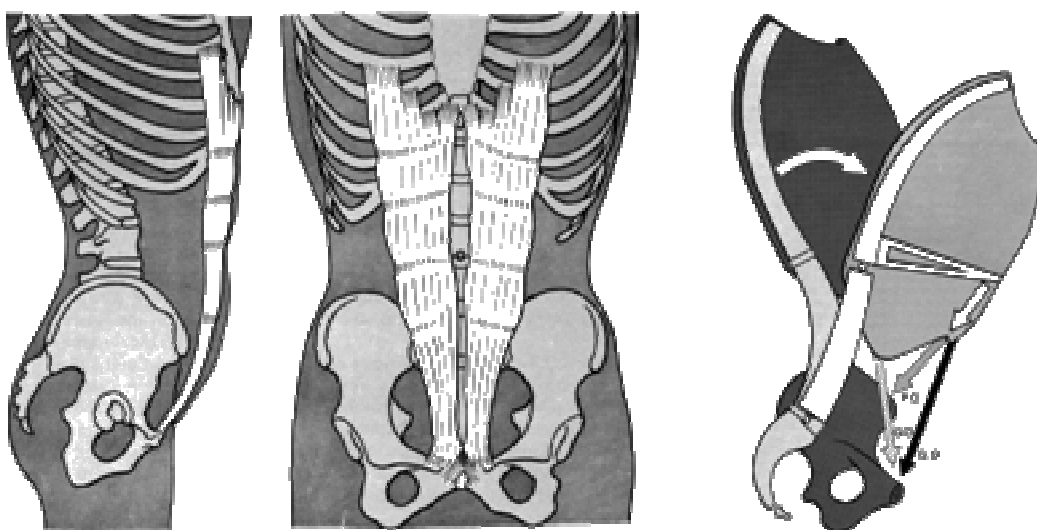


Figure 1-8 : A gauche et au centre : Situation du rectus abdominis. A droite : Actions combinées du rectus abdominis et des obliques de l'abdomen pour le mouvement de flexion (d'après Kapandji 82).

A-2 Groupe de rotation et d'inclinaison latérale à long bras de levier

- Oblique externe (m. obliquus externus)
- Oblique interne (m. obliquus internus)
- Transverse (m. transversus abdominis).

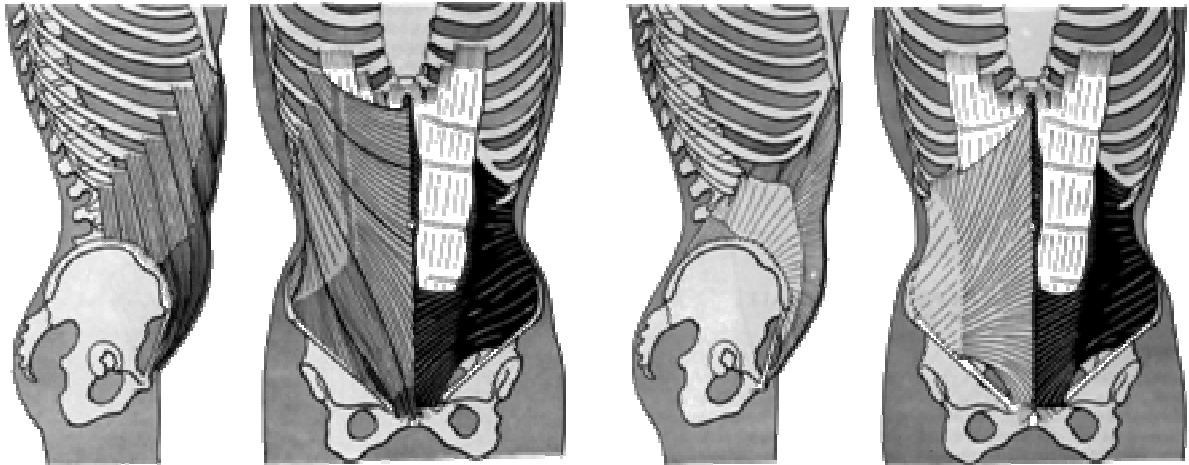


Figure 1-9 : Situations des muscles grand oblique, à gauche, et petit oblique, à droite (d'après Kapandji 82).

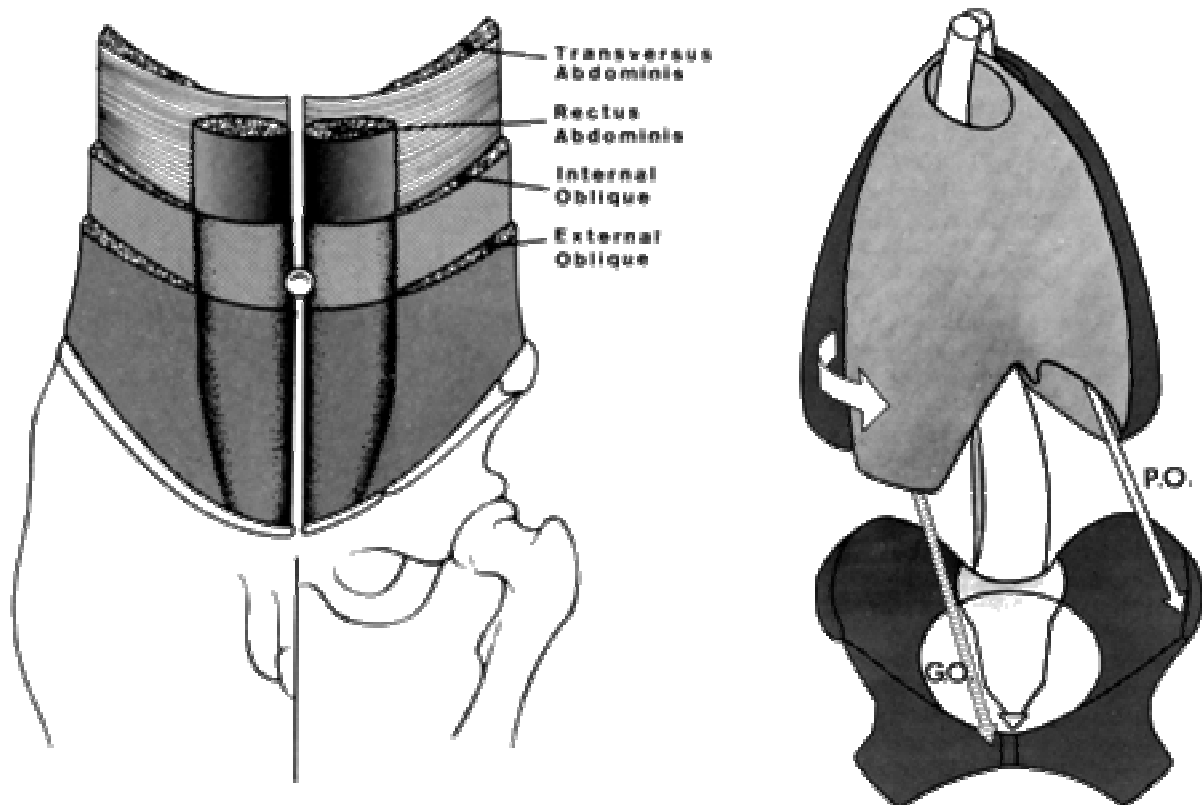


Figure 1-10 : A gauche : Organisation des muscles de l'abdomen (Gracovetsky 1988). A droite : La contraction contra-latérale des muscles grand et petit obliques entraînent la rotation du tronc (d'après Kapandji 82).

A-3 Groupe ventral de flexion à court bras de levier

- Psoas (m. psoas major et minor).
- Iliaque (m iliacus)

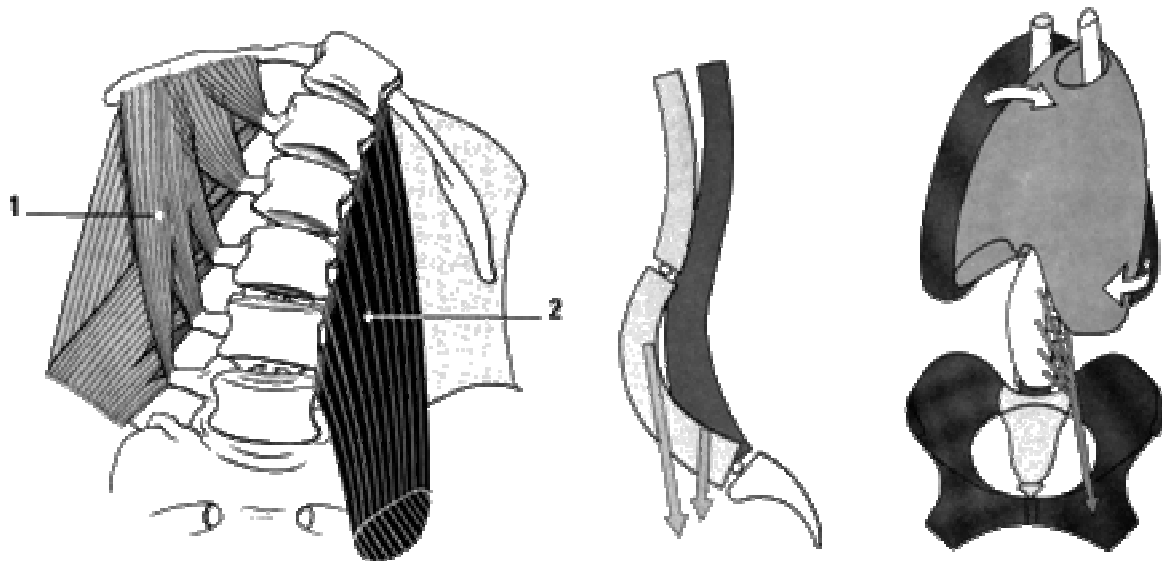


Figure 1-11 : Situation du psoas (à gauche, noté 2). La contraction du psoas engendre une flexion du rachis lombaire associé à un effet hyper-lordosant (au centre) ainsi qu'une rotation-inclinaison (à droite - d'après Kapandji 82).

A-4 Groupe d'inclinaison latérale à court bras de levier :

- Carré des lombes (m. quadratus lumborum), qui comporte deux directions différentes de fibres : oblique cranialement et médialement [fibres ilio-transversaires, fibres ilio-costales] et oblique cranialement et latéralement [fibres transverso-costales] .
- Intertransversaires latéraux ou inter-costiformes (m. intertransversarii lumborum)

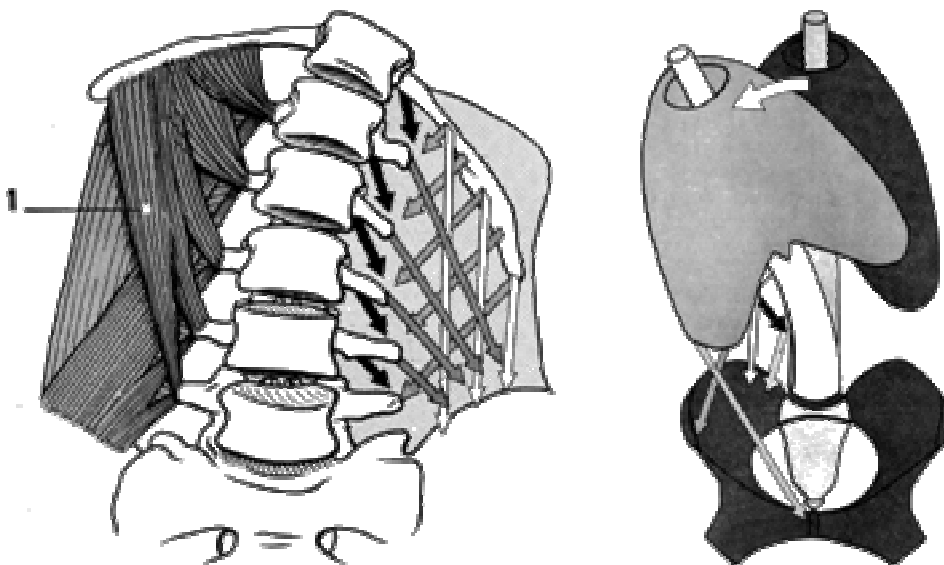


Figure 1-12 : Situation du quadratus lumborum (à gauche), avec le détail de ses lignes d'actions sur la partie droite du schéma. A droite, la contraction homolatérale des obliques de l'abdomen (long bras de levier) et du carré des lombes (court bras de levier) génère l'inclinaison latérale du tronc (d'après Kapandji 82).

B. Le plan dorsal

B-1 Plan superficiel :

- Grand dorsal (m. latissimus dorsi)

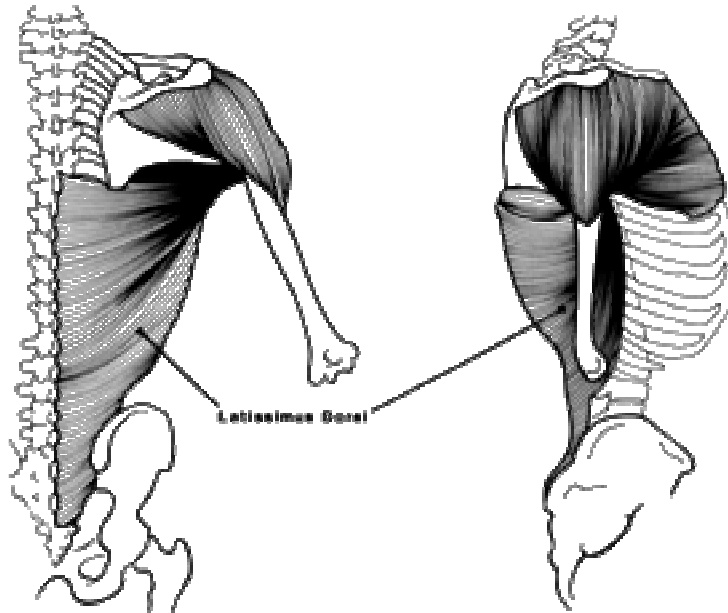


Figure 1-13 : Muscle grand dorsal - latissimus dorsi (Gracovetsky 1988)

B-2 Plan moyen

- Petits dentelés postérieurs inférieur (m.serratus posterior inferior)



Figure 1-14 : Situation du petit dentelé postérieur inférieur (www.primalpictures.com).

B-3 Plan profond

Nous rappelons que les muscles spinaux correspondent aux muscles postérieurs du tronc, innervés par les rameaux latéral et médial de la branche dorsale du nerf spinal. Nous avons retenu la technique de classification de Winckler (1974) pour présenter ces muscles. Sa systématisation repose d'une part sur l'insertion et la direction des faisceaux musculaires de leur origine à leur terminaison, dans le sens caudo-cranial, d'autre part sur l'innervation et l'évolution phylogénétique.

CLASSIFICATION DES MUSCLES SPINAUX (Winckler 1974)

B-3-1 Groupe sacro-transversaire

- Muscle ilio-costal (partie lombaire, thoracique & cervicale).
- Muscle long dorsal, constitué de la partie thoracique (portion ilio-lombaire, sacro-dorsale & lombo-dorsale), de la partie cervicale (transversaire du cou) et de la partie céphalique (petit complexe ou transversaire de la tête).



Figure 1-15 : Vue du groupe erector spinae, constitué des muscles ilio-costal, long dorsal et transversaire épineux, constituant une masse commune prenant place dans la gouttière vertébrale (entre les apophyses transverses et épineuse) (www.primalpictures.com).

B-3-2. Groupe transverso-spinal

- Muscle épi-épineux thoracique.



Figure 1-16 : Muscle épi-épineux thoracique, situés au niveau intermédiaire de la gouttière vertébrale (www.primalpictures.com).

- Muscle semi-spinalis, constitué des parties céphalique (ou grand complexus), cervicale et thoracique.
- Muscle transversaire épineux ou multifide, constitué de 23 faisceaux composé de chevrons (court lamellaire, long lamellaire, court épineux et long épineux).



Figure 1-17 : Muscle transversaire épineux, situés au niveau profond de la gouttière vertébrale (www.primalpictures.com).

B-3-3. Groupe inter-spinal

- Muscles inter-épineux, présent aux étages cervicaux (6 paires, de C2 à T1) et lombaires (7 paires, de T11 à S1).

B-3-4. Groupe inter-transversaire

- Muscles inter-transversaire, présent aux étages cervicaux (7 paires, de C1 à T1) et lombaires (de 5 à 7 paires, selon le faisceau considéré).

Afin de situer dans leur globalité les muscles, nous reproduisons trois planches d'organisation générales du système musculaire.

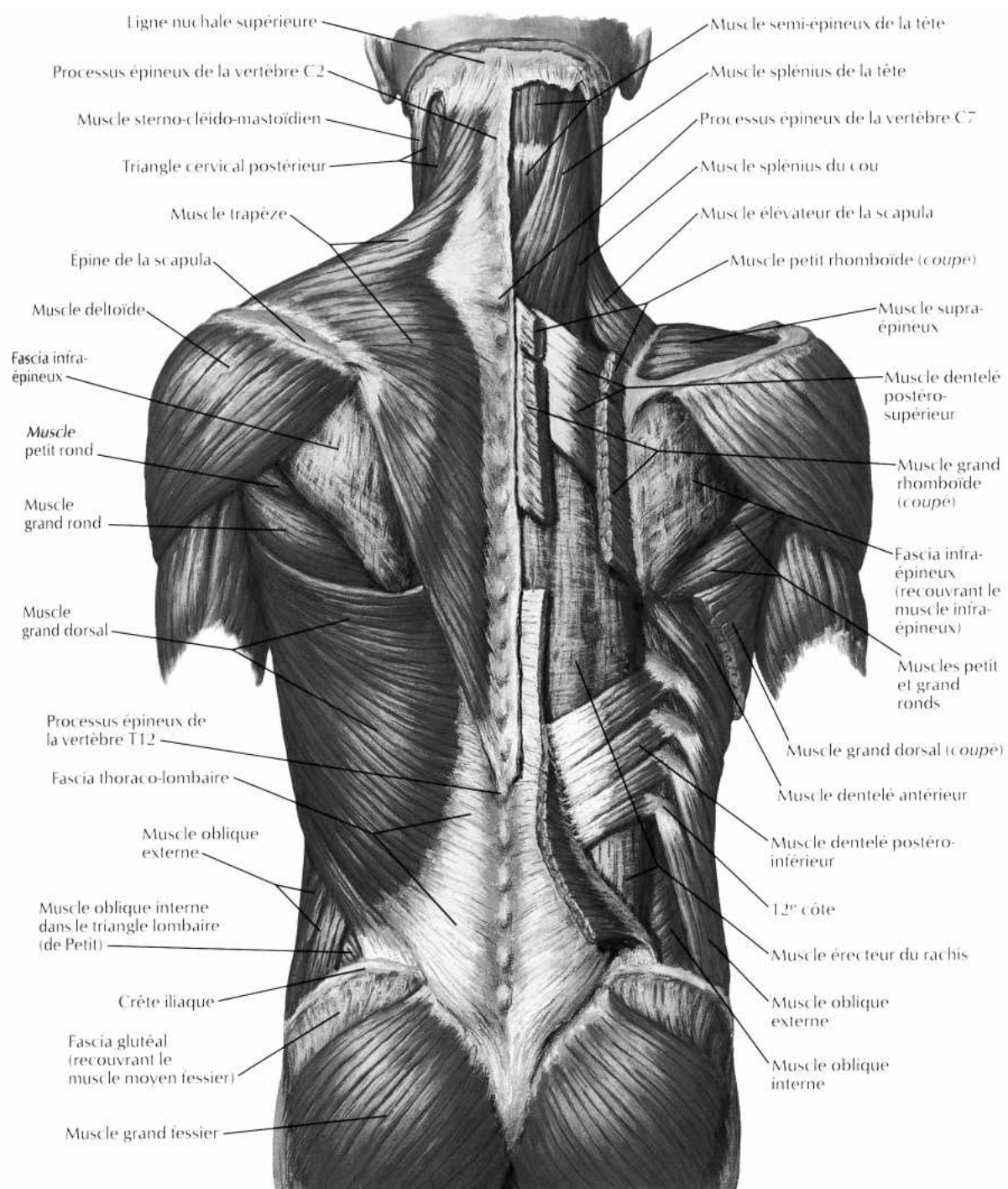


Figure 1-18 : Plan superficiel de la musculature du dos (Netter 2001).

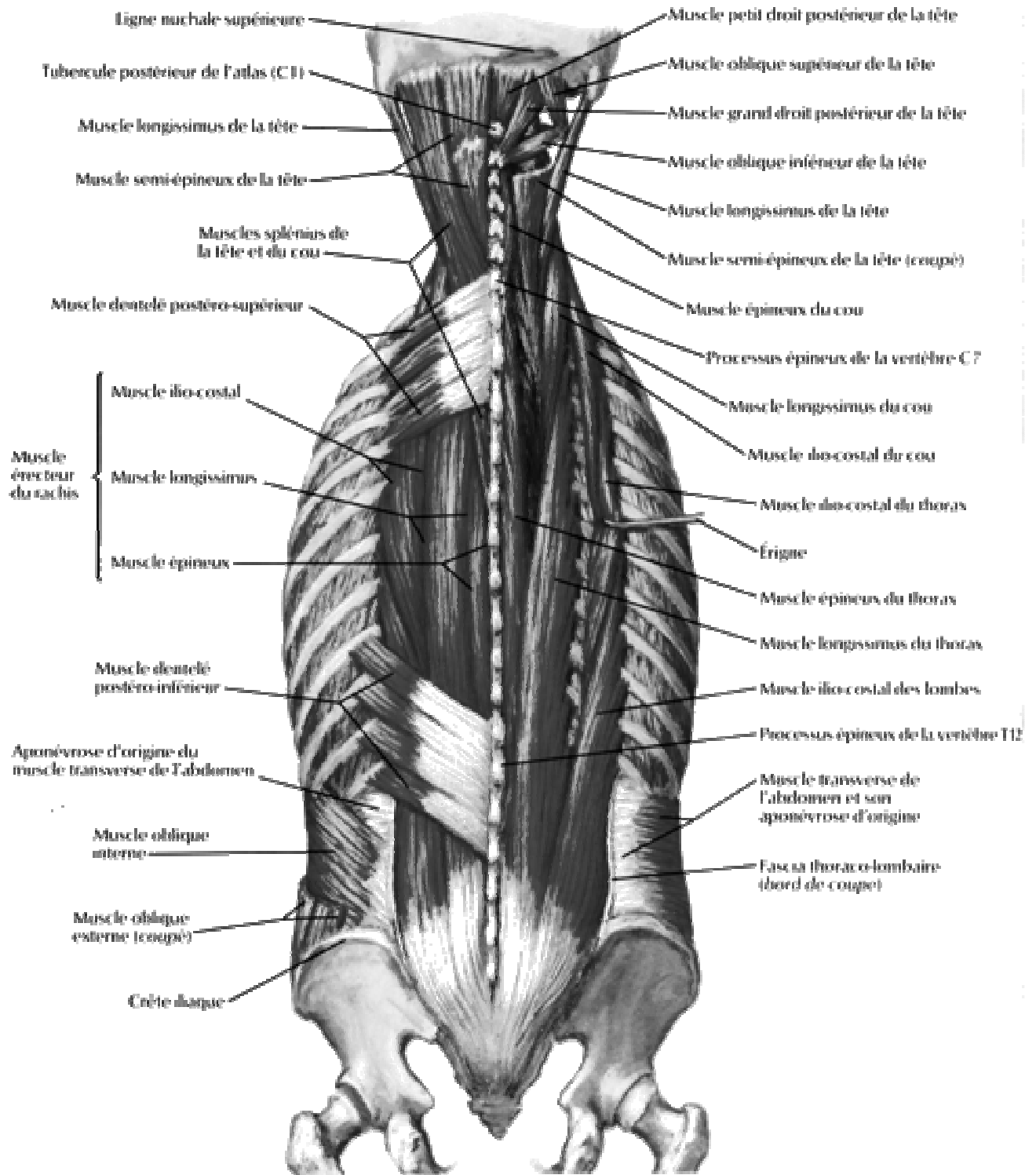


Figure 1-19a : Plan intermédiaire de la musculature du dos (Netter 2001).

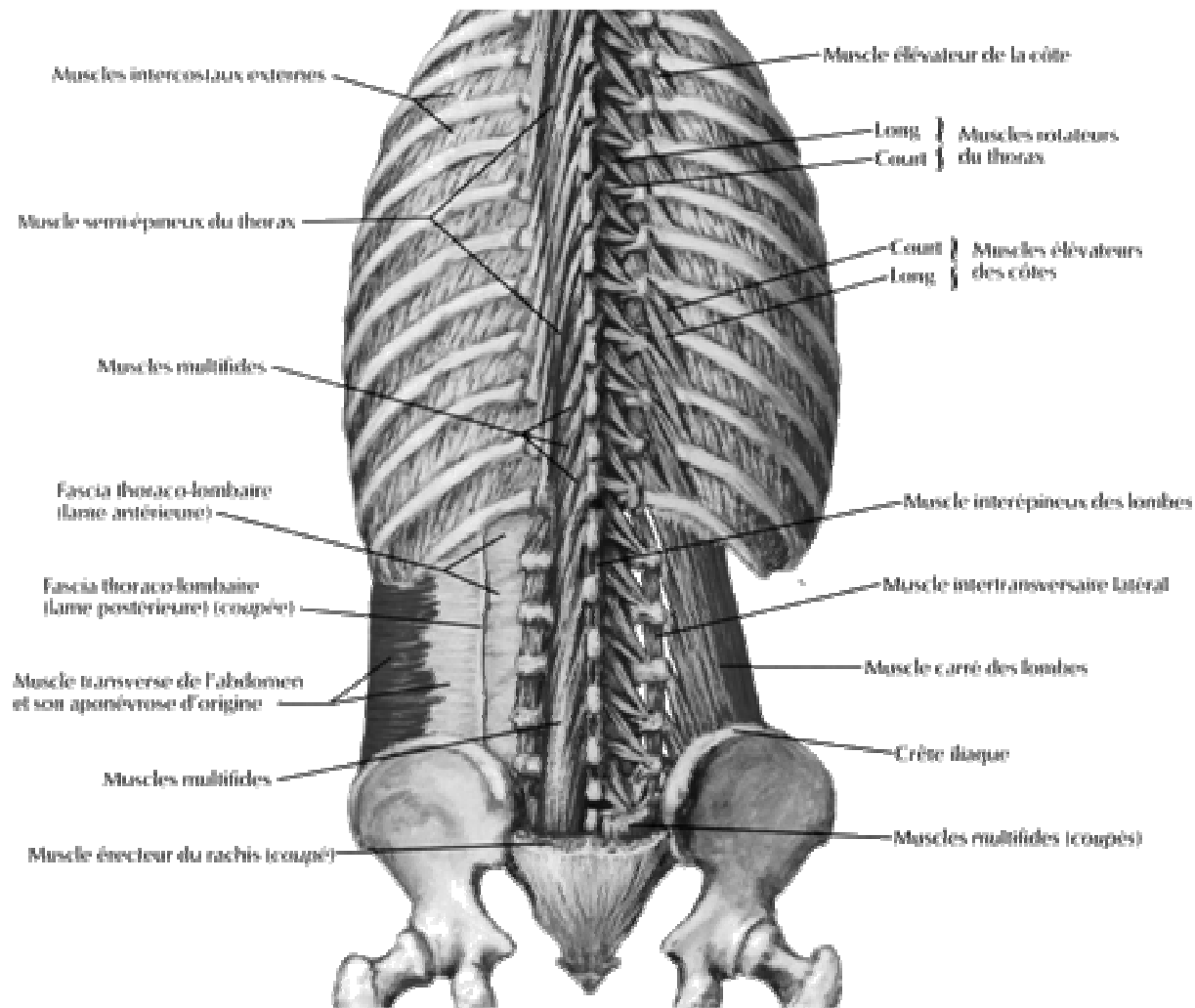


Figure 1-19b : Vue d'ensemble du plan profond de la musculature du dos (Netter 2001).

1.1.3.2. Les fascias

Un autre élément important de la mécanique rachidienne est le système aponévrotique (fascias) du rachis. L'aponévrose est une membrane constituée d'un tissu conjonctif dense, orienté, très peu extensible.

Aponévrose lombaire

L'aponévrose lombaire entoure les muscles *erector spinae* du dos. On y distingue deux feuillets, un feuillet superficiel venant s'insérer sur les apophyses transverses, et un feuillet profond, se fixant sur l'extrémité des apophyses épineuses.

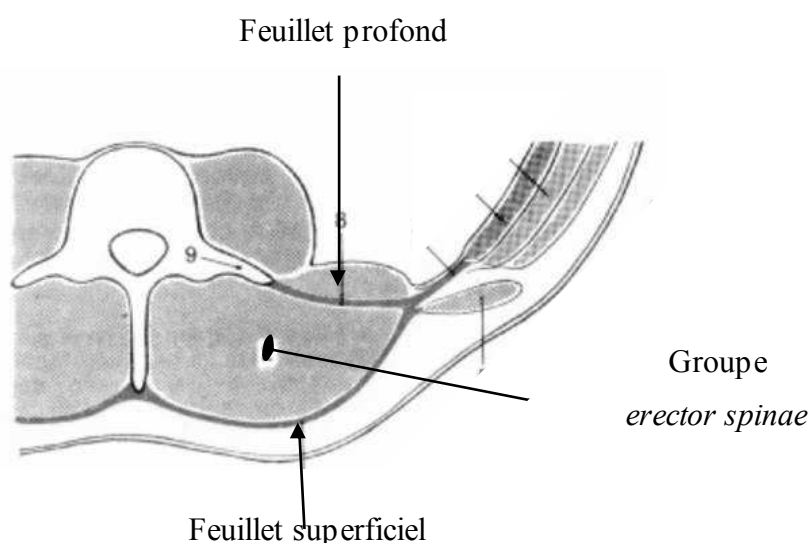


Figure 1-20 : Fascia lombaire (d'après Cabrol 99).

Elle joue le rôle d'anti-globulisation des muscles érecteurs du rachis, c'est-à-dire qu'elle limite la déformation transversale des muscles lors de la contraction. Ainsi, leur contraction génère un effort globalement orienté dans le sens du muscle, mais aussi dans le sens transversal, en exerçant une forte pression sur les éléments périphériques (Styf 1987). Ainsi, leur action peut être considérée comme celle de deux colonnes de pressurisation autour de la colonne, augmentant la stabilité rachidienne au fur et à mesure que l'effort à fournir devient important (Mueller, Morlock et al. 1998). Mais la contraction des érecteurs n'est pas la seule source de l'augmentation de la pression intramusculaire. La flexion du sujet influe aussi sur cette pression, grâce au système aponévrotique (Mueller, Morlock et al. 1998), alors que l'on observe une extinction du signal EMG des érecteurs avec l'accroissement de l'angle de flexion (Gracovetsky, Farfan 1986; Gupta 2001; Toussaint, de Winter et al. 1995).

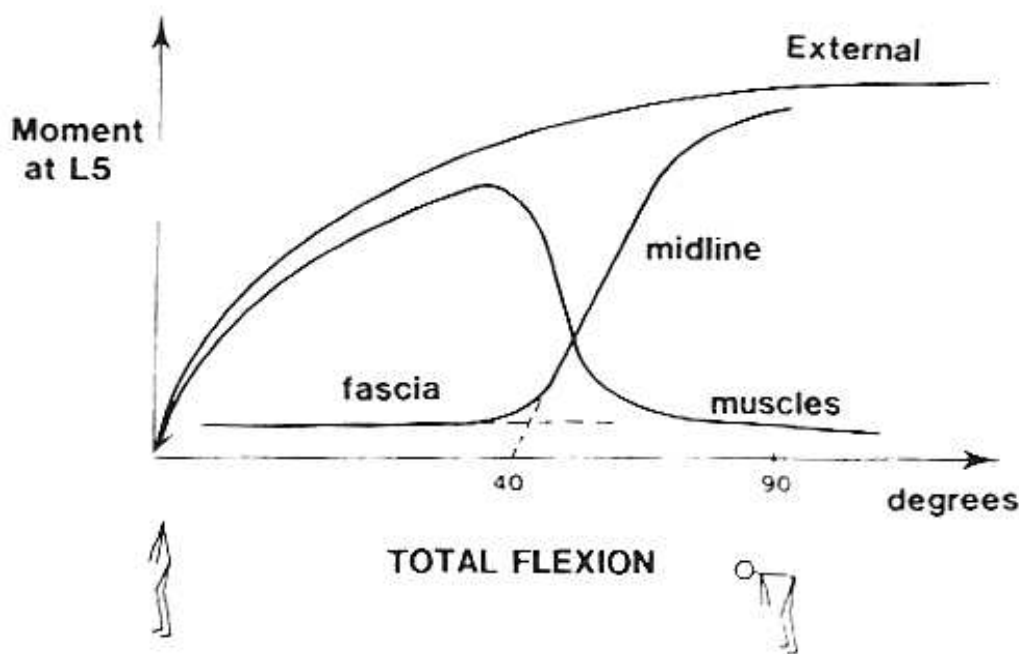


Figure 1-21: Décomposition du moment de flexion externe (de la partie haute sur la partie basse en L5) en ses composantes internes – musculaire, fascia et ligament sus-épineux – suivant l’angle de flexion (Gracovetsky, Farfan 1986)

Au niveau lombaire, plusieurs muscles s’attachent à ce fascia. Ainsi, le grand dorsal trouve son insertion sur la crête iliaque par l’intermédiaire de ce fascia. De même, le petit dentelé postérieur et inférieur ainsi que les muscle oblique interne et transverse de l’abdomen s’y attachent. Par leurs contractions, ils peuvent contribuer à le mettre en tension. C’est le cas, par exemple, du petit dentelé postérieur et inférieur, où encore du transverse abdominal, considéré comme un régulateur privilégié de la pression intra-abdominale (Daggfeldt, Thorstensson 1997).

A notre connaissance, il n’existe pas de modélisation mécanique fine (de type éléments finis) qui nous permettrait de mieux étudier ce comportement complexe, constitué des interactions muscle-os et muscle-muscle par le jeu du fascia thoraco-lombaire.

Système aponévrotique abdominal

Le muscle *rectus abdominis* est contenu dans une gaine constituée de tissus conjonctifs que sont les aponévroses des muscles du groupe abdominal latéral. Le muscle *obliquus internus* a son aponévrose qui se divise, en dedans, en deux feuillets, l’un antérieur qui passe en devant du *rectus abdominis*, et le second postérieur qui, en dessous de la ligne arquée, passe derrière le *rectus abdominis*. Les deux feuillets se rejoignent au niveau de la ligne blanche.

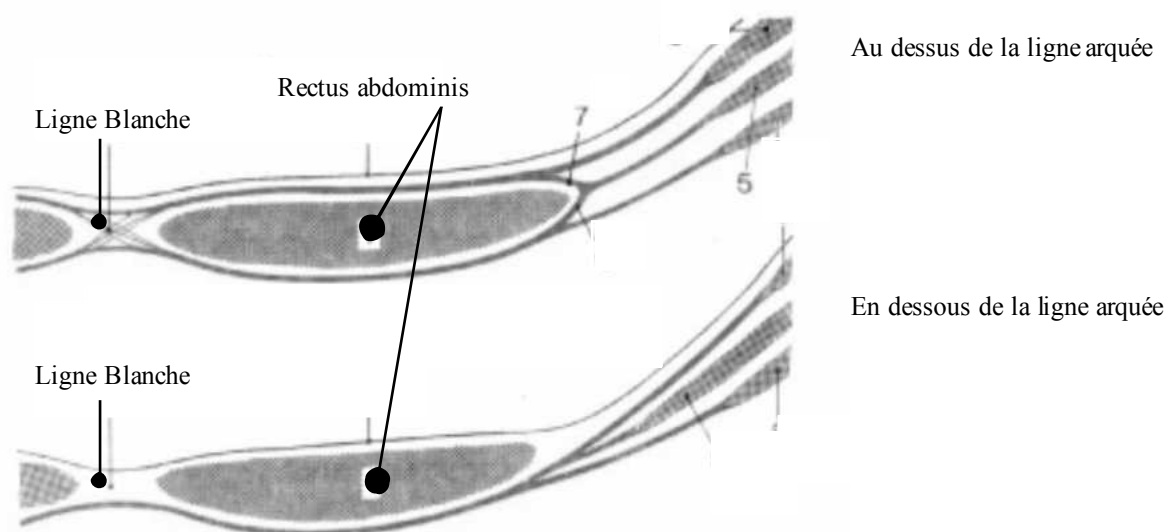


Figure 1-22 : Aponévrose abdominale (d'après Cabrol 99).

1.1.3.3. Les programmes régionaux

D'après Bonneau (2001), à chaque étage rachidien (cervical, thoracique, lombaire et pelvien) correspond un programme fonctionnel spécifique qui permet de comprendre son organisation anatomique. La combinaison des architectures musculaires et ostéo-articulaires est le moyen d'organiser ces fonctions. Ainsi, alors que le programme cervical est celui de l'exploration spatiale et le programme thoracique celui de la respiration, le programme lombaire est celui du support et de la mobilité du tronc. Les vertèbres lombaires placées à la partie caudale de la colonne supportent une charge élevée, ce qui explique l'augmentation importante de leur volume corporel crânio-caudalement. Le disque est très épais et les butées dorsales sont des articulations de type trochoïde, dont l'orientation devient sagittale par opposition aux thoraciques qui sont frontales. Elles permettent essentiellement des mouvements d'inclinaison sagittale, mais aussi, avec une moindre amplitude segmentaire, des mouvements d'inclinaison latérale et de rotation. Le maintien du rachis lombaire est en grande partie assuré par la présence autour de la colonne ostéo-articulaire centrale de piliers musculaires, constitués d'une part par les deux muscles psoas, ventralement et latéralement, d'autre part par les deux masses musculaires dorsales, où l'on individualise le long dorsal, l'ilio-costal et en juxta vertébral le multifidus (les érecteurs du rachis ou *erector spinae*), situés de part et d'autre de la ligne médiane. La stabilisation ventrale de cet ensemble, qui débute au niveau de la 12^{ème} vertèbre thoracique, explique la fragilité relative de cette jonction thoraco-lombaire. En réalité, la présence de la paroi abdominale avec ses muscles ventraux verticaux et ses muscles latéraux compense largement la transition entre un système thoracique sans

muscle ventral et un système lombaire haubané latéralement. L'ordonnement lordotique de ce segment est un besoin et une nécessité pour l'obtention et le maintien de la station érigée.

L'anneau pelvien est le socle du rachis. Le bassin représente un anneau brisé en trois points, les deux jonctions sacro-iliaques et la symphyse pubienne, ce qui augmente considérablement sa résistance mécanique, en permettant d'absorber des contraintes par des micro-déformations articulaires. L'articulation sacro-iliaque, bien qu'étant une diarthrose, est conçue pour s'opposer aux mouvements et assurer une excellente fixation. Elle joue le rôle d'un amortisseur à friction. Son ankylose génère des contraintes en torsion qui se traduisent par des fractures de fatigue des ailerons sacrés (Bogduk 1997).

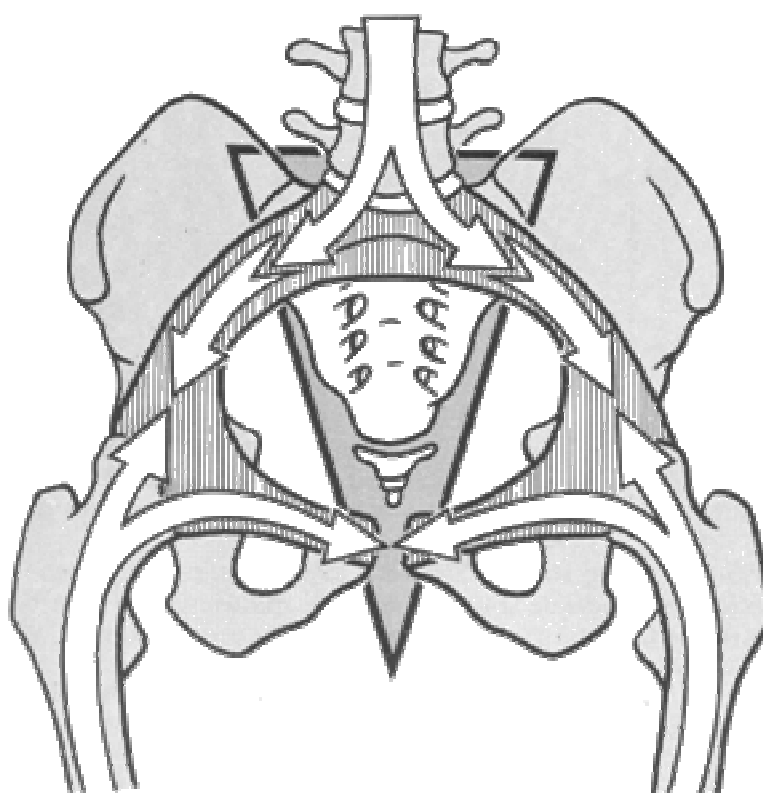


Figure 1-23 : La transmission des efforts à travers l'anneau pelvien (d'après Kapandji 82).

Le sacrum est une pièce importante qui assure la transmission des efforts supportés par la colonne à l'anneau pelvien puis aux membres inférieurs au tronc et réciproquement, une partie des contraintes étant absorbée par la symphyse pubienne (Kapandji 1982).

1.1.4. Aspects biomécanique de la contraction musculaire

Le muscle strié squelettique (celui qui nous intéresse dans le cadre de notre étude, puisqu'il est le muscle du mouvement) présente une architecture très complexe :

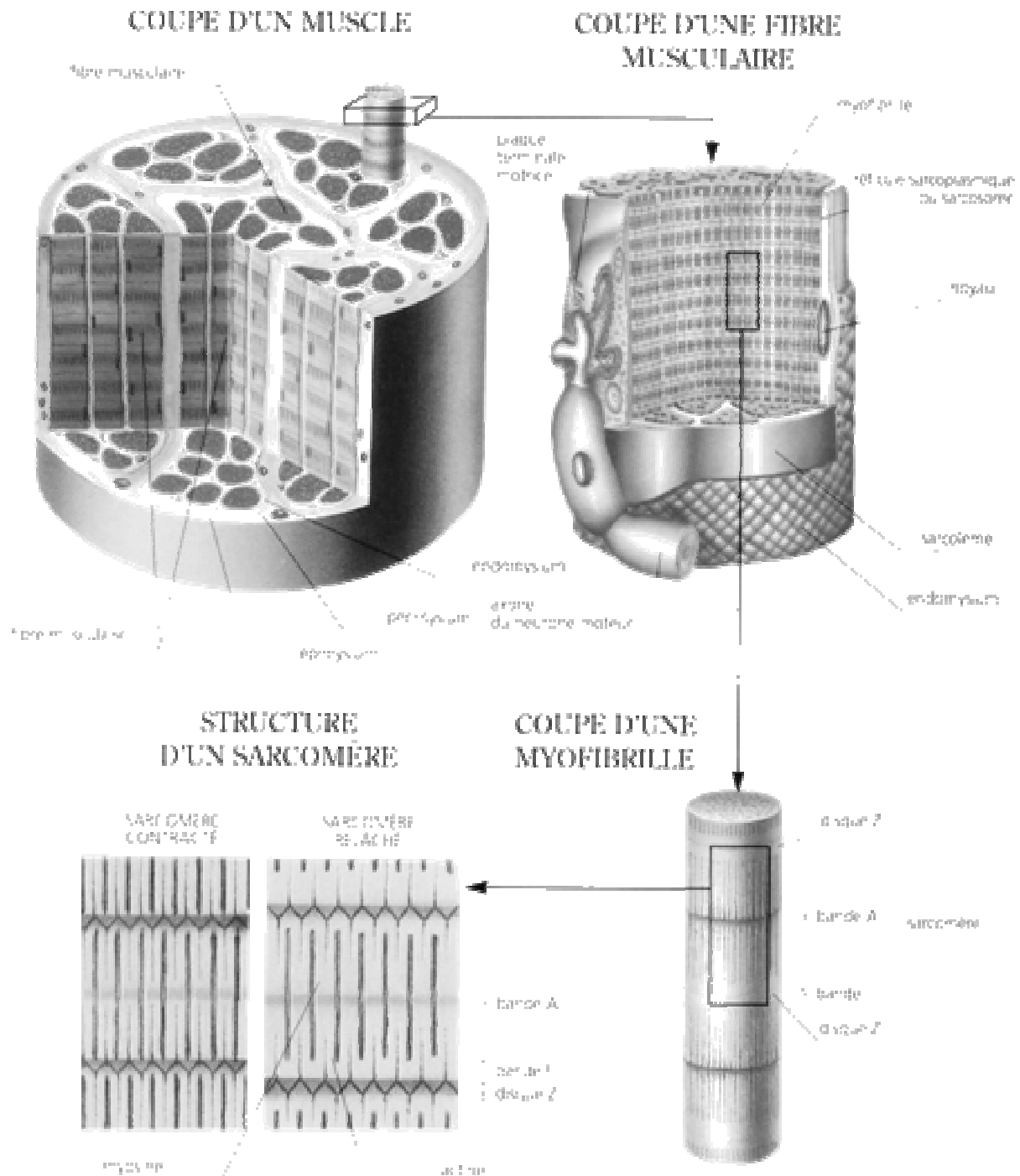


Figure 1-24 : Structure musculaire (d'après Alibert-Kouraguine, 1999).

Sans aborder les détails physiologiques de son fonctionnement, nous nous attacherons dans ce paragraphe à décrire les aspects importants intéressant directement le biomécanicien du

système ostéo-articulaire. En effet, pour construire notre modèle, nous nous devons de comprendre les phénomènes de génération de la force musculaire, ainsi que les paramètres qui la modulent. Nous verrons dans la suite de ce mémoire que tous les paramètres décrits ne sont pas considérés dans la modélisation proposée. Nous noterons alors par (\varnothing) les facteurs intégrés dans notre approche.

La structure élémentaire du muscle est le sarcomère. Il possède une capacité de contraction qui, par le jeu des montages en série et parallèle, génèrent la contraction musculaire.

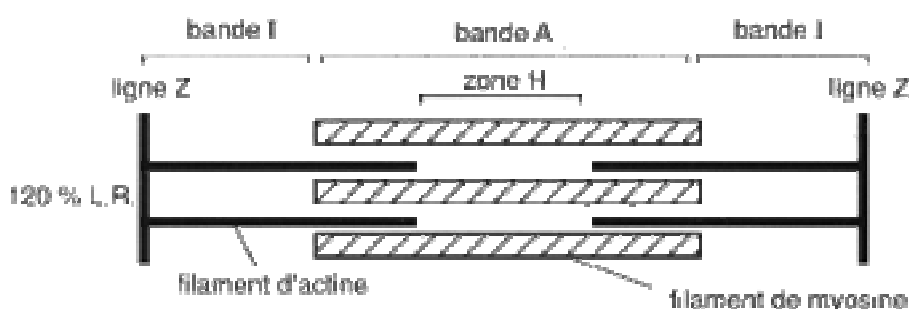


Figure 1-25 : Structure d'une unité sarcomère (Bouisset, Maton 1996).

Chaque unité sarcomère peut se contracter dans une certaine plage de longueur.

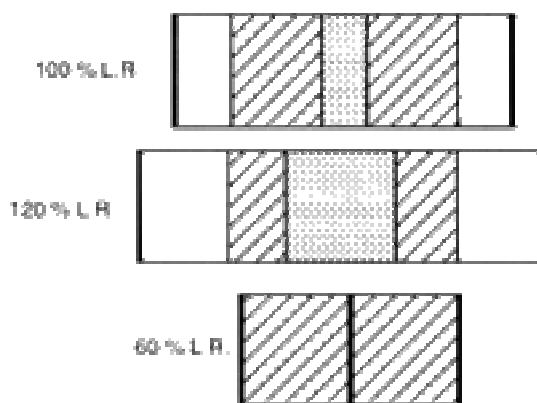


Figure 1-26 : Plage d'élongation et de contraction d'une unité sarcomère, où L.R. représente la longueur au repos (Bouisset, Maton 1996).

(\varnothing) L'étude des sujets par le modèle se limitant à la posture érigée, nous considérons que les muscles sont à 100% de leur longueur de repos.

(∞) De part la très grande variété de morphologie musculaire, c'est donc l'arrangement de ces unités sarcomères au sein du muscle qui déterminent les propriétés macroscopiques de la contraction d'un muscle donné.

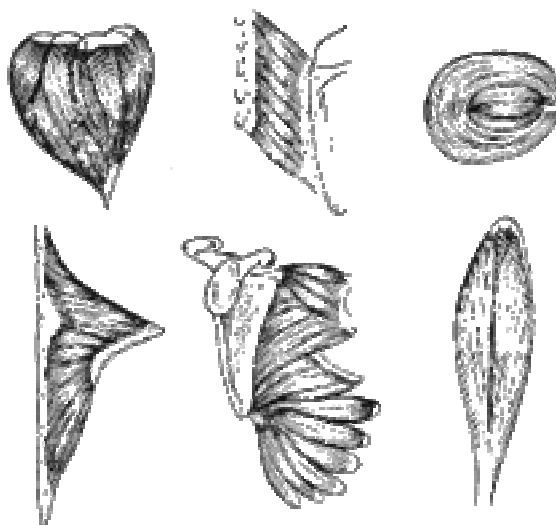


Figure 1-27 : Variation des morphologies musculaires (Bouisset ,Maton 1996).

(∞) Ainsi, l'angle de pennation, qui est l'angle que forme l'orientation des unités sarcomères avec l'axe principal du muscle, influe sur la longueur totale de raccourcissement du muscle mais aussi sur la force qu'il imprime au niveau de ses insertions.

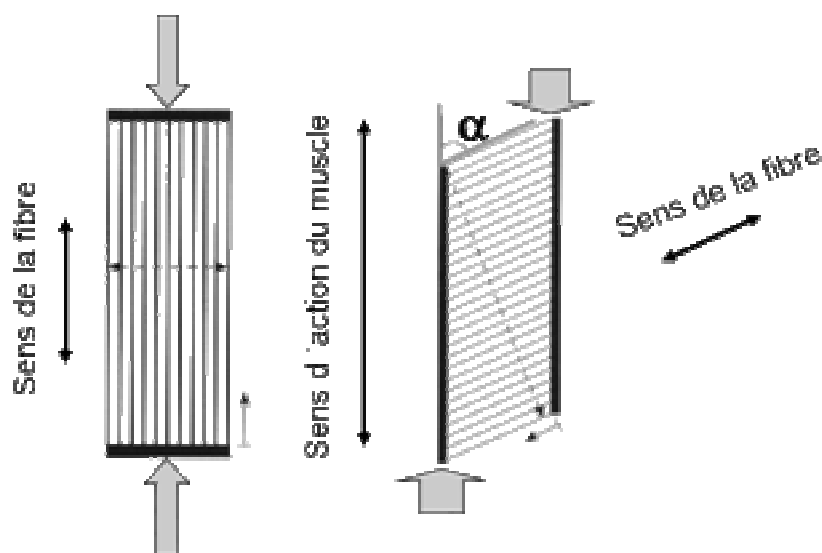


Figure 1-28 : Pour un même volume musculaire, l'arrangement des fibres (sarcomères) influera sur la force totale que génère le muscle, mais aussi sur son amplitude de contraction (les forces sont représentées par les flèches grisées). Ainsi, l'aire physiologique maximale (qui représente le plus grand nombre d'unités sarcomères rencontré lors d'une coupe perpendiculaire à l'axe des fibres) sera moins importante sur le muscle type gauche, comparé à celui de droite. La contraction d'une unité sarcomère générant une unité de force, le muscle de gauche imprimera moins de force à ses insertions que le muscle de droite. En revanche, la longueur d'une unité sarcomère étant plus longue pour le muscle de gauche, son amplitude de raccourcissement sera plus importante.

Les muscles, pour se contracter, reçoivent un ordre du système nerveux central sous la forme d'impulsions électriques. Ainsi, la réponse mécanique d'une fibre recevant un stimulus électrique sera la suivante, dépendamment de l'intensité de ce stimulus :

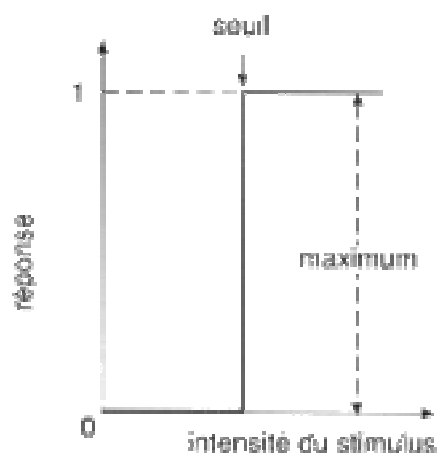


Figure 1-29 : Réponse d'une unité sarcomère à un stimulus électrique (Bouisset, Maton 1996).

(∞) Cet aspect 'tout ou rien' de la réponse d'un sarcomère au stimulus ne se retrouve pas à l'échelle du muscle. En effet, la propagation du signal de contraction ne se réalise que progressivement dans le muscle, en fonction du nombre et de la fréquence des stimuli reçus. Grâce à cette propriété, le système nerveux a la capacité de moduler le nombre de fibres recrutées et, *in fine*, le niveau d'effort qu'il génère dans le muscle.

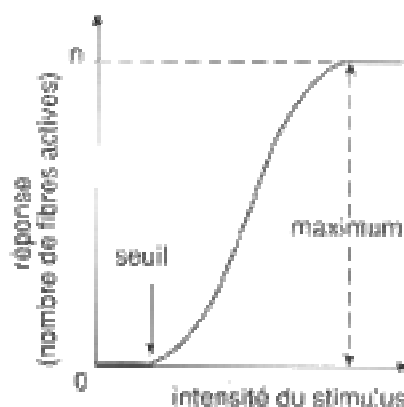


Figure 1-30 : Réponse progressive du muscle en fonction de l'intensité du stimulus (Bouisset, Maton 1996).

(∞) La force musculaire dépend directement du nombre de fibres actives dans le muscle. Ainsi, l'unité de l'axe des ordonnées dans le diagramme précédent peut il être remplacé par la force que développe le muscle, celle-ci étant par ailleurs modulée par d'autres paramètres, comme nous le verrons par la suite.

Un muscle soumis à un stimulus présente une réponse en tension dont on peut identifier les différentes phases sur le myogramme de la secousse :

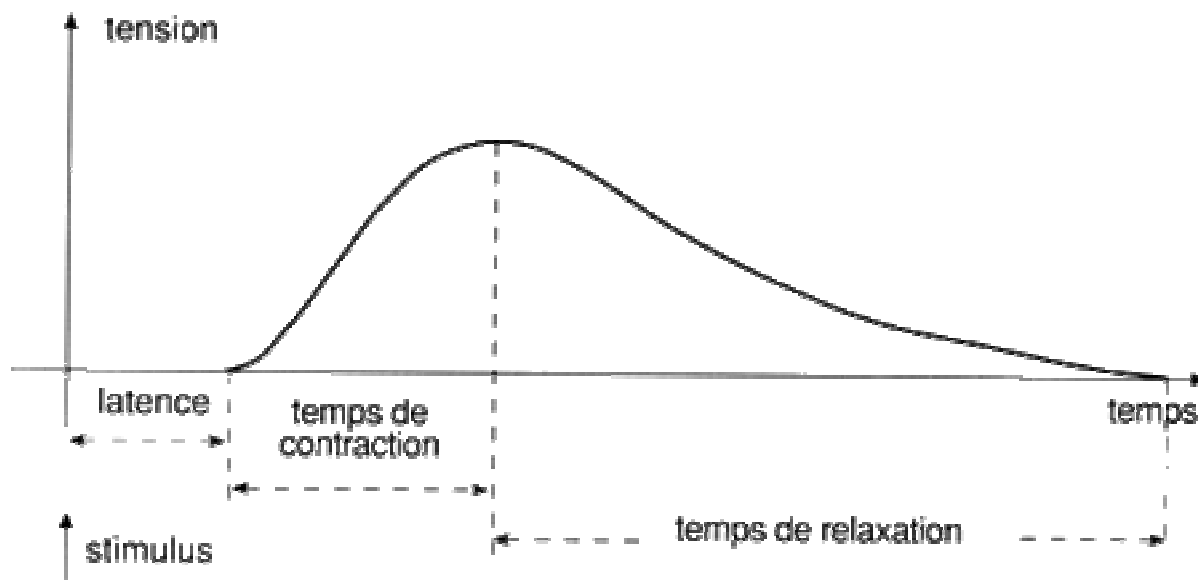


Figure 1-31 : Le myogramme de la secousse nous permet d'identifier trois phases dans la réponse musculaire. Un temps de latence, puis la contraction du muscle suivit par sa relaxation (Bouisset, Maton 1996).

Notons que si on peut identifier ces différentes phases pour tous les muscles, la rapidité de leur succession seront variables d'un muscle à l'autre :

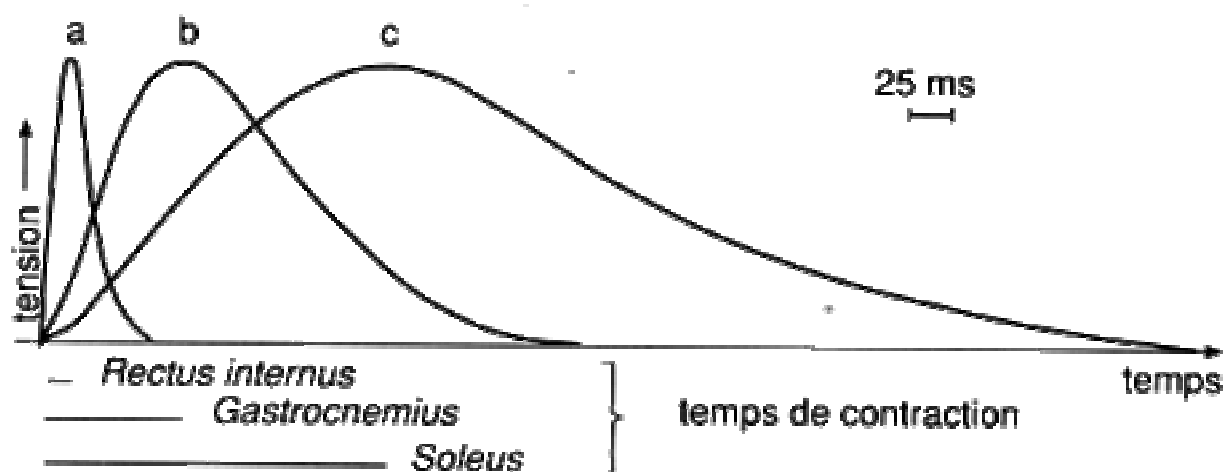


Figure 1-32 : Différentes réponses à un stimulus suivant le muscle considéré pour trois muscles de chat (Bouisset, Maton 1996).

L'analyse de la contraction isotonique (à effort constant) d'un muscle peut être réalisée in vitro à l'aide du montage expérimental suivant :

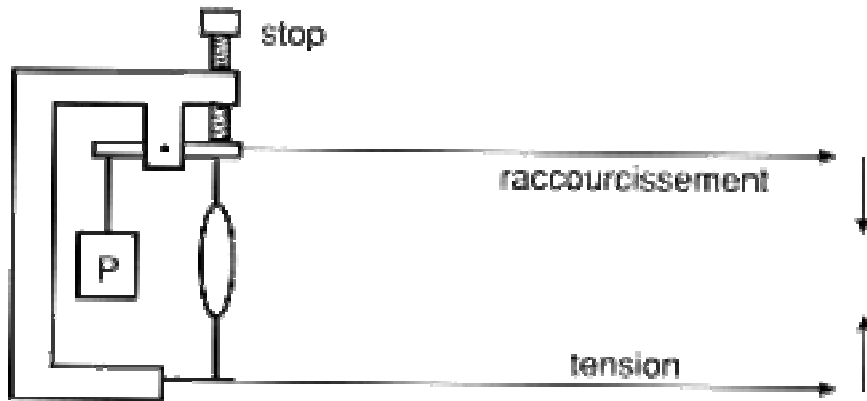


Figure 1-33 : Dispositif permettant de mesurer simultanément la force, au moyen d'un myographe isométrique (noté par tension sur le schéma), et le raccourcissement, au moyen d'un myographe isotonique (noté par raccourcissement sur le schéma). Une vis d'arrêt soutient la charge P, aussi longtemps que le muscle excité n'a pas développé une force suffisante à la soulever (Bouisset, Maton 1996).

Ce dispositif nous permet d'analyser l'évolution de la force et du raccourcissement du muscle dans le temps :

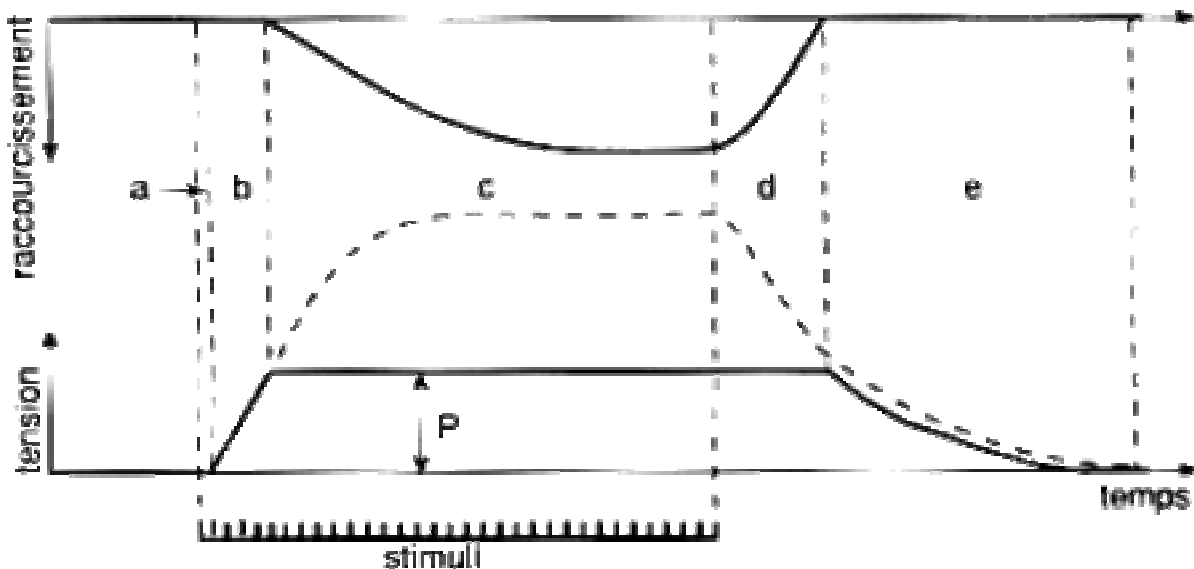


Figure 1-34 : Force et raccourcissement du muscle pendant et après une période de stimulation répétée. En a, période de latence ; En b, la contraction est isométrique (pas de variation de longueur du muscle) ; En c, elle devient isotonique (pas de variation de force du muscle). A la fin de la stimulation, le muscle ne peut plus soutenir la charge qui retombe en l'étirant (d) jusqu'au contact de la vis d'arrêt. A ce moment, le relâchement se poursuit en condition isométrique (e) (Bouisset, Maton 1996).

Intéressons nous maintenant à la relation force-longueur d'un muscle :

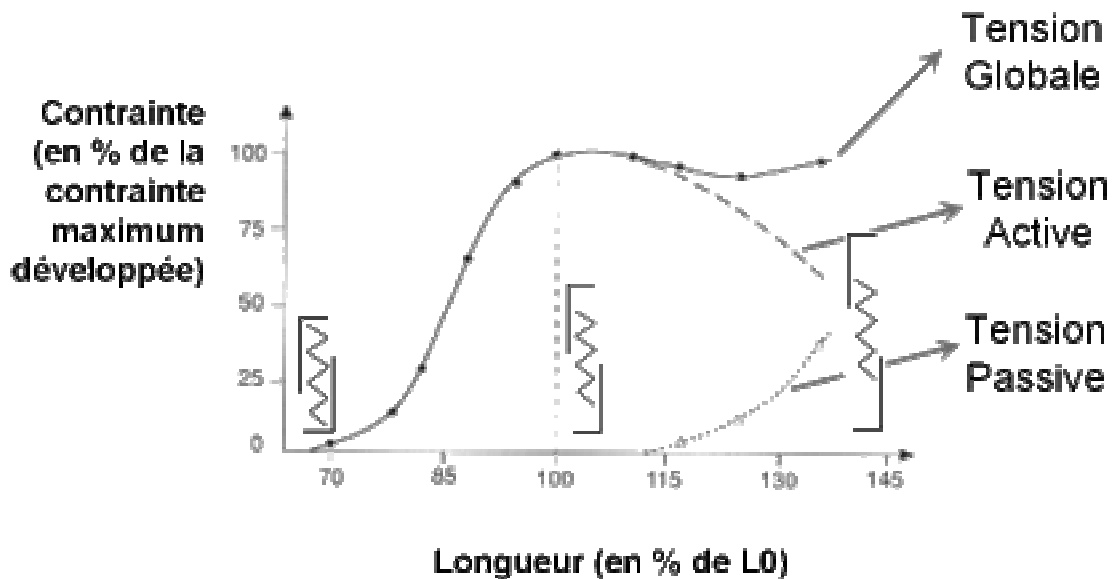


Figure 1-35 : Réponse mécanique d'un muscle en condition de contraction tétanique (toutes les fibres musculaires sont recrutées), pour différentes longueurs du muscle (figure adaptée de Bouisset, Matton 1996).

La tension 100 correspond à la force maximale F_0 que développe le muscle à la longueur de repos L_0 (100 sur l'axe des abscisses). On remarque que la tension globale développée est la somme des composantes active (la force que développe la propriété contractile des sarcomères) et passive (composantes d'élasticité et de fluage du muscle). L'état d'élongation des sarcomères est également représenté schématiquement. Là encore, suivant le muscle considéré, on observera des variations de proportion des composantes actives et passives du muscle, ce qui influera sur la tension globale :

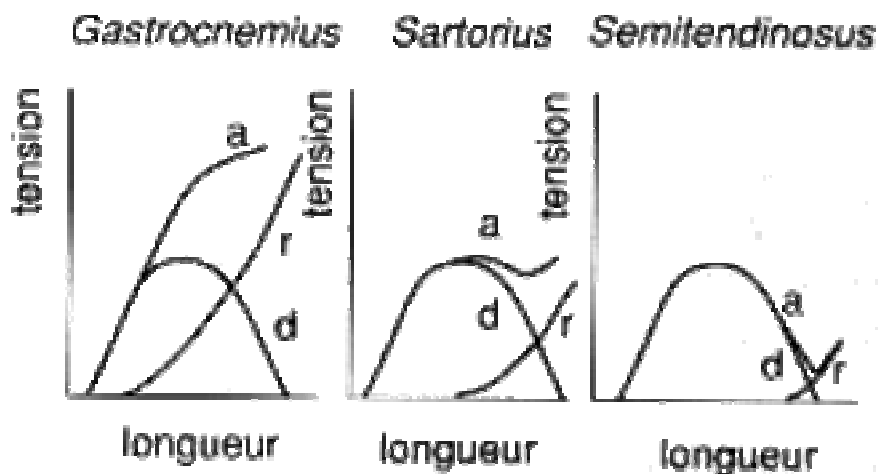


Figure 1-36 : Variation des relations force-longueur pour différents types de muscles de grenouille. *a* représente la tension globale du muscle, *d* et *r* ses composantes active et passive respectivement (Bouisset, Maton 1996).

(∞) Notons que la fatigue musculaire influe sur la capacité d'un muscle à fournir son effort maximum :

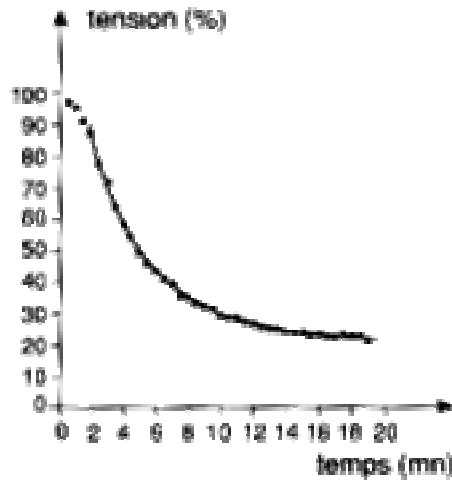


Figure 1-37 : Evolution de la tension tétanique en fonction du temps, au cours de la fatigue (Bouisset, Maton 1996).

(∞) Une étude (Kahn, Favriou et al. 1997) démontre que le phénomène de fatigue musculaire n'apparaît pas quand le muscle est contracté à moins de 15% de son activation maximum. On peut alors considérer que si l'on recherche une solution qui ne fasse pas intervenir de fatigue musculaire, il faut limiter l'activité musculaire à 15% de la capacité de contraction maximale des muscles.

Une autre relation importante du comportement mécanique du muscle est la relation force-vitesse :

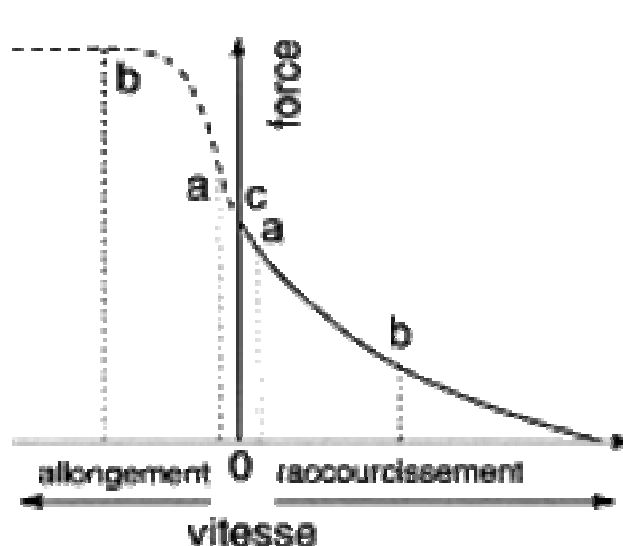


Figure 1-38 : Relation entre la force et la vitesse du muscle, en raccourcissement (contraction excentrique) et en allongement (contraction concentrique). Pour une même valeur de vitesse ($\pm a$ ou $\pm b$), la force est supérieure en allongement qu'en raccourcissement (Bouisset, Maton 1996).

Enfin, on peut évoquer les caractéristiques de rendement d'un muscle, avec les puissances associées.

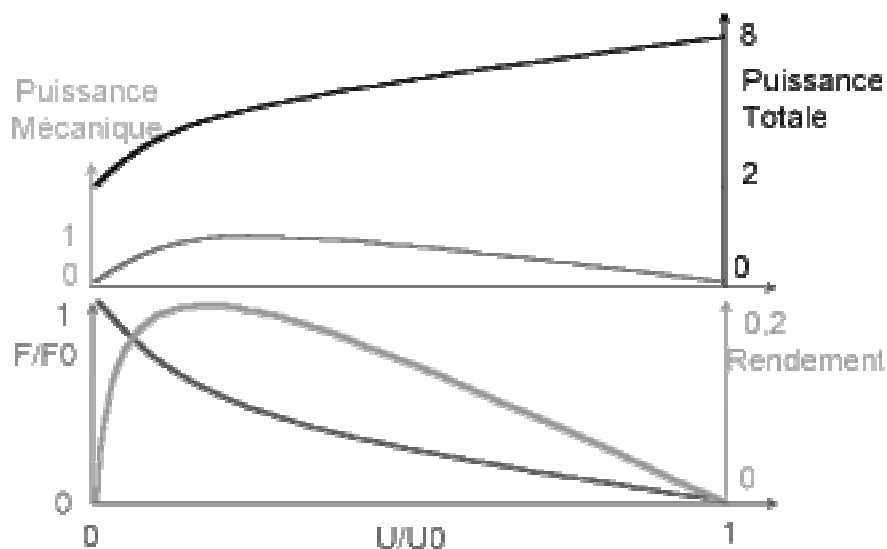


Figure 1-39 : Propriétés mécanique d'un muscle en fonction de sa vitesse de raccourcissement. La vitesse U est exprimée en pourcentage de la vitesse de contraction maximale sous charge nulle, U_0 ; la force F , en pourcentage de la force maximale à vitesse nulle F_0 (Bouisset, Maton 1996).

On observe que le rendement maximal d'un muscle est associé à une vitesse de raccourcissement du muscle (de l'ordre de $U/U_0 = 0.3$), et qu'il n'excède pas 0,2. Le reste est dissipé principalement en chaleur.

(\square) Evoquons quelques propriétés du muscle *in situ*. Si on considère un muscle, selon la position relative de ses insertions proximales et distales autour d'une articulation, l'effet de sa contraction sera différent. Ainsi, s'il a une insertion proximale proche de l'articulation et une insertion distale lointaine, sa contraction engendrera un mouvement de faible amplitude, mais le moment qu'il générera par rapport à l'articulation pourra être important ; ce sera donc un muscle fournissant de la puissance de mouvement. A l'inverse, s'il possède une insertion proximale lointaine avec une insertion distale proche de l'articulation, sa contraction générera une amplitude de mouvement importante, mais l'effort maximal qu'il pourra générer sera moindre que dans le précédent cas ; ce sera alors un muscle permettant une plus grande vitesse de mouvement. Ces propriétés dépendent aussi du degré d'ouverture de l'articulation.

(\square) Enfin, l'observation électromyographique révèle que la majorité des mouvements impliquent bien sûr les muscles agonistes (c'est-à-dire ceux participant directement à sa réalisation), mais aussi les muscles antagonistes (c'est-à-dire ceux dont la contraction s'oppose au mouvement ou à l'effort à générer). Cette observation s'explique par le fait que,

pour un mouvement, les muscles antagonistes contrôlent d'une part la rapidité de son exécution, mais encore sa précision (Bouisset ,Maton 1996). Dans le cadre de mouvement nécessitant de fournir un grand effort, cette co-contraction musculaire participe également à la stabilité des articulations. Dans le cadre de la posture, cette notion de stabilité est également présente, ce qui implique une activité antagoniste du système musculaire. La prise en compte de cette activité antagoniste est importante dans le cadre de l'estimation des efforts que le système musculaire imprime à l'articulation. Au niveau du rachis, cette co-contraction vient principalement surcharger en compression ces niveaux intervertébraux.

Nous ne venons d'aborder dans ce paragraphe que les aspects les plus importants de la contraction musculaire. Chacun des paramètres présentés est généralement fonction de beaucoup d'autres. Mais ce système, complexe, doit être modélisé dans l'objectif que nous nous sommes fixé. Le paragraphe suivant présente la formulation du problème.

1.2. Présentation mécanique du problème

Afin de pouvoir déterminer les efforts dans le rachis (ou efforts de liaison intervertébrale), qui sont des efforts internes au système (le corps humain), il faut tout d'abord faire le bilan des forces extérieures agissant sur ce système : Une personne.

Bilan des forces :

Plaçons nous dans le cas de la statique (cadre de notre étude) et imaginons une personne debout, dans une certaine posture. Les forces s'appliquant sur notre sujet sont alors:

- Forces de contact: Action du sol sur la personne, et éventuellement de tout autre objet en contact avec le corps (charge levée par exemple), non considéré ici.
- Forces à distance: Action de pesanteur sur la personne.

Ce qui donne alors l'équation d'équilibre:

$$\left\{ \tau_{\text{Pesanteur} \rightarrow \text{Sujet}} \right\}_O + \left\{ \tau_{\text{Sol} \rightarrow \text{Sujet}} \right\}_O = \{0\}_O$$

La difficulté est qu'à ce stade n'apparaissent pas les efforts dans le rachis.

Expression du torseur des actions au niveau d'un plan de coupe :

Il est donc nécessaire de réaliser une étape intermédiaire, qui consiste à "couper" virtuellement notre sujet dans le plan transverse, au niveau où l'on souhaite exprimer les efforts de liaison intervertébraux (par exemple au niveau du disque intervertébral L3/L4). Pour écrire l'équilibre du sous-système, considérons donc les deux sous-parties du sujet, la partie haute (PH) et la partie basse (PB). Ecrivons alors l'équilibre de la partie basse:

Il vient deux forces de contact, l'action du sol sur la partie basse et l'action de la partie haute sur la partie basse, et une force à distance, l'action de pesanteur sur la partie basse.

Ce qui donne alors l'équation d'équilibre (en un point O arbitraire):

$$\left\{ \tau_{\text{PH} \rightarrow \text{PB}} \right\}_O + \left\{ \tau_{\text{Pesanteur} \rightarrow \text{PB}} \right\}_O + \left\{ \tau_{\text{Sol} \rightarrow \text{PB}} \right\}_O = \{0\}_O$$

L'action que le sol soumet à la partie basse est équivalente à celle qu'il soumet au sujet entier. De plus, le point O dans lequel sont exprimés les torseurs n'est pas fixé. Si nous choisissons de l'exprimer au niveau du centre de la liaison intervertébrale (Point C), couramment pris postérieurement de 2/3 par rapport au disque intervertébral, nous exprimons la résultante des efforts (en force et en moment) en ce point. On obtient alors l'équation :

$$\left\{ \tau_{PH \rightarrow PB} \right\}_C = \left\{ \tau_{Sujet \rightarrow Sol} \right\}_C - \left\{ \tau_{Pesanteur \rightarrow PB} \right\}_C$$

Son expression fait donc intervenir deux torseurs : Le torseur des efforts de la personne sur le sol et le torseur dû à la gravité sur la partie basse. L'obtention de ces torseurs est quantifiable par les modes de mesures suivants :

Effort du sujet sur le sol: Il est obtenu expérimentalement par l'intermédiaire de plateaux de forces, qui donnent directement les six composantes d'efforts exprimées dans le repère du plateau. Dans le cadre des études statiques, on peut utiliser également des plateformes de pression, en considérant que les efforts de cisaillement des pieds sur la plateforme sont négligeables. Dans ce cas, on pourra confondre la projection du centre de masse avec le centre des pressions.

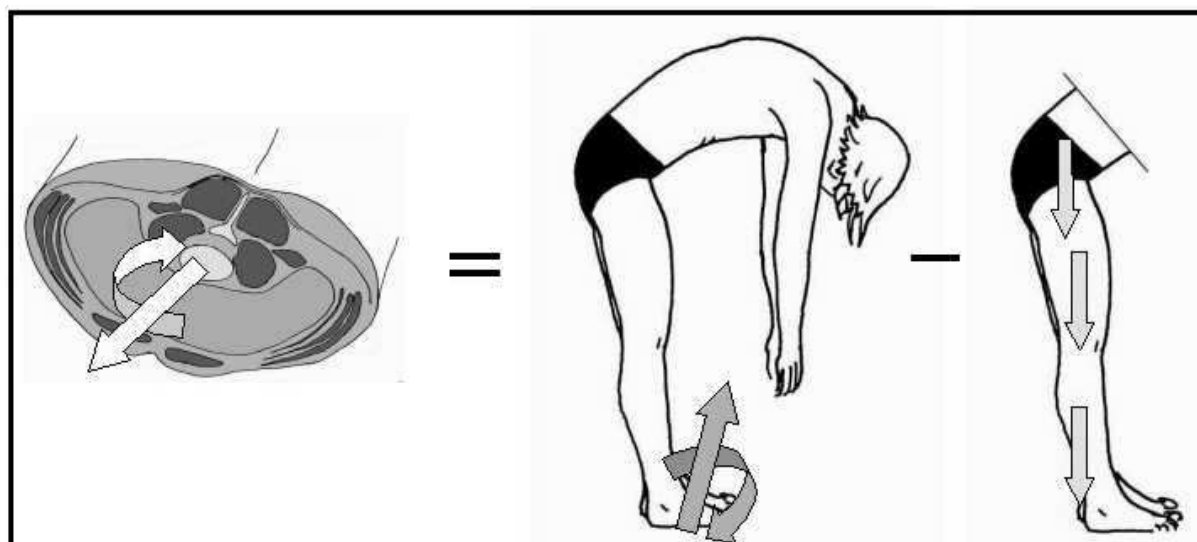


Figure 1-40 : Illustration de l'égalité issue du principe fondamental de la statique pour un sujet, au niveau d'un plan de coupe situé dans le plan intervertébral. L'expression des efforts que soumet la partie haute à la partie basse (à gauche) peut être estimée expérimentalement, par la mesure du torseur du sol sur le sujet (au centre), ainsi que la connaissance des positions des centres de masses et des masses associés aux segments corporels, afin d'évaluer les forces de gravité (à droite).

Effort de pesanteur sur la partie basse: L'obtention de ce torseur est plus délicate, car elle nécessite de connaître (à tout instant dans le cas de la dynamique) la position (ainsi que la vitesse et l'accélération en dynamique) des différents segments corporels dans l'espace, ainsi que leurs masses respectives (et leurs moments d'inertie en dynamique). Les positions dans l'espace sont obtenues en plaçant des marqueurs liés aux différents segments, et par l'acquisition de leurs coordonnées. Une deuxième étape est l'évaluation de la position des centres de gravité des différents segments corporels, ainsi que l'estimation de la masse

associée à chaque segment. Nous disposons pour cela de tables anthropométriques qui donnent à partir de mesures anatomiques simples le poids et la position du centre de gravité de chaque segment corporel.

Relation entre efforts musculaires et efforts dans la liaison intervertébrale

Dans le paragraphe précédent, nous avons montré que le torseur des efforts exercés par la partie haute sur la partie basse (aussi appelé ‘torseur des efforts de cohésion’) est calculable. Cependant il ne renseigne pas directement sur les efforts au niveau de la liaison intervertébrale. Ce torseur des efforts de cohésion se décompose en plusieurs éléments :

- Le torseur des efforts de liaison intervertébrale, comprenant les efforts dans le disque intervertébral, les efforts des ligaments de la colonne vertébrale concernés par le plan de coupe, et les efforts dans les articulations inter apophysaires. Nous considérerons dans leur globalité les efforts repris par l’unité fonctionnelle (notés LI) :

$$\{\tau_{LI}\}_C$$

- Le torseur des efforts engendrés par l’action des différents muscles dans le plan de coupe choisi.

$$\sum_{\text{muscle}_i} \{\tau_{\text{muscle}_i}\}_C$$

L’action de chaque muscle (ou faisceau musculaire) au niveau du plan de coupe peut être représentée par le vecteur résultant des différents efforts de cohésion dans la section de ce muscle (ou faisceau).

- Le torseur des efforts dus à l’action de la pression intra abdominale (notés PIA). La pression intra abdominale peut également être représentée par sa résultante :

$$\{\tau_{PIA}\}_C$$

- Enfin, on pourrait aussi inclure les efforts dus à l’élasticité de la peau et des graisses. Nous les négligeons dans la mesure ou nous considérons une amplitude non extrême de mouvements physiologiques.

Le torseur de cohésion s'écrit alors :

$$\{\tau_{PH \rightarrow PB}\}_C = \sum_{muscle_i} \{\tau_{muscle_i}\}_C + \{\tau_{PIA}\}_C + \{\tau_{LI}\}_C$$

Ou encore, pour exprimer le torseur d'efforts dans la liaison intervertébrale :

$$\{\tau_{LI}\}_C = \{\tau_{PH \rightarrow PB}\}_C - \sum_{muscle_i} \{\tau_{muscle_i}\}_C - \{\tau_{PIA}\}_C$$

La difficulté est que le torseur des efforts musculaires ne peut pas être obtenu de façon expérimentale. C'est par modélisation que nous cherchons à estimer les différentes actions musculaires et le torseur correspondant.

Pour chaque muscle, on peut exprimer une force résultante qui est la somme des actions élémentaires de contraction des fibres musculaires. Ainsi, les inconnues que nous chercherons à identifier dans le cadre de notre travail sont pour chaque muscle ou faisceau musculaire la force qu'il développe, en terme d'intensité, d'orientation et de point d'application de sa force résultante dans le plan de coupe.

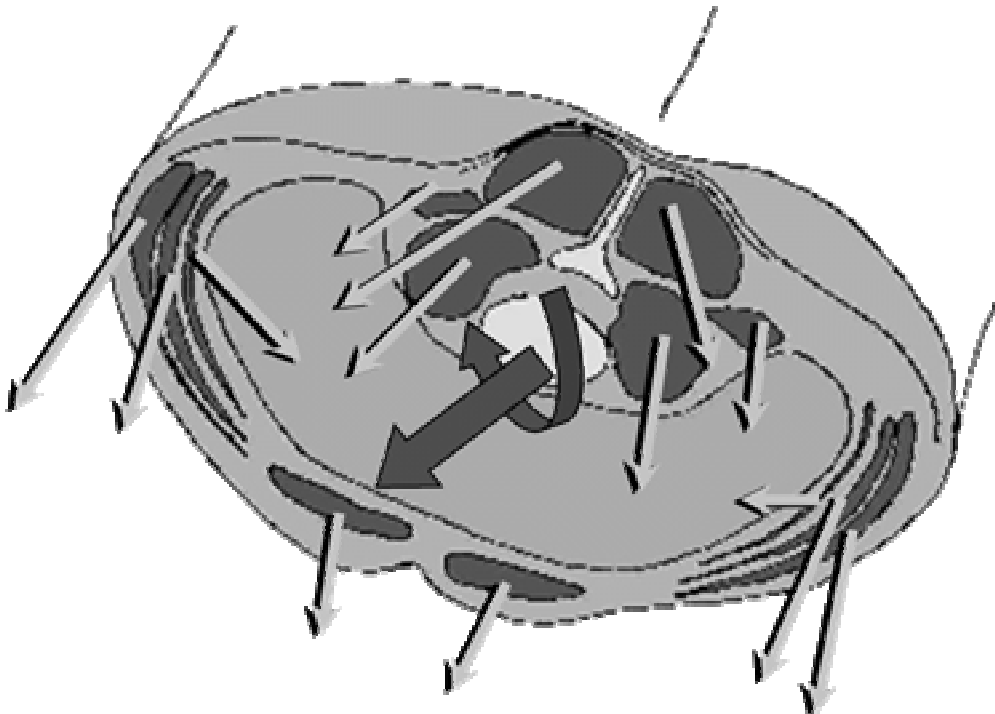


Figure 1-41 : Illustration de la décomposition du torseur des efforts de cohésion au niveau du plan de coupe. Les flèches fines représentent les forces musculaires, les flèches épaisses le torseur d'effort supporté par la liaison intervertébrale. La force résultante de la pression intra abdominale n'est pas représentée.

Pour calculer ce torseur d'effort des actions musculaires, il faudra donc pouvoir d'une part obtenir une géométrie précise des muscles dans le plan de coupe considéré, ce qui permet de déterminer la position et l'orientation de la force d'action résultante de la contraction du muscle (par rapport à la liaison intervertébrale et dans son repère associé). D'autre part, il faut analyser comment ces muscles seront recrutés, ce qui détermine l'intensité de la force résultante de contraction du muscle.

La géométrie musculaire

La géométrie musculaire est difficile à obtenir, d'une part parce qu'elle est très complexe dans le tronc, et que les moyens à mettre en œuvre pour obtenir une image des muscles sont lourds. On peut apprécier la position des muscles dans une coupe scanner (irradiant) ou IRM. Les inconvénients de ces méthodes sont que l'on ne peut pas précisément juger de la direction des fibres musculaires (et donc de la direction des forces générées par les muscles), et que ces acquisitions ne sont faites aujourd'hui qu'en position couchée. De plus, une fois la géométrie obtenue, il reste à définir les propriétés mécaniques des muscles, notamment leur contrainte maximum admissible. On cerne donc ici un premier problème dans l'évaluation du torseur des actions musculaires.

Le recrutement musculaire

Un autre problème de l'obtention du torseur des actions musculaires est la partie commande. On a vu que l'on ne dispose que des 6 équations de la statique au niveau du plan de coupe, alors que nous avons: Six inconnues d'efforts de liaison intervertébrale (trois composantes de moment et trois autres de résultante) et 1 inconnue par muscle ou faisceau musculaire modélisé, qui sera le niveau d'activation du muscle considéré. Soit, de quelques dizaines à plus d'une centaine d'inconnues suivant le degré de raffinement de la modélisation musculaire, en négligeant les efforts générés par la pression intra-abdominale, la peau, les organes... Il s'agit donc d'un problème hautement hyperstatique, et nous devons choisir un mode d'attribution des efforts musculaires afin de pouvoir calculer le torseur des actions musculaires et d'en déduire le torseur de liaison intervertébrale. Nous allons voir comment ce problème, nommé problème de l'indétermination (ou de la redondance) musculaire a été traité par les différents auteurs dans l'étude bibliographique présentée dans le chapitre suivant.

CHAPITRE II

Bibliographie

2. Bibliographie

Nous articulerons notre revue bibliographique en quatre domaines nous paraissant essentiels pour justifier du modèle proposé et de ses résultats :

- La première étude concerne les différents modèles musculaires du tronc proposés dans la littérature. Cette étude sera subdivisée en deux sous parties : Les modèles considérant l'équilibre global de la colonne, et ceux considérant son équilibre local, c'est-à-dire à un niveau intervertébral. Ces modèles seront présentés essentiellement sous la forme de tableaux de synthèse.
- Ensuite nous nous intéresserons à la géométrie musculaire, et à la façon dont les différents auteurs ont représenté le système musculaire du tronc.
- Puis nous explorerons rapidement les protocoles d'acquisition des données d'entrée des modèles musculaires envisagés dans la littérature
- Enfin la dernière étude s'intéressera aux efforts supportés par la liaison intervertébrale. Pour des besoins de construction du modèle, nous explorerons les niveaux d'efforts admissibles dans la colonne vertébrale, résultats d'expériences *in vivo* et *in vitro*. Ensuite, à des fins de validation, une synthèse des résultats en efforts trouvés par les modèles musculaires sera proposée.

Nous concluons ensuite et justifierons l'approche du modèle que nous avons retenu.

2.1. Les modèles biomécaniques

Ce paragraphe présente les différents modèles de la musculature du tronc que l'on peut retrouver dans la littérature. Sans être exhaustive, cette revue se veut représentative des différentes approches rencontrées dans la modélisation du système musculaire du tronc.

2.1.1. Les modèles d'équilibre global

Le premier type de modèles est le groupe des modèles globaux, c'est à dire qui ne font pas de coupe virtuelle pour accéder aux efforts de cohésion. Il s'agit souvent de modèles de type éléments finis (Dietrich, Kezdior et al. 1990; Goel, Kong et al. 1993; Takashima, Singh et al. 1979) et sont destinés à l'étude de l'équilibre global de la structure. Les données d'entrées

sont les efforts musculaires, sous la forme d'application de chargement aux nœuds du modèle, permettant ainsi une étude fine de la répartition des contraintes dans la structure.

Le tableau qui suit la figure de la page suivante présente les caractéristiques des différents modèles d'équilibre global :

Abréviations utilisées dans le tableau :

A-P (Antéro-postérieur),
EF (Eléments finis),
EMG (Electromyographie ou electromyographique),
IV (intervertébrale),
MEF (Méthode des éléments finis),
MVC (contraction volontaire maximale),
N.C. (non-communicé).

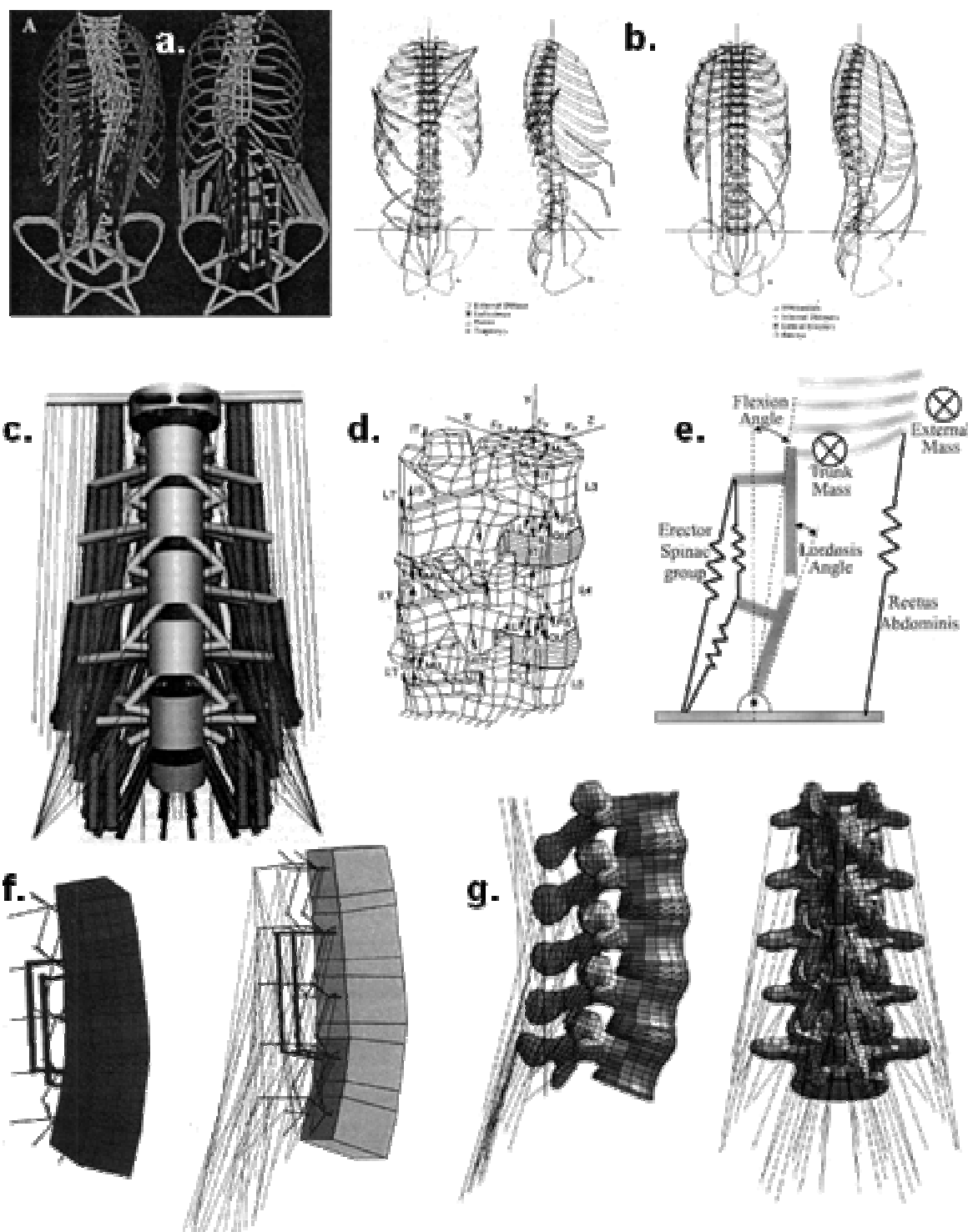


Figure 2-1 : Représentations graphiques de quelques modèles d'équilibre global intégrant les muscles:
a. (Beausejour, Aubin et al. 1999),
b. (Takashima, Singh et al. 1979),
c. (Gardner-Morse, Stokes et al. 1995),
d. (Kong, Goel et al. 1996),
e. (Granata, Wilson 2001),
f. (Calisse, Rohlmann et al. 1999),
g. (Zander, Rohlmann et al. 2001).

Reference [Illustration]	Objectif	Type de modélisation					Collecte des données	Situations analysées	Moyen de validation	Intérêts (INT) et limites (LIM)
		Statique / Dynamique	Ligaments	Autres tissus passifs	Pression abdominale					
(Takashima, Singh et al. 1979) [2-1 b.]	Démontrer l'apport de la MEF pour les problèmes biomécaniques.	Modèle EF complet (rachis, côtes, bassin) incluant 68 faisceaux musculaires. Attribution arbitraire des efforts musculaires	S	O	O	N	Aucune (approche théorique de la méthode).	Poids du corps / maintien posture; Résistance du tronc à différents effort; Effet poids du corps / courbure scoliothique; Effet contraction musculaires / courbure scoliothique.	N.C.	INT: Démontre l'apport de la MEF dans la biomécanique. LIM: Pas de stratégie de recrutement musculaire.
(Yettram, Jackman 1980)	Calcul des efforts dans le rachis.	Résolution d'un système de 184 équations comprenant 381 variables (dont 171 faisceaux musculaires) par optimisation. Géométrie initiale relevée à partir des positions des vertèbres sur radio.	S	N	N	N	Radios volontaires sains et scoliothiques.	1. Flexion sagittale et latérale, colonne saine. 2. Position debout, puis instrumentée de la colonne scoliothique.	N.C.	INT: Etude des efforts IV chez le scoliothique. LIM: Modélisation des corsets sommaire.
(Dietrich, Kezdior et al. 1990) [2-2.]	Etude de la stabilité du rachis. Hypothèses sur l'apparition des scolioses idiopathiques.	Modèle EF complet, dont représentation volumique des muscles. Une même situation est analysée avec: 1. Tous les muscles. 2. Les muscles érecteurs du rachis. Apparaissent des critères de stabilité. Forces musculaires obtenues par optimisation (minimum d'énergie élastique).	S	O	N	O	Prise sur littérature	Chargements symétriques par rapport au plan sagittal.	N.C.	INT: Muscle volumiques, explication de l'apparition des courbures scoliothiques. LIM: Coût numérique.
(Potvin, McGill et al. 1991)	Etablir les contributions muscles / ligaments lors de levés de charges.	Modèle EF complet (pelvis, cage thoracique, lombaires) avec 50 faisceaux musculaires et 11 ligaments. Répartition des efforts entre tissus passifs et muscles.	D	O	O : Muscles	N	EMG (avec MVC). Plateau de force. Marqueurs optiques (diodes) pour la les positions du pelvis & thorax. Anthropométrie.	Deux types de lifts dans le plan sagittal (accroupis et penché). Différentes charges. Différents angles de flexion du tronc.	N.C.	INT: Contribution des tissus passifs suivant l'angle de flexion. LIM: Attribution musculaire par EMG.
(Goel, Kong et al. 1993)	Déterminer le rôle musculaire dans la reprise des efforts.	2 modèles EF (avec et sans muscles) de segment lombaire. Les contraintes dans le segment sont comparées avec et sans actions musculaires. Optimisation non-linéaire pour les efforts dans les muscles.	S & D	O	N	N	Coupes CT Scan sur cadavres pour obtenir le modèle EF. 8 coupes CT scan sur volontaires (muscles). Selspot II pour la cinématique. EMG sur 4 muscles. Plateau de force.	3 niveaux de charges en statique (Debout, jambes raides, incl. 30°) & dynamique (Même position, mais lifting).	Par la comparaison avec d'autre modèles. Par EMG.	INT: Influence de la dégénérescence musculaire sur différents paramètres biomécaniques. LIM: Modèle local (2 vertèbres).
(Stokes, Gardner-Morse 1995)	Démontrer l'insuffisance de l'approche par plan de coupe pour la recherche de l'équilibre global. Rôle des muscles sur la stabilité rachidienne.	Modèles de solides (vertèbres) avec disques (MEF) et 132 faisceaux musculaires. Optimisation linéaire pour les efforts musculaires.	S	N	N	N	Prise sur littérature.	Couples purs sur T12.	Comparaison avec d'autres modèles.	INT: Modèle détaillé des muscles postérieurs. LIM: Il manque des muscles importants.
(Kong, Goel et al. 1996) [2-1 d.]	Effets des dysfonctions musculaires sur la mécanique du rachis lombaire.	Modèle EF L3-L5. Simulation de dysfonctions musculaires. Optimisation non-linéaire (efforts musculaires).	S & D	O	N	N	Idem article 1993	Lift (de 0, 90 et 180N), jambes raides, tronc totalement fléchi au départ.	non	INT: Influence de la dégénérescence musculaire sur différents paramètres biomécaniques. LIM: Modèle local (3 vertèbres).
(Beausejour, Aubin et al. 1999) [2-1 a.]	Etude du mécanisme du contrôle musculaire pour le mouvement.	Deux modèles sont présentés: Pendule inversé (2 DDL, 6 muscles), un modèle EF détaillé du tronc complet (160 faisceaux musculaires). Le processus de contrôle musculaire est fondé sur la théorie du point d'équilibre, contrôlé par trois paramètres.	D	O	O	N	Modèle EF reconstruit par stéréoradiographie.	Inclinaison, flexion et extension du tronc.	EMG issus de la littérature.	INT: Modèle EF très complet. Méthode d'attribution des forces musculaires. LIM: Pas de gestion de l'encombrement musculaire.
(Calisse, Rohlmann et al. 1999) [2-1 f.]	Déterminer les forces musculaires à considérer dans le cadre d'études EF.	Deux modèles EF (L1-L5 instrumenté en L2-L4, L1-L5 non-instrumenté). les efforts musculaires sont déterminés pour correspondre aux efforts de cisaillement A-P et de moment enregistré in-vivo dans un implant.	S	O	O	O	Efforts dans l'implant. Recalage de l'inclinaison des plateaux vertébraux par radiographie.	Posture droite et flexion de 60°	Recalage in vivo / modèle en terme d'effort et inclinaison des plateaux vertébraux.	INT: Les actions musculaires sont quantifiés pour générer les efforts de LI enregistrés in vivo. LIM: Les patterns musculaires ne semblent pas très réalistes.
(Granata, Wilson 2001) [2-1 e.]	Etude de l'influence de la posture sur la stabilité musculo-squelettique.	Double pendule inversé (2 rotules représentant L5/S1 et L3/L4) avec 12 muscles. Deux solutions calculées: Optimisation (minimum des contraintes musculaires au carré), puis critère de stabilité (basé sur le calcul de l'énergie potentielle).	S	N	N	N	EMG (pour valider l'activité musculaire). Marqueurs électromagnétiques (pour le contrôle de la posture du sujet).	Charge de 11.3kg. Combinaison de flexion (0, 15, 30 et 45°) et de torsion (0, 10 et 20°).	Corrélation des résultats du modèle avec IEMG.	INT: Mise en évidence du rôle de la co-contraction musculaire dans la stabilité. LIM: Seul l'effort de compression calculé est reporté, modèle simple.
(Stokes, Gardner-Morse 2001) [2-1 c.]	Déterminer quelle fonction d'optimisation reproduit le mieux les patterns EMG.	Modèles de solides (vertèbres) avec disques (MEF) complet du tronc et 180 faisceaux musculaires. La fonction d'optimisation comporte 5 composantes. Chacune est testée individuellement, puis en combinaison.	S	N	N	N	Système de chargement des sujets. EMG (2*6 muscles).	Combinaison de chargements de différentes amplitudes (de 0 à 300N, par pas de 50N) avec différentes directions (de 0 à 180°, par pas de 45°).	EMG	INT: Etablit la fonction d'optimisation la plus proche de la réponse EMG. LIM: L'EMG n'est pas la force musculaire.
(Zander, Rohlmann et al. 2001) [2-1 g.]	Contraintes dans le rachis pour la flexion.	Trois modèles EF du rachis lombaire avec 70 faisceaux musculaires. Différentes combinaison d'efforts arbitraire dans les muscles dorsaux.	S	O	O	N	Essais sur spécimen pour la validation, à 3.5Nm suivant les trois axes.	Inclinaison de 0 à 30° par pas de 10°. Variation de l'efforts dans les muscles 'locaux' du dos par pas de 5N pour estimer leurs capacités à supporter le moment fléchissant.	Calage du modèle suivant les trois axes sur des mesures in vitro de spécimens (déplacement global L1-L5 et pression intra-discale).	INT: Modèle détaillé EF. Méthode de validation du modèle. LIM: Modèle local, pas de coactivation.

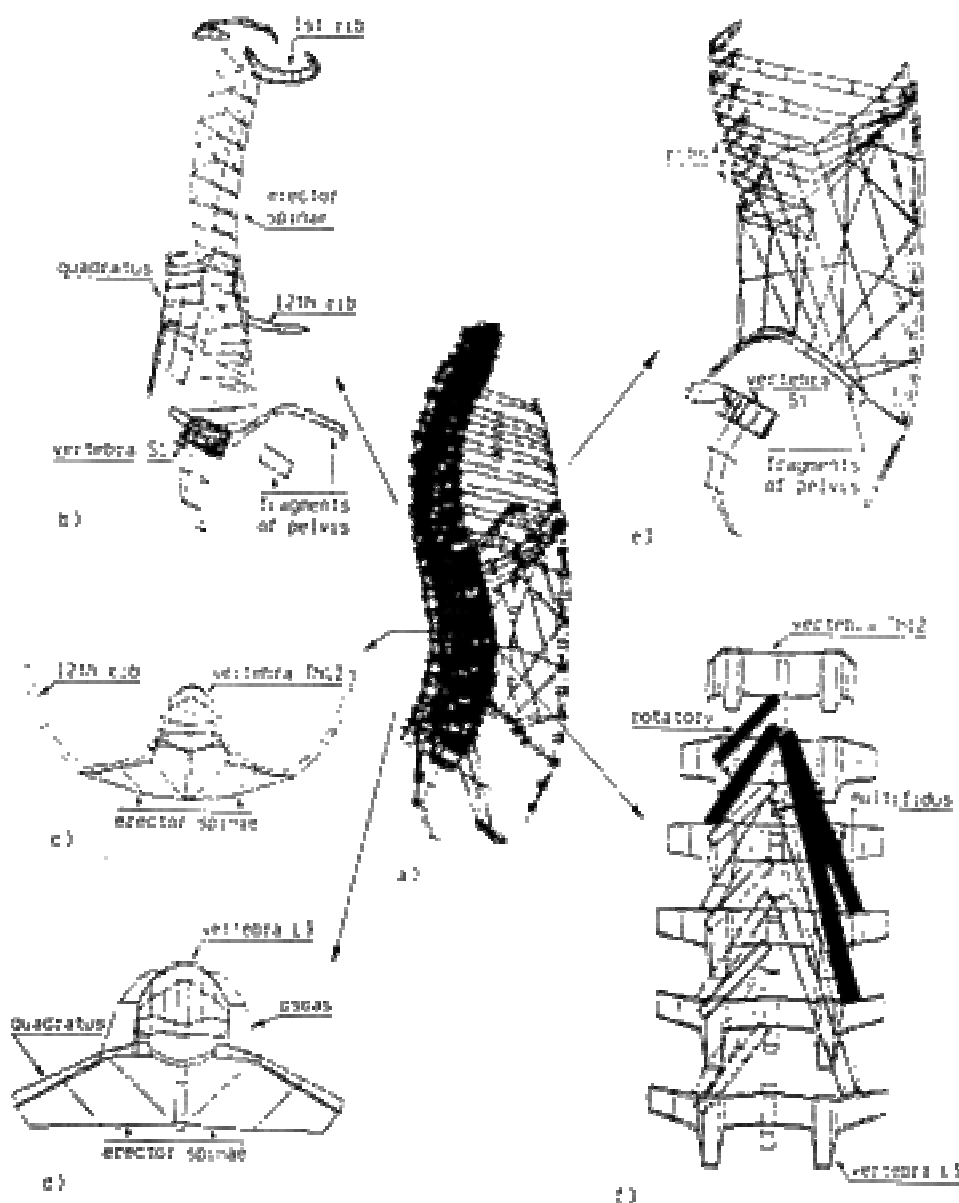


Figure 2-2 : Aperçu des différentes structures anatomiques présentes dans le modèle élément finis de Dietrich (Dietrich, Kezdior et al. 1990).

Il faut noter la modélisation par éléments finis du rachis et de sa musculature (Dietrich, Kezdior et al. 1990), la seule à notre connaissance représentant les muscles de façon volumique dans le système ostéo-articulaire du tronc. Cette approche permet d'accéder aux niveaux de contrainte dans les muscles, mais ne gère pas l'encombrement musculaire, c'est à dire les contacts entre muscles et muscles / os.

2.1.2. Les modèles par plan de coupe : Recherche d'un équilibre local.

Nous définirons le second groupe de modèles du type de ceux qui reprennent la démarche exposée dans la partie « Présentation du problème mécanique », que nous appellerons modèle

dynamiques, donc des données anthropométriques du sujet, et des données relatives à la posture. Le torseur des efforts extérieurs (les localisations, directions, intensités, variant dans le temps) est quantifié en utilisant des transducteurs appropriés (point discuté dans la partie ‘protocole expérimentaux’). Les données anthropométriques pour un sujet sont les lieux des centres de masse des divers segments corporels, leur masse et leur moment d’inertie. Les paramètres dépendant de la posture instantanée sont le lieu et l’orientation des lignes d’action musculaires, leurs points d’applications, les paramètres géométriques du rachis avec ses ligaments et son système aponévrotique, et les vecteurs position, vitesse et accélération des segments corporels.

La formulation du problème aboutit à une forme indéterminée (système comportant plus d’inconnues que d’équations), ce qui implique l’adoption d’une stratégie d’attribution des forces dans les muscles, afin de trouver une solution optimale qui ne se bornera pas seulement au respect des équations d’équilibre, mais qui sera aussi physiologiquement acceptable. Une discussion concernant les différentes méthodes d’attribution des efforts dans les muscles (le traitement de la redondance musculaire) est proposée dans l’introduction de l’article présentant le modèle musculaire, ainsi que dans notre synthèse de cette revue.

Voici donc un tableau de synthèse rapportant les principales caractéristiques de ce type de modèle.

Abréviations utilisées dans le tableau de synthèse :

- A-P : Antéro-postérieur.
- EMG : Electro-myographie (ou electro-myographique).
- IV : Inter vertébral(e).
- P-A : Postéro-antérieur.
- N.C. : Non communiqué.

Réf.	Objectif	Type de modélisation					Collecte des données	Situations analysées	Moyen de validation	Intérêts (INT) et limites (LIM)
		Niveau du plan de coupe et méthode de résolution du système hyperstatique		Statique / Dynamique	Ligaments	Autres tissus passifs				
(Schultz, Andersson 1981)	Détermination des chargements du rachis lombaire.	Plan L3/L4. Hypothèses sur l'activité des muscles et technique d'optimisation linéaire.	S	N	N	O	Aucune	Différents chargements symétriques et asymétriques.	EMG, Mesure de pression intradiscale.	INT: Premier modèle par plan de coupe. Formulation du problème. LIM: Attribution des efforts musculaires, pas de personnalisation.
(McGill, Norman 1986)	Repartir le moment dynamique entre disques, ligaments, et muscles. Calcul des efforts IV.	Plan L4/L5. Restauration des efforts dans les différents tissus, dont les muscles où la stratégie de répartition s'appuie sur l'EMG.	D	O	O	Calculée mais pas prise en compte.	Plateau de force, EMG, vidéo pour la partie cinématique. Mesures IRM pour le modèle musculaire générique.	2 types de levé de charges dans le plan sagittal (charges de 27 à 91 kg).	Comparaison des valeurs de compression et de cisaillement du disque L4-L5 avec d'autres modèles.	INT: Répartition du torseur de liaison IV en ses différentes composantes. Attribution musculaire en relation avec un signal physiologique (EMG). LIM: Moments résiduels importants dans la liaison IV.
(Reilly, Marras 1989)	Construire un modèle de prédiction de l'activation EMG (10 muscles), de la pression intra-abdominale pour le calcul des efforts IV en fonction de données cinématiques.	Plan L5/S1. Paramétrage de modèle (par données EMG & pression intra-abdominale). Attribution basée directement sur EMG(t)/EMG(max).	S & D	N	N	O	Mesure EMG et de pression intra-abdominale	Effort du tronc dans le plan sagittal	Non, car le modèle est construit à partir de données expérimentales.	INT: Modèle déterministe. LIM: Efforts dans la liaison IV en relatif, modèle préprogrammé.
(Ladin, Murthy et al. 1991)	Prédire les configurations musculaires en fonction d'une combinaison de chargements dans le plan frontal et sagittal	Niveau L3. Attribution par optimisation linéaire.	S	N	N	N	Aucune: Approche théorique.	Combinaison de moments de flexion-extension et d'inflexion latérale.	Comparaison à d'autres résultats de modèles.	INT: Mise en place de profils musculaires en fonction du chargement. LIM: Standardisation des profils musculaires, attribution des forces musculaires.
(McGill 1992)	Repartir le moment dynamique entre disques, ligaments, et muscles. Calcul des efforts IV.	Plan L4/L5. Restauration des efforts dans les différents tissus, dont les muscles où la stratégie de répartition s'appuie sur l'EMG.	D	O	O	N	Plateau de force, EMG, vidéo pour la partie cinématique. Mesures IRM pour le modèle musculaire générique.	Inflexion latérale du tronc en charge.	aucun proposés par l'auteur	INT: Répartition du torseur de liaison IV en ses différentes composantes. Attribution musculaire en relation avec un signal physiologique (EMG). LIM: Moments résiduels importants dans la liaison IV.
(Hughes, Chaffin et al. 1994)	Comparaison de 4 méthodes d'optimisation avec: EMG, efforts de liaison IV, baisse de la contrainte admissible dans les muscles.	Plan L3/L4. 4 modes d'attribution: Minimisation de la compression IV, minimisation des contraintes musculaires au cube, minimisation des contraintes musculaires au carré, vecteurs propres de A'A, avec A matrice descriptive de la géométrie musculaire.	S	N	N	N	Enregistrement EMG (2*8 muscles). Dispositif de chargement.	100 N de cisaillement à 45°	Comparaison des méthodes d'attribution avec l'EMG.	INT: Comparaison des fonctions d'optimisations. Influence de la contrainte maximum admissible sur l'effort IV. LIM: Pas de résultats absolus d'efforts dans la liaison IV.
(Cholewicki, McGill et al. 1995)	Evaluer 3 méthodes d'attributions: EMG, Optimisation et EMGAO (combinaison de l'approche EMG et de l'optimisation)	Plan L4/L5. Restauration des efforts dans les différents tissus. Trois modes d'attribution: Méthode EMG (voir McGill & Norman 1986), double optimisation (des contraintes musculaires puis de la compression IV), et méthode EMG + optimisation (Solution initiale fournie par EMG modifiée pour satisfaire aux conditions d'équilibre dans la liaison IV).	D	O	O	N	Plateau de force, EMG, vidéo pour la partie cinématique. Mesures IRM pour le modèle musculaire générique.	Flexion, extension et inflexion latérale du tronc en charge.	N.C.	INT: Méthode EMGAO, qui permet de ne pas retrouver de moments résiduels dans la liaison IV. LIM: L'EMG n'est pas la force.
(Han, Goel et al. 1995)	Calcul des efforts IV.	Plan L3-L4. Optimisation non linéaire.	D	N	N	N	Selspot II (cinématique). Plateau de force. EMG (2*2 muscles). Mesures anatomiques et coupes CT scan pour la personnalisation du modèle.	Statique: Soutenir un poids dans une posture donnée. Dynamique: Lever de charges dans le plan sagittal.	N.C.	INT: Modèle entièrement personnalisé. LIM: Méthode d'attribution des efforts musculaires.
(Thelen, Schultz et al. 1995)	Recherche de l'effet de la co-contraction musculaire sur les efforts dans la liaison IV.	Plan L3/L4. Forces obtenues par deux optimisations successives, avec une solution initiale basée sur le signal EMG.	S & D	N	N	N	2 plateaux de force: Un au pied, un au niveau du bassin. EMG (2*7 muscles). Camera opto-électronique.	20 types de tâches en statique et dynamique.	N.C.	INT: Profils de co-contraction musculaires. LIM: Pas de résultats d'efforts dans la liaison IV, pas de données personnalisées.
(Raschke, Chaffin 1996)	Identifier les chargements extérieurs engendrant de l'antagonisme: Les cisaillements A-P ou les moments?	Plan L4/L5. Pas de résolution formelle, observation de l'activation EMG normalisée.	S	N	N	N	Dispositif de chargement. EMG (6 muscles).	Thorax: Force A-P de 25, 112 et 230N. L4-L5: Force A-P de 0, 80 et 180N avec et sans le bassin fixe.	N.C.	INT: Influence du chargement sur les activations musculaires. LIM: Pas de calcul des efforts dans la liaison IV.
(Marras, Granata 1997)	Déterminer les variations du torseur de la liaison IV avec la vitesse de levé de charges en inflexion latérale.	Niveau L2. Attribution EMG.	D	N	N	N	EMG. Dispositif de guidage du tronc dans le plan sagittal. Dispositif de repérage géométrique du tronc inclus dans le dispositif.	Lever de charges latérales à différentes vitesses d'exécution. Charges de 13.6 et 27.3 kg.	N.C.	INT: Influence de l'activité antagoniste sur les efforts de compression IV. LIM: Efforts annoncés en cisaillement (plus de 2 000 N de cisaillement latéral, moyenne sur douze sujets).
(Cheng, Chen et al. 1998)	Calcul des efforts IV.	Plan L5/S1. Optimisation non linéaire: Min (somme des contraintes musculaires au cube).	D	O (?)	O (?)	N	Vicon, un plateau de force par pied, EMG (6 muscles), mesures anatomiques sans personnalisation de la géométrie musculaire.	1 lever de charge asymétrique.	Comparaison du calcul de PH/PB et PB/PH. Corrélation avec EMG.	INT: Méthodes de validations du modèle externe (PH/PB). LIM: Le modèle doit calculer les efforts dans les facettes et deux ligaments, mais on ne donne pas les résultats. Efforts de plus de 500 N de cisaillement A-P sur le disque.
(Sparto, Parnianpour 1998)	Observer l'effet de la fatigue musculaire sur les chargements dans la liaison IV.	Plan L3/L4. Attribution par EMG plus loi de fatigue.	D	N	N	N	Mesures isocinétiques et EMG (2*5 muscles)	Exécution répétée de mouvements isocinétiques à 30% et 70% de l'effort maximum, à 5 et 10 cycles par minute.	N.C.	INT: Beaucoup de résultats détaillés sur l'évolution du recrutement musculaire avec la fatigue. LIM: Description du modèle non accessible (mémoire de thèse).
(de Looze, Groen et al. 1999)	Déterminer l'influence de la contraction des muscles abdominaux sur la compression IV.	Plan L5/S1. Attribution par EMG.	D	N	N	N	Vicon, plateau de force, EMG. Mise à l'échelle d'un modèle géométrique musculaire générique.	Lever de charge symétrique pour 0.5, 10.5 et 20.5 kg.	N.C.	INT: Influence de l'activation des muscles abdominaux. LIM: Méthode d'évaluation de l'activité des muscles abdominaux (comparé avec modèle "Single Equivalent Muscle").
(van Dieën, Kingma 1999)	Vérifier si les chargements asymétriques engendrent des efforts supplémentaires par rapport au moments d'extension pur.	Plan L5/S1. Trois modes d'attribution: Minimisation de la compression IV, minimisation des contraintes musculaires au cube, attribution guidée par l'EMG.	S	N	N	N	EMG (2*7 muscles) et calibration MVC	Lever de charges pour différentes orientations. Moment de 70Nm	N.C.	INT: Influence de la modélisation (méthode d'attribution et géométrie musculaire) sur les efforts IV. LIM: Efforts de cisaillement P-A (500 à 800N).

2.2. La géométrie musculaire

Il y a autant de modélisations musculaires que d'auteurs. Les premiers modèles se limitaient à un seul muscle équivalent à la musculature postérieure du dos. Dieën and Looze (1999) ont modélisé un levé de charge par un modèle de muscle équivalent et ont démontré une sensibilité considérable des estimations de compression et de cisaillement vertébral au regard des hypothèses anatomiques et fonctionnelles. Puis les auteurs ont pris en compte les principaux muscles du tronc, en les modélisant par une ligne d'action, au début en ligne droite entre les points d'insertion musculaire, puis par des interpolation curvilignes, plus aptes à modéliser des muscles ayant un trajet curviligne dans le corps, comme les obliques de l'abdomen et le *transversarius abdominis*. Suite à plusieurs travaux de dissection, ainsi qu'à un effort de modélisation, d'autres auteurs ont ensuite modélisé un muscle par plusieurs lignes d'action, comme les muscles érecteurs du rachis, muscles poly-articulaires composés de nombreuses digitations, ou les muscles en nappe, comme certains muscles abdominaux, dont il est assez irréaliste de réduire l'action en une ligne.

Certains modèles sont fondés sur le concept du plan de coupe, alors que d'autres sont des modèles globaux ; la modélisation musculaire ne sera alors pas la même suivant l'approche considérée : Dans la première, il est seulement nécessaire de modéliser le muscle dans le plan de coupe (soit une description de la ligne d'action équivalente du muscle ou du faisceau musculaire locale), alors qu'il devra être entièrement défini dans un modèle global.

Deux points nous ont semblé importants : Hormis les travaux de l'équipe de Dietrich (Dietrich, Kezdior et al. 1990), il n'existe pas, à notre connaissance, d'approche du muscle volumique dans les modèles musculo-squelettiques. Il s'agit toujours d'une description par ligne d'action équivalente. De plus, les modélisations ne sont que très rarement personnalisées, et quand elles le sont, il n'est pas tenu compte du changement de géométrie musculaire lors du passage à la position debout, alors qu'il a été démontré qu'elle n'est pas négligeable (McGill, Juker et al. 1996). La modélisation géométrique du muscle reste donc un point très délicat dans l'évaluation des efforts dans le rachis.

Une étude a été menée sur la sensibilité de la réponse d'un modèle à la description géométrique (Nussbaum, Chaffin et al. 1995). Elle démontre que la modélisation de la géométrie est un paramètre important de la modélisation musculaire (Figure 2-4, page suivante).

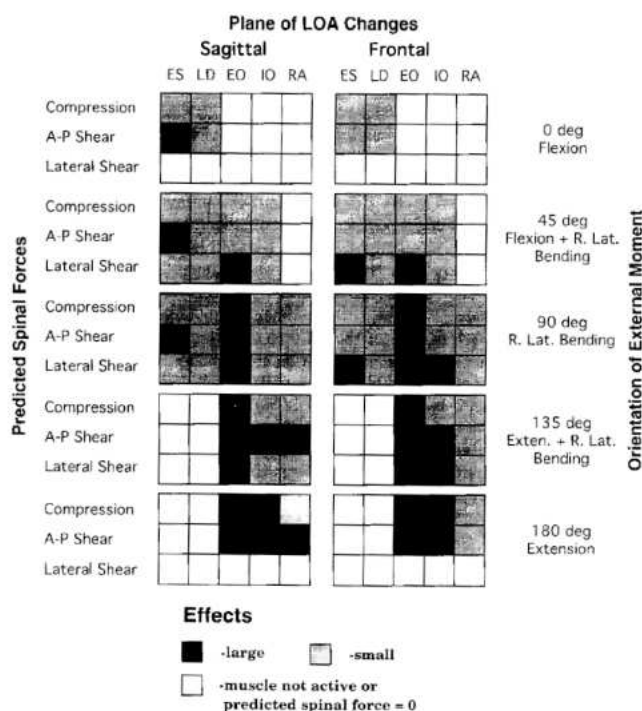


Figure 2-4 : Influence de la sensibilité d'un modèle musculaire à l'incertitude de la description géométrique musculaire (Nussbaum, Chaffin et al. 1995). Plusieurs cas de charges du modèle sont présentés (à droite du tableau), avec les variations de la réponse en fonction de l'axe de l'incertitude de positionnement de la ligne d'action, dans le plan sagittal (table de gauche) et dans le plan frontal (table de droite). La sensibilité de la réponse du modèle musculaire est codée par la couleur de chaque case, suivant la composante de force intervertébrale d'une part, et du muscle dont on fait varier la ligne d'action d'autre part. Une case noire correspond à une forte variation de la réponse du modèle (>100N) avec une variation du lieu du centroïde, les cases grisées correspondent à des variations d'effort de moindre importance (>50N et <100N), les cases blanches indiquent que soit le muscle n'est pas actif dans cette configuration, soit il ne peut pas jouer sur la composante de force concernée. Les muscles étudiés sont ES (erector spinae), LD (latissimus dorsi), EO (obliquus externus), IO (obliquus internus) et RA (rectus abdominis).

2.3. Les protocoles d'acquisition des données

2.3.1. Estimation du torseur des efforts extérieurs

La méthode générale d'obtention du torseur des efforts extérieurs a déjà été présentée dans la partie 'Présentation mécanique du problème'. La quantification des efforts extérieurs est expérimentalement complexe, et les auteurs utilisent en général deux techniques couplées pour répondre à l'objectif :

La première est une mesure des efforts externes au sujet. Les efforts au sol, souvent effectuée par l'intermédiaire de plateaux de forces, qui donnent dans le repère lié à l'instrument, les efforts engendrés par le sujet sur ce plateau. D'autres auteurs utilisent des instruments leur permettant de contrôler précisément l'effort développé par le sujet lors de l'expérience et sa position (appareils Cybex II – dynamomètre isocinétique -, 3 Space Isotrak, ou encore des

appareils développés par les auteurs eux-mêmes) (Lavender, Tsuang et al. 1993; Lavender, Tsuang et al. 1992; McGill 1991).

Le deuxième aspect est un enregistrement de la position des différents segments corporels lors de l'expérience. Ici aussi, les moyens utilisés sont très différents d'un auteur à l'autre (voir table 2-3) : Certains utilisent des caméras 16 ou 32 mm, d'autre des caméras haute vitesse afin d'accroître la fréquence d'acquisition des données. Dans ces techniques, on place des marqueurs visuels sur la peau, qui permettent le repérage des différents segments, après un traitement manuel. Beaucoup utilisent le système Selspot II, consistant en des diodes collées sur la peau et plusieurs caméras dédiées, exprimant ensuite directement les positions des segments dans le repère défini lors de l'expérience (en général, si un plateau de force est utilisé, on prend le même repère pour les caméras). Un autre moyen semblable est le système optoélectronique Vicon. Là aussi, les segments corporels sont repérés dans l'espace via des marqueurs (ici, des boules rétro réfléchissantes) ; plusieurs caméras infrarouges suivent la trajectoire des marqueurs. Un algorithme de reconstruction 3D spécifique permet d'obtenir les coordonnées 3D des marqueurs, puis des segments dans un repère précédemment établi.

Quelle que soit la technique utilisée pour repérer la position des segments dans l'espace, on ne peut pas directement mesurer leur vitesse ni leur accélération. Ne disposant que des positions des segments dans l'espace en fonction du temps, il faut alors passer par une dérivation numérique pour obtenir leurs vitesses, et par une double dérivation numérique pour les accélérations. La fréquence d'acquisition des positions sera alors un paramètre important afin de réduire les erreurs de dérivation, et cela d'autant plus qu'il s'agit d'un protocole dynamique.

Il semble utile de préciser que cette partie n'a pas été l'objet d'une recherche bibliographique poussée, car le protocole que nous avons à élaborer était soumis à des restrictions spécifiques :

- Tout d'abord, il devait être adapté, dans un contexte clinique, à l'étude de patients. Dans ce cadre, le protocole se devait être le moins invasif possible, associé à un temps d'acquisition des données le plus rapide possible.
- D'autre part, nous voulions tirer partie du savoir faire du laboratoire en matière de stéréoradiographie, en augmentant les informations que l'on pouvait en extraire. Il semblait donc naturel de fonder ce protocole sur l'examen stéréoradiographique.

La combinaison de ces facteurs a conduit à l'adoption du protocole utilisé ; son degré de spécificité ne nécessitait pas, de fait, une connaissance poussée des autres protocoles d'acquisition des efforts extérieurs.

2.3.2. Acquisition de la géométrie musculaire

L'acquisition des données géométriques relatives aux muscles est également très variable : La plupart des auteurs n'utilisent pas de données personnalisées du sujet à évaluer. Certains auteurs considèrent une géométrie musculaire standard (Granata et Wilson, 2001; McGill, 1992; Nussbaum et Chaffin, 1998; Potvin et al., 1991; Takashima et al., 1979; Zander et al., 2001), dont les descriptions proviennent de travaux de dissection cadavérique (Bogduck et al., 1992; Dumas et al., 1991). Ces données sont parfois combinées avec des mesures *in vivo* issues de radiographies (Macintosh et Bogduk, 1991) ou de scanner (Poelstra et al., 2000; Stokes et Gardner-Morse, 1999). D'autres auteurs proposent une description musculaire géométrique *in vivo* à partir de coupes IRM (Marras et al., 2001; Tracy et al., 1989) ou scanner (Moga et al., 1993).

D'autres équipes personnalisent les géométries musculaires en considérant des coupes IRM (Han et al., 1995) ou scanner (Goel et al., 1993). Reid, Costignan et Comrie (1987) proposent quatre équations de régression fiables et stables issues de la mesure de 26 paramètres anthropométriques afin de prédire certains paramètres géométriques musculaire. Moga et al. (1993) proposent 14 équations de régression pour la prédiction de 7 centroïdes musculaires au niveau intervertébral L3/L4, sur la base de 4 mesures anthropométriques plus l'âge. Jorgensen et al. (2001) proposent plusieurs équations à différents niveaux intervertébraux en combinant certaines mesures anthropométriques, s'adaptant à des mesures IRM réalisées sur 20 femmes et 10 hommes (Marras et al., 2001). Néanmoins, les coefficients de régression ne sont pas suffisamment élevés (R^2 varie de 0.41 à 0.63) pour servir de données d'entrée à un modèle musculaire personnalisé.

D'une manière générale, la personnalisation de la géométrie musculaire passe toujours par une technique d'imagerie médicale ; le modèle est alors généré par reconstruction à partir de plusieurs coupes. Mais cette approche pose certains problèmes. Le premier est que l'acquisition est réalisée en position couchée, et la géométrie musculaire obtenue est sensiblement différente de la géométrie musculaire en position debout, ou lors d'un fléchissement du tronc, par exemple. McGill et al. (1996) ont établi certaines variations de géométries musculaires entre les positions couché et debout, particulièrement pour les muscles abdominaux. Considérant les résultats de Nussbaum, Chaffin et al. (1995) présentés

auparavant, il en résulte que l'utilisation d'une géométrie musculaire couchée non adaptée pour des évaluations biomécaniques pour une posture debout induit un biais non négligeable dans l'estimation des efforts intervertébraux.

La seconde difficulté vient du fait qu'il est difficile d'apprécier le sens des fibres musculaires, donc le sens de l'effort développé par le muscle, à partir d'images scanner ou IRM. Les auteurs s'appuient donc en général sur des données anatomiques standard pour compléter leur modélisation. Enfin, il s'agit d'un traitement lourd, que ce soit au niveau des moyens qu'il faut utiliser, ou encore pour l'exploitation de ces images...

2.4. Les efforts dans la colonne vertébrale

2.4.1. Seuils d'efforts admissibles dans le rachis lombaire

Peu de résultats expérimentaux sont disponibles dans la littérature concernant les seuils d'efforts admissibles dans la liaison intervertébrale. Nous rapportons ci-après une synthèse des valeurs que nous avons pu identifier concernant le rachis lombaire à partir d'essais in vitro.

Référence	Sollicitation	Nature du seuil	Nombre Spécimens	Effort
(Bartelink et al. 1957)	Compression	Limite de rupture	10	1557-6228 N (moy. : 3158 N)
(Sonoda 1962)	Traction	Limite de rupture	7	3250 N
	Torsion		11	44 Nm
	Compression		'Plusieurs'	15000 N
(Lin, Liu et al. 1978)	Compression excentrique	Limite de rupture	19	1560-5800 N
(Hutton ,Adams 1982)	Flexion - compression	Limite de rupture (?)	16 (male, jeunes)	10219 N (SD : 1711 N)
			19 (âgés)	5591 N (SD : 1633 N)
(Miller, Schultz et al. 1986)	Cisaillements	Limite de rupture (?)	14	500 N
	Flexion			55 Nm
	Torsion			55 Nm
(Yoganandan, Ray et al. 1989)	Compression	Endommagement	5 (sains)	9020 N (SD : 1080 N)
			4 (lésés)	4380 N (SD : 360 N)
		Limite de rupture	5 (sains)	11030 N (SD : 1420 N)
			4 (lésés)	5300 N (SD : 290 N)

Table 2-1 : Tableau de synthèse illustrant de la variabilité des caractéristiques mécanique dans les segments rachidiens suivant les études.

On peut retirer de ces études que le rachis lombaire est très résistant à la compression axiale, supportant une force qui varie suivant les auteurs de 1557 à 15000 N. Un seul auteur rapporte une valeur d'effort en cisaillement (500 N) que le rachis lombaire peut supporter.

En terme de moments purs, les seuls résultats publiés sont ceux de Sonoda (Sonoda 1962) et de Miller (Miller, Schultz et al. 1986). Néanmoins, ces valeurs (jusqu'à 55Nm en flexion et en torsion axiale) nous semblent non physiologiques, au regard des essais qui ont été conduits au Laboratoire de Biomécanique, et une valeur plus raisonnable nous semble être des moments admissibles avant lésion de l'ordre de 20Nm (Thèse en cours de Philippe Dupont au LBM), particulièrement pour des sujets symptomatiques.

2.4.2. Charges physiologiques observés dans le rachis lombaire

Nachemson (Nachemson 1965) rapporte les pressions intra discales mesurées in vivo et, par une relation qu'il établit, les exprime en kilogrammes supportés par le disque L3 pour une personne de 70 kg.

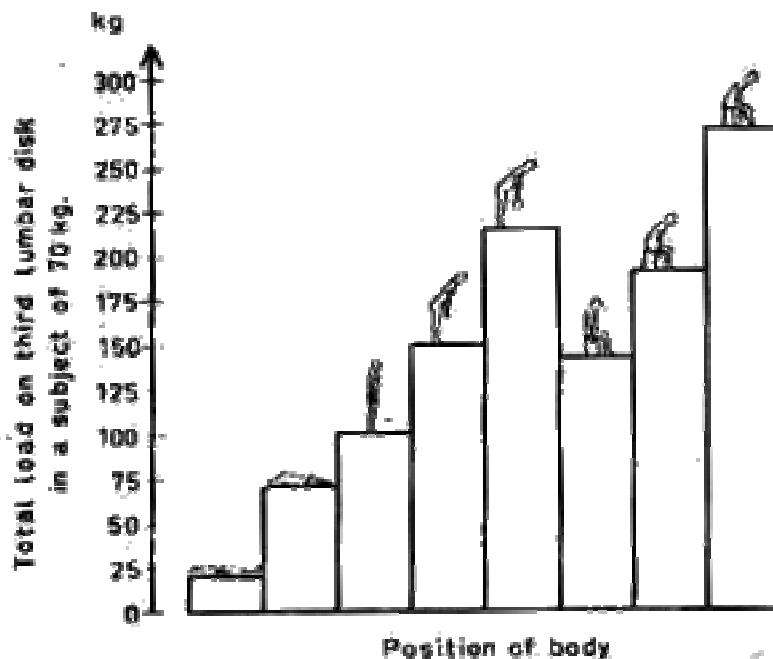


Figure 2-5 : Compression du disque L3 pour différentes configurations d'un sujet de 70 kg. Les poids soulevés (colonnes 5 et 8) sont de 20 kg. Les colonnes 3 à 5 représentent les cas du rachis lombaire en lordose, les colonnes 6 à 8 le rachis lombaire en cyphose. (Nachemson 1965)

Une autre étude, plus récente (Wilke, Neef et al. 1999), propose des valeurs différentes :

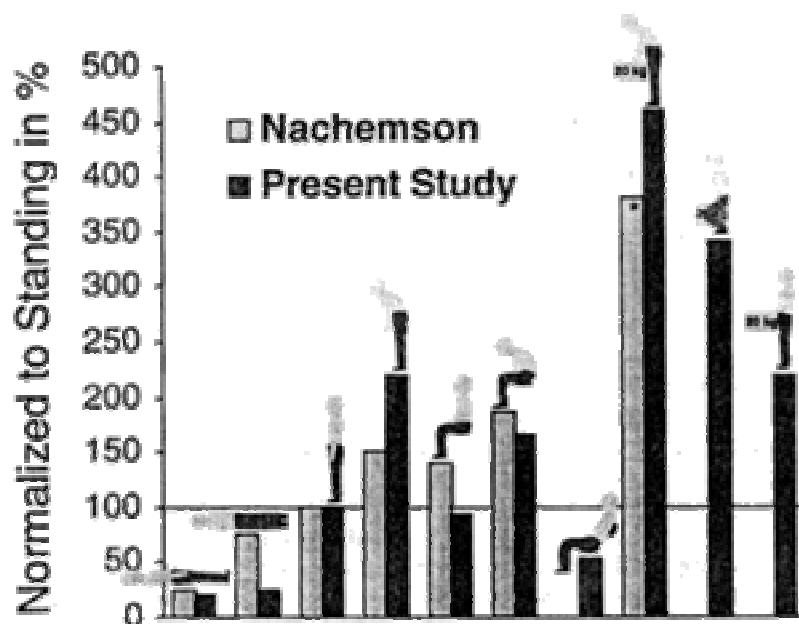


Figure 2-6 : Compression du disque L4/L5 pour différentes configurations d'un sujet de 70 kg (Wilke, Neef et al. 1999). Dans le cas d'un lever de charge de 20kg avec le buste incliné, on peut calculer que la compression dépasse 4500N, si l'on se réfère à la charge de Nachemson pour la position debout (1000N).

Rohlmann (Rohlmann, Bergmann et al. 1995; Rohlmann, Calisse et al. 1999; Rohlmann, Claes et al. 2001) rapporte dans une série d'article les chargements in vivo observés dans un implant rachidien, équipé de jauges de déformation, pour une grande variété d'activités. Les valeurs relevées y sont très faibles, notamment parce que l'implant ne reprend qu'une partie des efforts transitant dans le segment instrumenté. Ces valeurs ne pourront alors pas être exploitées dans le cadre de l'étude du rachis non-instrumenté.

Enfin, une estimation des valeurs physiologiques des moments dans le rachis lombaire a été proposée par le LBM (Templier 1998), à partir de la comparaison des mobilités mesurées in vivo et in vitro. Cette étude démontre qu'en imposant un moment de l'ordre de 10Nm a un segment in vitro, on retrouve les valeurs d'amplitude de mouvement maximum mesurées sur des radiographies in vivo sur deux clichés, l'un en flexion maximum, l'autre en extension maximum.

2.4.3. Les estimations à partir des modèles musculaires.

On observe une grande variabilité des résultats rapportés par les modèles. Cela est lié à plusieurs facteurs : D'une part, les situations analysées sont très variables. D'autre part, et

surtout, la méthode d'attribution des efforts dans les muscles influe sensiblement sur les efforts calculés dans la liaison intervertébrale.

Les modèles d'optimisation, quelle que soit la fonction objective considérée, se fondent sur l'hypothèse que les moments extérieurs sont entièrement attribués au système musculaire. Si cette hypothèse semble raisonnable dans le cas d'une posture neutre (en position debout), elle semble inadéquate à l'étude d'autres positions, comme la flexion du tronc par exemple. Les tableaux présentés auparavant nous confirment en effet que les segments, selon leur déplacement les uns par rapport aux autres, reprennent une partie des efforts. De plus, il existe un phénomène d'atténuation de l'activité des *erector spinae* dans le cadre de grandes flexions, qui peut s'expliquer par la mise en tension du fascia thoraco-lombaire et du ligament *supra-spinatus*. Mais cette hypothèse a un autre inconvénient : Comme la résolution du système impose qu'il n'y ait plus de moment dans la liaison intervertébrale, et que les critères d'optimisation sont souvent fondés sur l'état de contrainte musculaire, les solutions proposées ne considèrent alors pas les cisaillements dans le segment. Ainsi, il est courant de relever des valeurs importantes de cisaillement dans les solutions proposées. Voici les résultats proposés des modèles (quand ils sont fournis) présentés auparavant :

Référence	Cisaillement P-A	Cisaillement Latéral	Situation analysée
(Cheng, Chen et al. 1998)	240 N (pic)	650 N (pic)	Levé de charge assymétrique (10kg)
(Sparto ,Parnianpour 1998)	Environ 400 N	N.C.	Exercices répétés d'extension du tronc en charge.
(McGill 1992)	440 N environ	190 N environ	In flexion latérale en charge
(Han, Goel et al. 1995)	554 N	42 N	Levé de charge symétrique (180N)
(Marras ,Granata 1997)	Plus de 1300 N	Plus de 3000 N	In flexion latérale en charge

Table 2-2 : Résultats en cisaillement pour quelques modèles.

On voit donc que certaines de ces valeurs dépassent 500N, soit la valeur expérimentale rapportée pour laquelle on observe une lésion dans le segment vertébral in vitro.

Le tableau qui suit nous présente les valeurs de compressions vertébrales, avec les protocoles associés, tels que reportés par Han (Han, Goel et al. 1995) :

<i>Référence</i>	<i>Technique analysée</i>	<i>Charge manipulée</i>	<i>Moyens de mesures cinématique</i>	<i>Analyse des forces par :</i>	<i>Moment de flexion extérieur calculé</i>	<i>Compression intradiscale prédite</i>	<i>Muscles</i>	<i>Technique utilisée.</i>
(Ekhlom, Arborelius et al. 1982)	Lever de charges accroupi et avec le dos	12,8 kg	Camera 16 mm	Partie Haute	En L5/S1 : 200-217 Nm (dos) 160 Nm (accroupi)	4390– 4425 N (dos) 3461 N (accroupi)	Un muscle équivalent dans le dos. Bras de levier N.C.	N.C.
(Troup, Leskinen et al. 1983)	Lever et dépose de charges	Boite de 15 kg	Système Selspot	Partie Haute	En L5/S1 : 224 - 360 Nm	En L5/S1 : 5317 – 6815 N	Un muscle équivalent dans le dos.	N.C.
(Leskinen, Stalhammar et al. 1983)	Lever de charges accroupi et avec le dos	Boite de 15 kg	Système Selspot	Partie Haute	N.C.	En L5/S1 : 4571-7852 N (dos) 4657– 7805 N (accroupi)	Un muscle équivalent dans le dos. Bras de levier 5 cm.	N.C.
(Freidvals, Chaffin et al. 1984)	Statique et lever de charge avec le dos	Boîtes de différentes tailles, avec et sans poignées, de 271 à 334 N.	Camera 32 mm	Sept solides articulés	N.C.	En L5/S1 : 6000 – 7000 N	N.C.	N.C.
(Cappozzo, Felici et al. 1985)	Lever de charge semi-accroupi	Barre de poids de 600 à 832 N	Système CoSTEL	Partie Haute	100 – 253 Nm	En L4 : 3021– 4161 N 6 à 10 fois le poids du corps	Quatre muscles équivalents, bras de levier en 2D à 8,5 cm (fléchisseur) et 5cm (extenseur)	N.C.
(Leskinen 1985)	Lever de charge en statique et dynamique	15 kg	Système Selspot	Partie Haute	N.C.	En L5/S1 : 3989- 4650 N (statique) 5866- 6629 N (dyn.)	Un muscle équivalent dans le dos. Bras de levier 5 cm.	N.C.
(McGill 1989)	Lever de charge avec les bras en extension	18 - 38 kg	Camera 16 mm	Partie Haute	En L4/L5 : 232 Nm (statique) 276 Nm (dyn.)	En L4/L5 : 5218 N (statique) 6391 Nm (dyn.)	Tous les muscles du dos et abdominaux	Technique basée sur l'EMG
(Kromdihardjo, Mital 1987)	Lever de charge	Boîtes de différentes tailles, avec et sans poignées.	Camera de cinema grande vitesse	Partie Haute	En L5/S1 : 90 - 360 Nm	En L5/S1 : 1630- 4406 N	N.C.	Minimum de compression disque intervertébral
(Busek, Schipplein et al. 1988)	Lever de charge à vitesse normale et rapide	50 – 250 N	Système Selspot	Partie basse	En L5/S1 : 197–339 Nm (accroupi) 234-354 Nm (dos)	N.C.	N.C.	N.C.
(Bush-Joseph, Schipplein et al. 1988)	Lever de charge à vitesse lente, normale et rapide	Boite de 150 N	Système Selspot	Partie basse	N.C.	N.C.	N.C.	N.C.
(Bean, Chaffin et al. 1988)	Lever de charge statique	Différentes posture et poids de charge	Pas de système automatique de mesure	Partie Haute	Plusieurs articles et résultats : Voir Réf.	Plusieurs articles et résultats : Voir Réf.	Un grand nombre de muscles, données tiré de livres anatomiques	Minimum de contraintes disque et minimum de compression disque
(Jager, Luttmann 1989)	Lever de charge avec le dos	0 – 50 kg	N. C.	Partie Haute	100 – 280 Nm	En L5/S1 : De 1700 à 5300 N	Quatre muscles équivalents	N.C.
(Smyth, Gagnon 1989)	Lever et dépose de charges	3,3 – 22 kg	Camera 16 mm	N. C.	N.C.	En L5/S1 : 1000- 4800 N	Un muscle équivalent dans le dos. Bras de levier	N.C.
(Schipplein, Trafimow et al. 1990)	Lever de charge à vitesse normale	50 – 250 N	Système Opto-électronique	Partie basse	225 – 344 Nm	N.C.	N.C.	N.C.

Table 2-3 : Efforts de compression et protocoles associés (Han, Goel et al. 1995).

On remarque à la lecture de ce tableau que les valeurs de compression proposées par ces modèles sont très importantes, les efforts à fournir par les sujets de ces études étant eux-mêmes considérables. On observe aussi une variabilité de ces résultats, suivant la modélisation musculaire, ainsi que la méthode d'attribution des efforts dans les muscles. Dans tous les cas, on peut donc s'attendre à des valeurs de compression intervertébrales importantes lors de nos analyses, ce qui, compte tenu de l'organisation musculaire autour du rachis, n'est pas surprenant : La majorité des muscles ont une composante d'action verticale prépondérante ; ainsi, leur contraction engendre systématiquement une compression intervertébrale.

2.5. Synthèse et choix de notre approche

Cette revue des travaux passés nous a permis de comprendre comment les chercheurs ont modélisé le système musculo-squelettique du tronc. Alors que certains travaux décrivent l'équilibre du système d'une façon globale, d'autres approches ne considèrent qu'un équilibre local : l'équilibre du système à un niveau intervertébral. Néanmoins, quelle que soit l'approche considérée, les deux problèmes mis en exergue auparavant demeurent.

2.5.1. Attribution des efforts dans les muscles

L'aperçu des différentes solutions proposées pour répondre au problème de la redondance musculaire permet de les classer en quatre grandes familles :

La première consiste à rendre le système d'équations déterminé. Deux approches sont alors proposées. La première consiste en une simplification du modèle musculaire : C'est la famille des '*single equivalent muscle*', ou muscle unique équivalent. Ne considérant qu'une inconnue musculaire, il suffit de déterminer la force qu'exerce le muscle équivalent pour connaître les efforts dans la liaison intervertébrale. La sensibilité de ces modèles au regard de plusieurs paramètres a été réalisée récemment (van Dieen ,de Looze 1999) et a démontré que les estimations varient de façon significative suivant les hypothèses de modélisation retenues. La deuxième approche visant à rendre le système déterminé consiste en l'attribution des forces dans les muscles de façon arbitraire (Schultz ,Andersson 1981).

La méthode la plus rencontrée pour lever l'indétermination musculaire est l'optimisation (Cheng, Chen et al. 1998; Dietrich, Kezdior et al. 1990; Goel, Kong et al. 1993; Han, Goel et al. 1995; Hughes, Chaffin et al. 1994; Ladin, Murthy et al. 1991; Schultz, Andersson et al. 1982; Schultz ,Andersson 1981; Stokes ,Gardner-Morse 1995; Stokes ,Gardner-Morse 2001; van Dieen ,Kingma 1999; Yettram ,Jackman 1980). Elle consiste en la formulation d'une

fonction objective. La minimisation de cette fonction, associée à certaines contraintes (moments nuls dans la liaison intervertébrale, effort maximum admissible dans les muscles, etc) renvoie la solution satisfaisant au système d'équations considéré. Comme nous l'avons vu dans la partie de la revue bibliographique consacrée au efforts dans la liaison intervertébrale, la solution proposée par un modèle d'optimisation, si elle représente bien la meilleure solution au sens de la fonction considérée, ne l'est pas forcément au regard d'autres critères, notamment en terme d'efforts de cisaillement dans la liaison intervertébrale. De plus, la plupart des solutions proposées distribuent l'activité musculaire de façon souvent non harmonieuse, dans la mesure où le processus d'attribution sollicitera en premier les muscles les mieux capables de reprendre l'effort extérieur, mais ce n'est que lorsqu'ils seront saturés que l'activation d'autres muscles moins 'adaptés' à l'effort à fournir commencera. Enfin, la plupart de ces fonctions ne permettent pas la prise en compte de l'activité musculaire antagoniste.

Une autre approche souvent rencontrée est l'incorporation de l'activité EMG des différents muscles considérés dans les équations, associée à une méthode itérative de résolution (de Looze, Groen et al. 1999; Marras, Granata 1997; McGill 1992; McGill, Norman 1986; Reilly, Marras 1989; Sparto, Parnianpour 1998; van Dieen, Kingma 1999). Cette approche permet de fonder le niveau de force sur un signal physiologique, et permet donc de détecter la variabilité intra- et inter-individus. Elle permet également l'intégration de la co-contraction des muscles antagonistes. En revanche, cette attribution ne se faisant qu'au regard de l'activité de muscles superficiels du tronc, un groupement fonctionnel des muscles modélisés est réalisé et permet d'attribuer les efforts dans les muscles non observés. Cependant, cette méthode ne permet pas de satisfaire finement aux conditions d'équilibre dans la liaison intervertébrale en termes de moments (Cholewicki, McGill 1994; Cholewicki, McGill et al. 1995; McGill, Norman 1986), et il peut rester des efforts résiduels importants, de l'ordre de 10Nm (McGill 1992; McGill, Norman 1986) ne se justifiant pas par la conformation de la colonne lors des exercices. Enfin, une hypothèse importante de cette approche est qu'il existe une relation stable de la détermination de la force en fonction de la nature du signal EMG enregistré (Sparto, Parnianpour et al. 1998).

Enfin, une approche hybride de ces deux dernières démarches (optimisation et EMG) enrichissant la résolution par optimisation en injectant des données EMG a également été proposée (Cholewicki, McGill 1994; Cholewicki, McGill et al. 1995). Elle permet, en se fondant sur une solution initiale d'attribution par la méthode EMG, de corriger les gains affectés à chaque muscle afin de satisfaire aux conditions d'équilibre de moments dans la

liaison intervertébrale, tout en minimisant les corrections effectuées (on cherche donc une solution finale très proche de la solution initiale). Cette approche nous semble être la méthode la plus fine d'attribution des forces dans les muscles que nous ayons rencontrée.

Néanmoins, ces protocoles EMG nécessitent un dispositif expérimental lourd, difficilement applicable dans un contexte clinique, et une très grande connaissance de la technique de mesure et de traitement de l'EMG, surtout au niveau du tronc.

Attribute	EMG	OPT	EMGAO
Sensitive to inter- and intra-individual differences in tissue loading strategies	Yes	No	Yes
Able to predict agonist recruitment patterns	Yes	No	Yes
Able to predict muscle co-contractions	Yes	No	Yes
Able to satisfy moment constraints in three axes	No	Yes	Yes
Relatively simple to collect and process data	No	Yes	No
Susceptible to errors resulting from anatomical and anthropometric inaccuracies in the model	Yes	Yes	Yes
Able to flag output errors resulting from anatomical and anthropometric inaccuracies in the model	Yes	No	Yes

Tableau 2-4 : Cette table (Cholewicki, McGill et al. 1995) compare les avantages et les inconvénients associés à chaque type d'attribution musculaire :

EMG : Attribution des efforts musculaires sur la base de signaux EMG.

OPT : Attribution par minimisation d'une fonction objective.

EMGAO : Approche combinant les méthodes EMG et d'optimisation

2.5.2. Géométrie musculaire

La géométrie musculaire du rachis est un système extrêmement complexe, et peu de travaux ont été réalisés pour l'obtention de données géométriques personnalisées. Si la littérature est riche en terme de description des géométries musculaires, elle conduit souvent les chercheurs à utiliser une géométrie standard. Ces géométries, on l'a vu, sont souvent le fruit d'explorations par imagerie médicale ou par dissection, donc dans une position couchée, alors que sa description varie pour le sujet redressé (McGill, Juker et al. 1996). Les aires physiologiques maximum admissibles dans les muscles sont elles aussi souvent issues de description standard. Si l'on estime que la description de cette géométrie est un paramètre crucial de la modélisation, un effort important est donc nécessaire pour l'obtention de données géométriques personnalisées.

2.5.3. Choix de notre approche

Notre choix c'est donc porté sur une modélisation de type 'modèle en coupe', qui nous paraît, dans le cadre d'une première approche, être la modélisation la plus simple à mettre en œuvre. Elle nous permet d'établir rapidement les conditions aux limites pour des modèles éléments finis, de disposer d'un outil d'analyse performant et, grâce à la structure sous laquelle elle est développée, de réaliser des études prospectives sur l'évolution des patients. Dans leur étude, Stockes et Gardner-Morse (2001) démontrent que des conditions locales d'attribution des efforts dans les muscles sont à même de bien prédire les niveaux d'efforts que l'on pourrait obtenir par des conditions d'attribution globales, si l'on prend comme référence les enregistrements EMG lors de l'accomplissement d'une série de tâches sur une population test. Ces auteurs trouvent en effet que la fonction d'optimisation prédisant le mieux les patterns EMG est la minimisation des efforts dans la liaison intervertébrale. Il s'agit, dans le principe, de l'hypothèse que nous avons retenus dès 1998 (Pomero, Lavaste et al. 1999).

Notre objectif principal est de permettre une exploitation clinique courante des outils que nous développerons. Le protocole proposé devait alors être adapté au contexte restrictif du milieu clinique et de l'étude sur patient, tout en nous permettant d'obtenir des données d'entrées pertinentes pour le modèle musculaire. De plus, nous souhaitons que les données que nous obtiendrons par ce protocole ne soient pas restreintes à l'approche de modélisation que nous avons retenue. Alors que ces deux approches (globale et par plan de coupe) requièrent des données de nature différente, nous verrons comment, par le protocole que nous avons développé, nous pourrons aussi bien faire l'exploitation immédiate de données au niveau local qu'au niveau global.

CHAPITRE III

Modèle d'attribution des efforts dans les muscles

3. Modèle d'attribution des efforts dans les muscles

La revue de bibliographie nous a permis de présenter les grandes méthodes permettant de lever l'indétermination musculaire. Notre approche diffère de celles présentées dans le sens où nous nous sommes placés en biomécaniciens du système ostéo-articulaire : Nous considérons que la coordination des efforts musculaires permettra de respecter les structures anatomiques en terme d'efforts intervertébraux. Les hypothèses, la méthode, l'évaluation et l'exploitation préliminaire du modèle proposé sont présentées sous la forme d'un article soumis à *Journal of Biomechanics*.

Les notations définies dans l'article qui suit sont légèrement différentes de celles retenues dans la partie d'introduction (Présentation mécanique du problème). En effet, la méthode est décrite de façon matricielle, et non sous la forme de torseurs, pour deux raisons : L'approche matricielle s'implante facilement dans les algorithmes, et elle est universelle. Les notations sont, bien sur, explicitées dans le texte. Enfin, nous proposons à la fin de l'article une figure supplémentaire détaillant le processus de régulation.

Nous proposons ici, en terme d'introduction de l'article, la traduction du résumé en français.

« L'évaluation des forces et des moments qui agissent sur le rachis passe par la connaissance des forces musculaires qui s'y appliquent. Afin de lever l'indétermination musculaire, les auteurs ont proposé différentes approches, dont l'optimisation, les modèles guidés par l'électromyographie (EMG) ou des modèles hybrides (EMG plus optimisation), afin d'évaluer les forces musculaires. Néanmoins, la plupart de ces approches sont orientées par la considération d'un critère 'muscle', et ils n'aboutissent seulement qu'à un arrangement musculaire. Cet article présente un modèle de régulation musculaire orienté vers la colonne vertébrale afin de déterminer les configurations musculaires (en fonction de la géométrie des muscles, du torseur des efforts de la partie haute sur la partie basse et des caractéristiques mécaniques du rachis), en considérant que la solution musculaire ne surchargera pas la liaison intervertébrale. Le modèle est explicité, et comparé à d'autres modèles de la littérature afin de le valider. Comparé à un modèle d'attribution par optimisation, notre modèle suggère des profils musculaires différents, aboutissant à une réduction

sensible du cisaillement postéro-antérieur dans la liaison intervertébrale. Comparé à un modèle guidé par l'EMG, les deux modèles arrivent à des solutions où tous les muscles sont activés (agonistes et antagonistes), bien que notre modèle réduise sensiblement le moment d'inflexion latérale résiduel dans la liaison intervertébrale de 10Nm à 2.2Nm. Comparé à un modèle basé sur plusieurs combinaisons de critères d'optimisations, les solutions proposées par notre approche permettent une meilleure corrélation avec l'observation de l'activité musculaire par EMG (amélioration de 38%). Une partie portant sur l'exploitation préliminaire du modèle démontre qu'en altérant les critères liés aux caractéristiques mécaniques de la liaison intervertébrale ou en modifiant le potentiel de contraction d'un muscle, on aboutit à des profils musculaires différents assurant néanmoins l'équilibre du tronc, ainsi que de bas niveaux d'effort intervertébraux. En conclusion, ce modèle musculaire devrait être un outil d'analyse précieux concernant l'étude des relations entre la musculature du tronc et les surcharges rachidiennes, dans une grande variété de situations. »

A Spine Oriented Regulation Model of the Trunk Muscles

V. POMERO, F. LAVASTE, G. IMBERT, W. SKALLI.

Laboratoire de biomécanique, ENSAM, Paris, France.

Corresponding authors:

Wafa SKALLI / Vincent POMERO

Laboratoire de Biomécanique

ENSAM Paris

151, Bd. De l'Hôpital

75013 PARIS France

Telephone : +33 1 44 24 63 64

Fax : +33 1 44 24 63 66

E-mail :

wafa.skalli@paris.ensam.fr

vincent.pomero@paris.ensam.fr

Keywords: Spine, Muscle, Mechanical Model, Trunk, Antagonism.

Word count: 2980 words.

Abstract

Evaluation of the forces and momentum acting on the spine requires the knowledge of the muscular forces acting on it. To deal with the redundancy of muscles with regard to equilibrium conditions, several approaches, as optimisation, EMG or hybrid models yielded evaluation of muscle force patterns. However most of them consider one muscle-oriented criterion, yielding a unique muscular arrangement. This paper presents a spine oriented regulation model of the trunk muscles to determine muscle patterns in function of muscular geometry, net reaction loads and criteria related to spine mechanical parameters, considering that the solution will not overload the spinal joint. The model is described, and is compared to other existing models to validate it. Compared to an optimisation model, the present model found alternative muscle patterns, yielding a significant spine postero-anterior shear decrease. Compared to an EMG-based model, both models yielded muscle patterns with all muscles activated (agonist and antagonist), while the present model reduced flexion momentum in the joint from 10Nm to 2.2Nm. Compared to a model based on combination of optimisation criteria, present model fits better to what was observed using EMG (38% improvement). Preliminary potential applications demonstrated that changing criteria related to mechanical properties of the intervertebral joint or of a muscle capacity lead to alternative muscle patterns, while the trunk balance is maintained with low intervertebral effort components. In conclusion this model should be an invaluable tool to investigate relationship between trunk musculature and joint overloading in a large variety of situations.

Introduction

Relationships between postural default and spine overloading are not yet fully understood. A free body diagram of the lower part of the body yields net reaction at a given vertebral level, i.e. global resultant forces and momentum (Schultz and Andersson, 1981). Postural defaults yield an increase of the net reaction at a given vertebral level, but what about muscular regulation to avoid spinal joint overload? In order to quantify intervertebral joint loads for a given posture, one needs to build a mathematical model because in vivo muscle forces are not measurable. In order to realise a model, two steps are essential. First, the geometry and physiological characteristics of the muscles spanning the trunk must be modelled. Then, one must find out how those muscles are recruited to maintain a biomechanical balance within the trunk. But, as there are a great number of muscles, an infinite number of combinations can satisfy the equilibrium conditions. This problem, known as muscle redundancy, requires a

strategy to assign forces onto the muscles. Two major strategies are met. The most often used method is optimisation. The solution to this problem will satisfy on one hand the momentum equilibrium conditions, but will also be the optimum of a chosen physiological criterion (Dietrich et al, 1990; Shultz and Andersson, 1981; Han et al., 1995; Goel et al., 1993; Stokes and Gardner-Morse, 1995) or a set of criteria (Stokes and Gardner-Morse, 2001; Yettram and Jackman, 1980). A drawback of this method is that the "best" answer in the sense of a particular physiological criterion might not be physiologically acceptable for other criteria. Another disadvantage is that optimisation solutions often do not consider muscular antagonist activity, and the proposed muscular pattern yields frequently to either fully activated or non-activated muscles, while none or a few muscles are intermediately activated. Hughes et al. (1994) demonstrated the poor relationship between surface electromyography signals and model prediction, using four optimisation models.

Another way to solve muscular redundancy is by electromyography (EMG) observation (McGill and Norman, 1986). For a subject maintaining a posture, EMG activity of superficial muscles are recorded. Then, muscular forces are set directly from the level of activity proportionally to the maximum voluntary contraction (MVC) signal. Then, force attributions in non-observed muscles are set accordingly to predetermined muscle group, assuming they have the same biomechanical function as some observed muscles. An advantage of this method is that muscle patterns are partially determined through a physiological signal to solve redundancy, which allows to observe inter and intra-variability of the muscles command strategy. But there are some drawbacks of this method: On one hand, surface EMG allows EMG signal observation only for the superficial and intermediate layers muscles. Therefore, we still have a major uncertainty on the activity of the deep muscles, and the attribution of the remaining muscles may lead to important residual momentum within the joint. On the other hand, we do not dispose of accurate relation between EMG level and muscular strength (Nussbaum and Chaffin, 1998; McGill, 1992). Combination of optimisation and EMG were also developed (Cholewicki, Norman and McGill 1995) and succeeded in dispatching the residual momentum onto the muscles. Nevertheless, this approach, as the others, lead to a unique solution associated to the data at the time of the study. Understanding of spine degenerative processes requires a prospective model able to explore potential evolutions when changing some spine or muscle model parameters.

We propose in this study an investigation tool, in which we consider the solution as “spine driven”, i.e. the muscular system is a regulation system where its main function from a “spine

biomechanics” point of view is to prevent spine overloading. Therefore, our objective is to obtain a muscular pattern accordingly to loads that can handle the intervertebral joint, while considering both agonist and antagonist activation of the muscles. A presentation of the principle of this new approach is made, an evaluation and a preliminary use of this model are realised and then conclusions and future of this model are proposed.

Material & Methods

Assumption of the model:

A closed-loop regulation model is built to convey the hypothesis that muscles act in order to prevent excessive spinal loading. Let \mathbf{F}_M being the muscular system forces and momentum at the joint, \mathbf{JL} the intervertebral joint loads and \mathbf{NFM} the net reaction forces and momentum at the joint. From a free body diagram, the following equation is established:

$$\mathbf{F}_M + \mathbf{JL} = \mathbf{NFM} \quad (1)$$

If no muscles are active (i.e. $\mathbf{F}_M = \mathbf{0}$), $\mathbf{JL} = \mathbf{NFM}$, loads are supported in the intervertebral joint. When muscles produce forces ($\mathbf{F}_M \neq \mathbf{0}$), we obtain: $\mathbf{JL} = \mathbf{NFM} - \mathbf{F}_M$. Therefore \mathbf{F}_M regulation is set to maintain the intervertebral loads within admissible thresholds. Figure 1 depicts graphically the very gross process of the model based on this assumption.

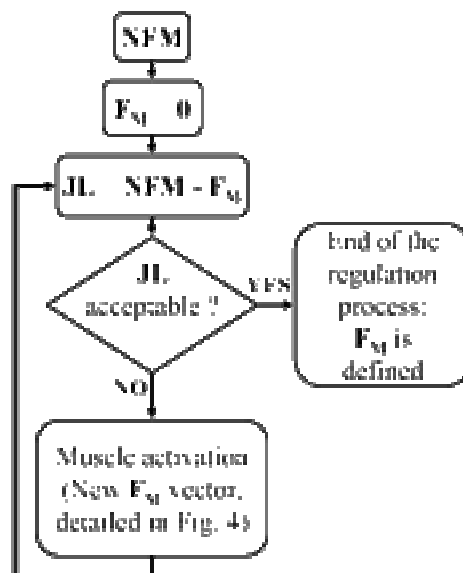


Figure 1. Gross process of the model. \mathbf{NFM} : Net reaction Forces and momentum. \mathbf{F}_M : Muscular forces. \mathbf{JL} : Intervertebral joint loads.

Regulation process is detailed here after, considering both agonist and antagonist muscles.

Entering the iterative process.

1. Description of threshold processing and agonist muscle activation

For each spinal load component \mathbf{JL}_i , two thresholds are defined, $\mathbf{P}_{Th\ i}$ and $\mathbf{N}_{Th\ i}$ (respectively positive and negative values). This can be formulated:

$$\mathbf{N}_{Th\ i} \leq \mathbf{JL}_i \leq \mathbf{P}_{Th\ i} \quad i = 1..6. \quad (2)$$

Depending of the \mathbf{JL}_i value, **the request of regulation** \mathbf{Y}_i to the muscular system is defined and modelled by a third order polynomial function:

$$\mathbf{Y}_i = \alpha \cdot \mathbf{JL}_i^3 \quad i = 1..6. \quad (3),$$

with $\alpha = \alpha' / \mathbf{N}_{Th\ i}$ when \mathbf{JL}_i is negative, and $\alpha = \alpha' / \mathbf{P}_{Th\ i}$ when \mathbf{JL}_i is positive, α' being a constant.

In response to that request, agonist muscle activation is modelled in three steps:

1.1. Muscle activation is based on the capacity of each muscle to regulate a given load component. This capacity is set using an \mathbf{MRC}_{ij} index per muscle j and per \mathbf{JL} component i . \mathbf{MRC} indices are considered as directly related both to muscle orientation, defined by unitary vector cosines (\mathbf{LoA}_j), and to localisation of the line of action of the muscle in the plane of interest (\mathbf{CC}_j). Figure 2 illustrates the idea underlying the \mathbf{MRC} building

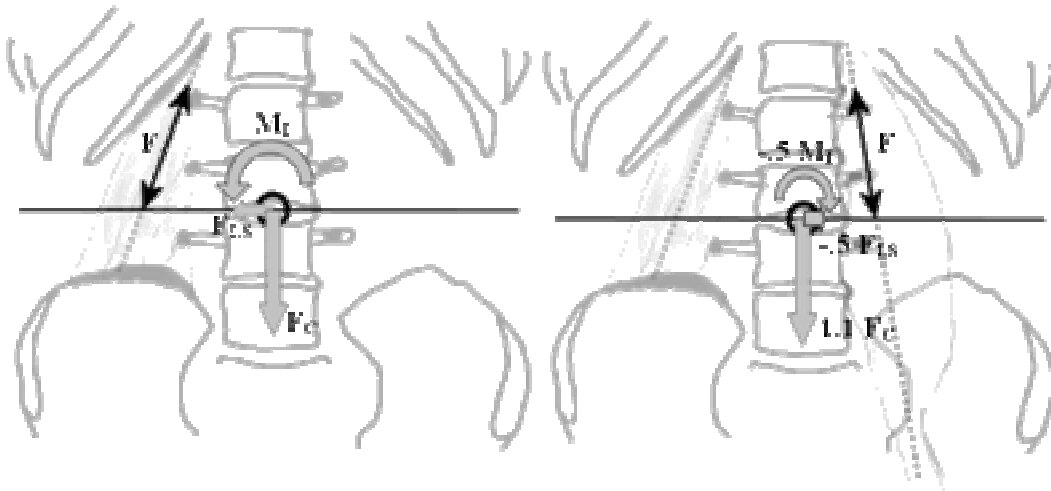


Figure 2. Illustration of the action of two muscles in the sagittal plane. The left side of the figure represents the quadratus lumborum muscle. Given a certain amount of force \mathbf{F} (represented with the double-head arrow) along its line of action (the grey dotted line), one can establish how this will act upon the intervertebral joint. We illustrated here that, in the sagittal plane, this muscle contraction is able to act on joint compression \mathbf{F}_c , right lateral shear \mathbf{F}_{LS} and right inflexion \mathbf{M}_i . Compared to the action of the left psoas, on the right side of the figure, for the same amount of force, we observe that this muscle would generate mainly compression ($1.1 \mathbf{F}_c$), but also left lateral shear ($-.5 \mathbf{F}_{LS}$) and left inflexion momentum ($-.5 \mathbf{M}_i$).

Let \mathbf{MRC}_j^F and \mathbf{MRC}_j^M (both N by 3 matrices) being respectively the **MRC** indices for forces (3 components) and for momentum (3 components) of the j^{th} muscle. Therefore, considering N muscles, **MRC** indices are calculated as follows:

$$\text{For forces: } \mathbf{MRC}_j^F = \mathbf{LoA}_j \quad (4),$$

$$\text{and for momentums: } \mathbf{MRC}_j^M = \frac{\mathbf{CC}_j \times \mathbf{LoA}_j}{\|\mathbf{CC}_j \times \mathbf{LoA}_j\|}, \text{ with } j=1..N. \quad (5)$$

$$\text{The global } \mathbf{MRC} \text{ matrix (6 by N) is: } \mathbf{MRC} = \begin{bmatrix} {}^T\mathbf{MRC}^F \\ {}^T\mathbf{MRC}^M \end{bmatrix} \quad (6)$$

1.2. Then, based on the request \mathbf{Y} (equation 3), the agonist muscles excitations ($\mathbf{ME}_{Ag.}$, N by 1) are calculated as:

$$\mathbf{ME}_{Ag.} = {}^T\mathbf{MRC} \cdot \mathbf{Y} \quad (7)$$

1.3. Finally, excitations $\mathbf{ME}_{Ag.}$ are converted into agonist muscles activation levels ($\mathbf{MA}_{Ag.}$, N by 1) through a positive sigmoid. Activation range goes from 0 (inactive muscle) to 1 (fully active muscle).

2. Description of antagonistic activation

2.1. *Antagonist modelisation:* Muscles antagonism was modelled starting from the antagonism definition proposed by Bouisset and Maton (1996) and Gelfand et al. (1966). We remind that the capability of each muscle to regulate a load component within the joint was defined in the **MRC** matrix. A set of six antagonism matrices \mathbf{AM}_i (N by N) are defined, one for each component i of the intervertebral loads, as:

$$\mathbf{AM}_i = {}^T\mathbf{MRC}_i \cdot \mathbf{MRC}_i \quad i = 1..6. \quad (8)$$

Therefore, the level of antagonism of each muscle with regard to the others is defined between -1 and 1. A negative (respectively positive) value between two muscles indicates that muscles are antagonist (agonist) when considering a given load component. In reference to figure 2, one can establish relations between these two muscles: They will be agonist toward compression (\mathbf{F}_c) and antagonist with regard to lateral shear (\mathbf{F}_{LS}) and inflexion momentum (\mathbf{M}_I).

2.2. *Antagonist activation:* If $\mathbf{G}_{coact.i}$ is an adjustable level of antagonism related to the i^{th} \mathbf{JL} , excitation of antagonist muscles corresponding to the i^{th} \mathbf{JL} ($\mathbf{ME}_{Antag.i}$, N by 1) defined as:

$$\mathbf{ME}_{Antag.i} = \mathbf{G}_{coact.i} \cdot \mathbf{AM}_i \cdot \mathbf{ME}_{Ag.} \quad i = 1..6. \quad (9)$$

Then we deduce antagonist muscles activation from antagonist muscles excitation by considering an AB_i function, representing the antagonist behaviour for the i^{th} IVL component, as shown in figure 3 (Zhou et al., 1996).

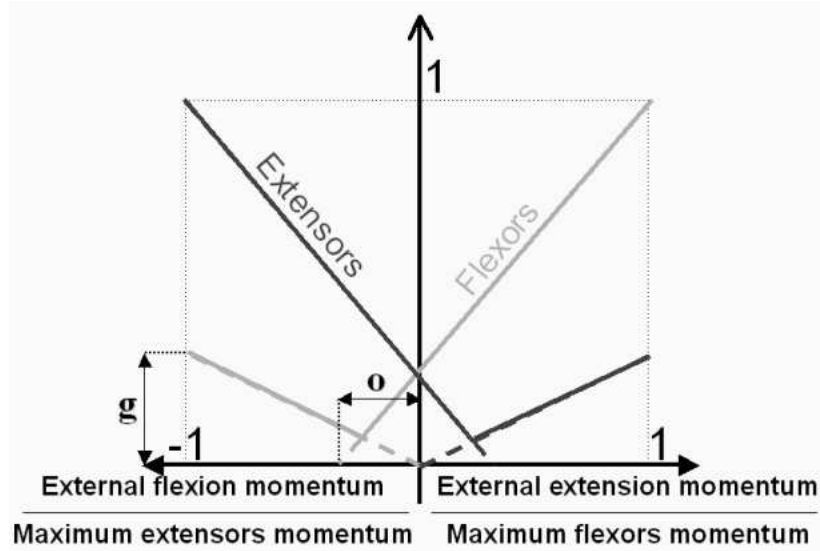


Figure 3. Antagonism activation law (here for flexor-extensor). Two parameters are set: o : Overlap and g : Antagonism gain.

Therefore, antagonist muscles activation $\mathbf{MA}_{\text{Antag. } i}$ are obtained with:

$$\mathbf{MA}_{\text{Antag. } i} = AB_i(\mathbf{ME}_{\text{Antag. } i}) \quad i = 1..6. \quad (10)$$

Then, antagonist muscles activations are added to the agonist activations. However, this addition may yield to unrealistic values (<0 or >1 activation). Therefore, a saturation function S_{0-1} sets to 0 all negative activations and to 1 all activations greater than 1 (values are otherwise non-modified). Considering all antagonist activations $\mathbf{MA}_{\text{Antag. } i}$ (one per joint load component), global muscle activation \mathbf{MA} (N by 1) is then:

$$\mathbf{MA} = S_{0-1} \left(\mathbf{MA}_{\text{Ag.}} + \sum_{i=1}^6 \mathbf{MA}_{\text{Antag. } i} \right) \quad i = 1..6. \quad (11)$$

3. Calculating \mathbf{F}_M

From activation \mathbf{MA} , mechanical responses of all the muscles are calculated:

- Taking into account admissible stress and maximum physiologic area, muscles forces are computed.

- Muscular forces are then expressed within the intervertebral local frame using the muscles geometry (CC and LoA).
- The sum of the muscular forces is subtracted to net reaction load to calculate the new inter-vertebral joint loads **JL**.
- Then the iterative process starts again.

Process is represented on figure 4, in a signal-processing way.

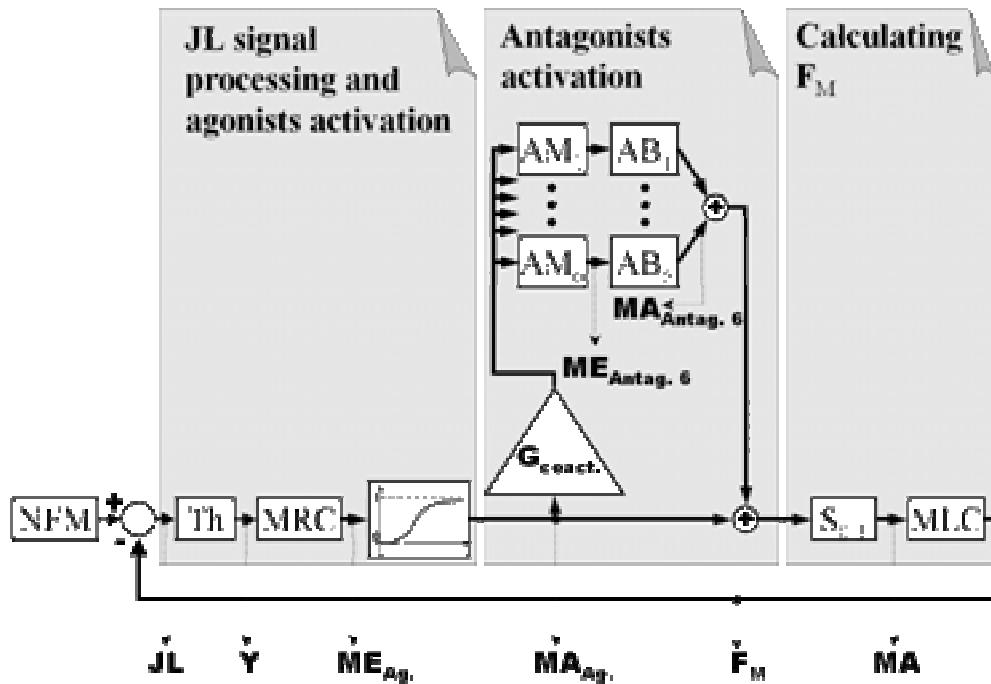


Figure 4. Detailed process represented in a signal processing way. Notations refer to the text.

Running the model:

Based on this process, a Matlab® & Simulink® program was developed to model the regulation process. Inputs of the model are: Muscular geometry, acceptable loads thresholds for the intervertebral joint, net reaction loads **NFM** and maximum admissible stress in each muscle. Outputs of the model are muscles activations, stress, forces and loads in the intervertebral joint.

In order to improve stability of the model, we used classical regulation process techniques, such as injecting **NFM** as a ramp, or introduce rate limiters for the signals variations.

Evaluation:

We performed preliminary evaluation by comparing our results with three existing references, respectively:

COMPAR1 (Han et Al, 1995), COMPAR2 (McGill, 1992) and COMPAR3 (Stokes and Gardner-Morse, 2001). We briefly remind hereafter the main features of these studies then the method we employed.

- COMPAR1: Optimisation driven model, L3/L4 joint, 22 muscles, in which the cost function is $\text{Min}[\sum\{(F_i/A_i)-(S_i)\}^3]^{1/3}$ (F_i = force, A_i = physiological cross-area and S_i = maximum admissible stress for the i^{th} muscle, $S_i = 100 \text{ N/cm}^2$) for three different frontal-lifting tasks (Lifting in the sagittal plane, at 60° of trunk flexion and with three different load magnitudes – 0, 90 and 180 N): In the present model, we consider muscular geometry and loading conditions as reported in the original article. Comparison was performed with intervertebral joint loads issued from Han's model, and for the muscular pattern associated to the 90N lift. For those simulations, antagonist activity was first turned off, since the reference optimisation model did not take them into account, and in a second step turned on, to investigate how antagonism modifies the results. Finally, maximum admissible muscle stress was set to 50 N/cm^2 , in order to be closer to values generally found in literature (McGill, 1992; Gagnon et al., 2001).
- COMPAR2: Electromyography driven model, L4/L5 joint, 38 muscular fascicles, lateral lift: In this case, geometry input in the model was recalculated from McGill's result, and a simulation was performed considering antagonist activity set to a level in order to retrieve same spinal compression.
- COMPAR3: Authors performed sets of simulations using a 3D detailed model of the trunk muscles (Stokes and Gardner-Morse, 1999) and different combinations of optimisation criteria. Simulations were performed at 5 different loading angles combined with 6 different loads for each optimisation function, and each time, an SSSD index (Sum of Squared weighted activation-force Slope Differences) was calculated. SSSD was presented as the distance of the answer of the model to the experimental data. As a result, SSSD is minimal when the model fits the measurements. For comparison, geometry was considered as that in COMPAR1 situation, with modifications to get closer to the authors description in the L3/L4 plane. These modifications are related to symmetry with regard to the sagittal plane and to some muscle orientations. Net reaction forces and moments were calculated from data provided in the original paper, at the L3/L4 joint. The SSSD index was calculated, to compare our result to those provided in the paper. Two sets of

simulations were performed. The first set used standard setting of our model. The second set was performed after varying some model parameters: acceptable intervertebral joint loads thresholds, antagonist activation law, and antagonist muscle activation level.

Preliminary potential applications:

Model versatility was investigated comparing the results of simulation for three different configurations of the model with an initial configuration, in which the geometry of the COMPARI model was used, associated with the loads for the second lifting conditions (90N loads).

- Effect of a given muscle weakness: Admissible stress in the left *longissimus thoracis* was lowered (10 N/cm² instead of 50 N/cm²).
- Specific sensitivity to spinal compression: compression acceptable threshold was decreased.
- Specific sensitivity to P-A shear: Acceptable load threshold associated to postero-anterior shear was strongly decreased, which may simulate a spinal inability to withstand shear associated to a spondylolysthesis.

Results and discussion

The model allowed the simulation of several muscular geometries, at various intervertebral levels and for different loading cases. Simulations were performed within seconds.

Evaluation:

- COMPARI: Comparison with the optimisation model: Our model suggests an alternative muscle pattern (figure 5b) to significantly reduce spinal loads (figure 5a) with regard to Han's pattern, especially P-A shear (-78%, reduction passing from 474 N to 104 N in the second lifting task) for an equivalent spinal compression (-3256 N for Han's model vs. -3272 N for the present model).

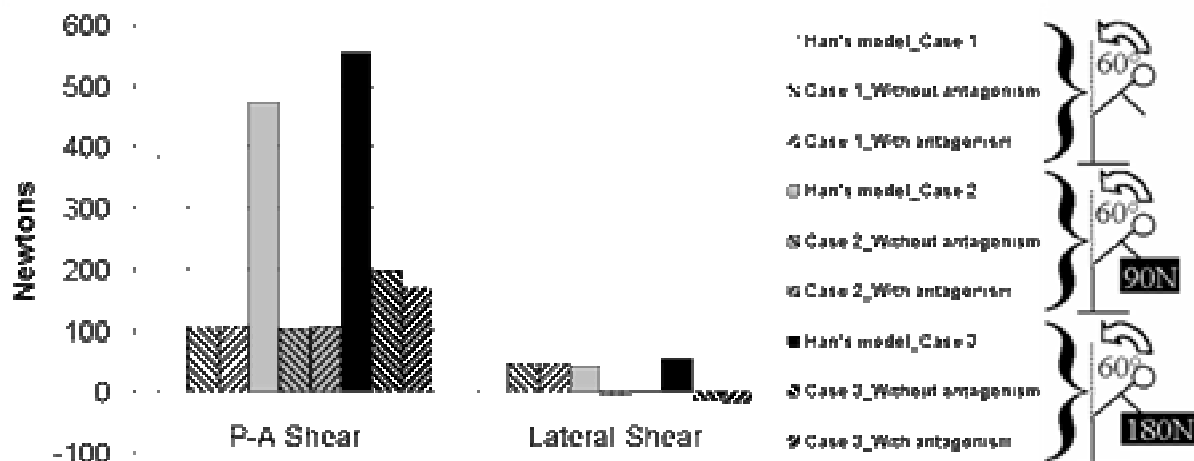


Figure 5. a) Inter-vertebral shears for three loading cases reported by Han, and compared to our model.

This significant A-P shear decrease is due to a different management of the muscular system. Antagonism had a poor influence on the loads in the joint except for compression.

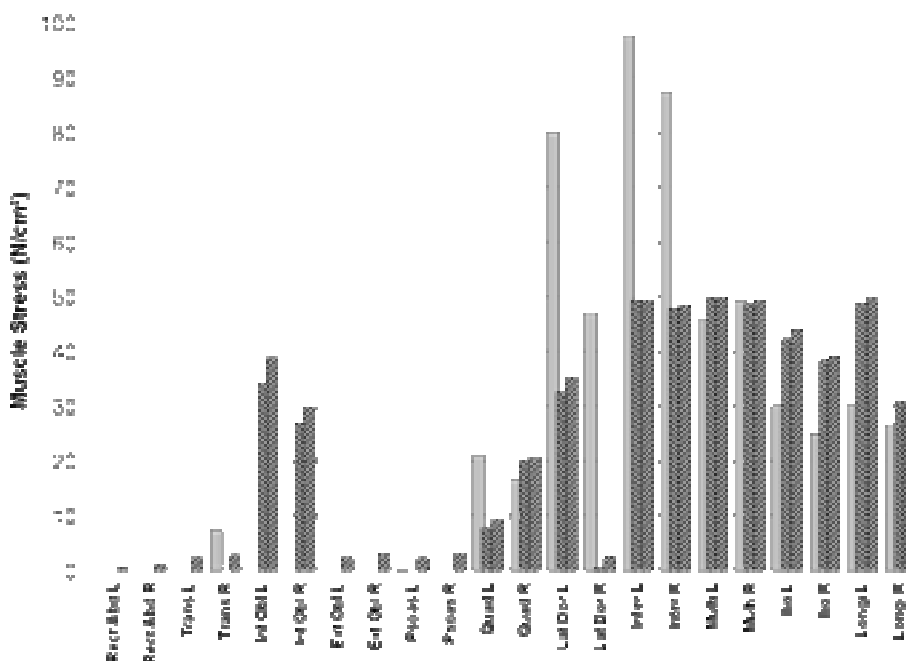


Figure 5. b) Comparison of muscle patterns found by Han's model (plain bar) and our model (stripped bar) for the second lifting task. The first stripped bars are without antagonist activations, the second ones with antagonist activations.

- COMPAR2: Comparison with the EMG driven approach: Figure 6 presents the muscles patterns for both models. All muscles were activated in both models solutions, with different muscles patterns. Those differences yielded to a different residual twist moment

in the joint (McGill: 10Nm, our model: 2.2Nm) while other load components were found similar.

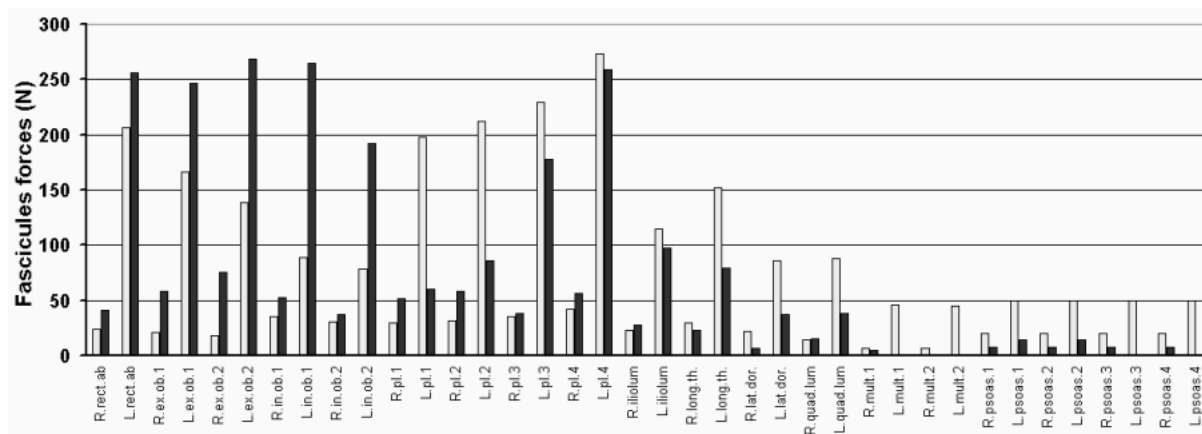


Figure 6. Comparison of muscle's forces pattern between EMG driven model (McGill, light bars) and the present model (dark bars).

- **COMPAR3:** Comparison to other optimisation criteria: In Stokes and Gardner-Morse study, the best optimisation cost function was minimizing intervertebral loads (as we proposed in a previous communication – Pomero et al., 1999), with an SSSD index at 16.4. The best combination of different cost functions (minimizing intervertebral displacement and muscle stress) decreased the index to 14.7. Our model seems to respond closer to what is observed using EMG, with an SSSD index equal to 12.1 without parameters optimisation. Simulation with alternative parameters resulted in a decrease of the index to 9.1, corresponding to an improvement of 38% compared to the best cost functions combination. We can note that the authors never found any activation for the *rectus abdominis* muscle, while our model suggests that a strong activation occurs when the subject had to resist to an extension moment.

Therefore, the different investigations conducted with the model in comparison with published references allowed considering that this approach yields realistic responses in a very wide variety of situations. The muscular patterns that are found may be considered as more realistic than those yielded by other models. For COMPAR1, though admissible stress in Han's model was twice the one we input for our simulations, results showed that the muscular system may control A-P shear within a 200N maximum, even considering antagonist activity. Han's model found A-P shear values sensibly higher, which is questionable with regard to Potvin et al. study (1991), who found that the shear forces

supported by the low back remained at approximately 200N regardless of the mass lifted. Comparison with COMPAR1 and COMPAR2 models with regard to compression leads to similar values. Gagnon et al. (2001) reported that peak compression was not changed by the modelling approach. COMPAR3 demonstrated that without any EMG inputs, our model best fits the EMG observations, as for the *rectus abdominis* activation. In Stokes et al. model, *transversarius abdominis* (a good muscle to control A-P shear) is not described, contrarily to the COMPAR3 geometry we used. When muscles must counter-balance an extension moment associated to an antero-posterior shear, the remaining muscle to control this last component is the *external obliquus abdominis*. Because of its geometry, *external obliquus* generates also an important flexor momentum when it contracts, at such a level that, in Stokes model, there is no need for *rectus abdominis* activation. In the COMPAR3 geometry we used, *transversarius abdominis* activates to control the A-P shear, and flexion momentum is generated with all suitable muscles, particularly the *rectus abdominis*. This remark highlights the importance of the geometrical description of the muscles.

Preliminary potential applications:

Results and loads thresholds associated to the four simulations are reported in table 1.

	Standard		Muscle weakness		Compression sensitive		P-A shear sensitive	
	Thresholds	IVL	Thresholds	IVL	Thresholds	IVL	Thresholds	IVL
A-P shear (N)	100	146	100	229	100	185	5	8
Lateral shear (N)	100	10	100	-138	100	0	100	-7
Compression (N)	2500	-3947	2500	-4695	1000	-3670	2500	-4210
Inflexion Mmt (Nm)	5	4	5	6	5	5	5	5
Flexion - extention Mmt (Nm)	5	2	5	3	5	2	5	2
Torsion Mmt (Nm)	5	2	5	-1	5	2	5	1
Muscles activation variations compared to Standard								
Left Obliquus Internus				+		--		+
Right Obliquus Internus				++		-		++
Left Obliquus Externus				++		N. S.		N. S.
Right Obliquus Externus				+		N. S.		N. S.
Left Interspinalis				++		N. S.		N. S.
Right Interspinalis				++		N. S.		N. S.
Left Quadratus Lumborum				++		--		-
Right Longissimus Dorsi				++		-		N. S.
Left Latissimus Dorsi				++		N. S.		+
Right Multifidus				++		+		+

Table 1. Joint loads and muscle pattern changes for different situations, with: a: Reference case. b. Longissimus thoracis weakness. c. Compression sensitive joint. d. P-A shear sensitive joint. Associated simulation thresholds are reported (bold numbers indicate threshold changes compared to the reference case).

JL are the loads within the joint associated to each simulation. The most important muscles activation variations are reported below, compared to the standard one. One symbol (+ or -) represents a variation from 10 to 20% of the muscle activation. Two symbols (++ or --) are variations above 20%.

In each case, the balance is maintained with low intervertebral loads components. We also note that each specific case yields a different muscle recruitment pattern (cf. lower part of the table 1).

- The "muscle weakness case" shows an important increase of spinal compression (+18%), given that the muscular system has to maintain the trunk balance with almost one muscle less. Then, in order to ensure the balance, the muscle command system must strongly activate some other muscles less adapted to this task, which results in a significant increase of intervertebral compression.
- The "compression sensitive case" induces only a small inter-vertebral compression reduction (277 N) because the muscular control system has to balance the other loads in the intervertebral joint. We can acknowledge this result because a muscle contraction generates mainly compression in the spinal joint. In order to maintain acceptable thresholds in the intervertebral joint, muscles have to be activated as the compression increases inevitably.
- The "P-A shear sensitive case" shows that the muscular system as it is modelled is very versatile. Almost no P-A shear load is obtained in the intervertebral joint by activating muscles which can effectively control it. This demonstrates the potential adaptation of the muscle system to dissimilar spine situations.

Conclusion

This muscular regulation model was constructed on hypotheses that are mainly based on the general reasoning of clinicians and biomechanical engineers with regards to observations and muscle configuration, as the building of the **MRC** matrix, or the necessity to consider muscle antagonism when the need is to estimate spinal loads. The main assumption in our model was defended years ago by Gracovetsky (1988), when he wrote: "Preservation of the spine requires preservation of the joint. Hence, there ought to be some mechanism by which the joint can react to its own internal stress to control the forces exerted upon it by an applied load and, of course, do whatever it can to avoid its own destruction. Since the only control element is the muscle, it follows that the joint must input its stress (or distress) into the central nervous system. In other words, the activity of the muscles is a function of both the task to be executed and the consequences of the execution of the task."

This model should be an invaluable tool to investigate relationship between trunk musculature and joint overloading in a large variety of situations. One advantage of the model is its

robustness and versatility since it allowed simulating a very wide range of situations and its efficiency in terms of numerical cost, which allows investigating a wide range of situations. Moreover, the presented model could be considered as a multi-criteria regulation approach in general. For other joints, criteria may change while the regulation process remains applicable. Combining this tool with reliable personalized geometrical muscular extraction should help in the understanding of some degenerative pathology.

References

Bouisset, S., Maton, B., (Eds.), 1996. *Muscles, posture et mouvement*. Hermann, Paris, pp. 337-545.

Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W., 1995. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: Toward development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics* (3), 321-331.

Dietrich M, Kedzior, K, Zagrajek, T, 1990. Modelling of muscle action and stability of the human spine. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*. J.M. Winters and S. L-Y. Woo (eds), Springer Verlag, Chap. 27, 451-460.

Gagnon, D., Larivière, C., Loisel, P., 2001. Comparative ability of EMG, optimisation, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics* (5), 359-372.

Gardner-Morse, M.G., Stokes, I.A.F., 2001. Trunk stiffness increases with steady-state effort. *Journal of Biomechanics* (4), 457-463.

Gracovetsky, S., 1988. *The spinal engine*. Springer-Verlag / Wien, NY, USA, pp 45-46.

Gelfand, I.M., Gurfinkel, V.S., Tsetlin, M.L., Shik, M.L., 1966. Problems in analysis of movement. In Gelfand, I.M., Gurfinkel, V.S., Fomin, S.V., Tsetlin, M.L. (Eds.), *Models of the structural functional organization of certain biological systems*. M.I.T. Press, Cambridge, 330-345.

Goel, V.K., Kong, W., Han, J.S., Weinstein, J.N., Gilbertson, L.G., 1993. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* (11) 1531-1541.

Han, J.S., Goel, V.K., Ahn, J.Y., Winterbottom, J., McGowan, D., Weinstein, J., Cook, T., 1995. Loads in spinal structures during lifting: Development of a three-dimensional comprehensive biomechanical model. *European Spine Journal* (4), 153-168.

Hughes, R.E., Chaffin, D.B., Lavender, S.A., Andersson, G.B.J., 1994. Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography. *Journal of Orthopaedic Research* (5), 689:698.

Marras, W.S., Granata, K.P., 1997. Spine loading during trunk lateral bending motions. *Journal of Biomechanics* (7), 697-703.

McGill, S.M., 1992. A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *Journal of Biomechanics* (4), 395-414.

McGill, S.M., Norman, R.W., 1986. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disk, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine* (7), 666-678.

Nussbaum, M.A., Chaffin, D.B., 1998. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. *Journal of Biomechanics* (7), 667-672.

Pomero, V., Lavaste, F., Imbert, G., Skalli, W., 1999. Estimation of spinal loads. XVIIth congress of the International Society of Biomechanics, 8-13 august 1999, Calgary, Canada.

Potvin, J.R., Norman, R.W., McGill, S.M., 1991: Reduction in anterior shear forces on the L4/L5 disc by the lumbar musculature. *Clinical Biomechanics* (6), 88-96.

Schultz, A.B., Andersson, G.B.J., 1981. Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine* (1), 76-82.

Stokes, I.A.F., Gardner-Morse, M., 1995. Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. *Journal of Biomechanics* (2), 173-186.

Stokes, I.A.F., Gardner-Morse, M., 1999. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *Journal of Biomechanics* 32, 311-316.

Stokes, I.A.F., Gardner-Morse, M., 2001. Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics* (6), 733-740.

Yettram, A.L., Jackman, M.J., 1980. Equilibrium analysis for the forces in the human spinal column and its musculature. *Spine* (5), 402-411.

Zhou, B.H., Baratta, R.V., Solomonow, M., Olivier, L.J., Nguyen, G.T., D'Ambrosia, R.D., 1996. Evaluation of isometric antagonist coactivation strategies of electrically stimulated muscles. *IEEE Transactions on Biomechanical Engineering* (2), 150-160.

Synthèse et discussion :

L'objectif poursuivi est de décrire un modèle général d'attribution des forces dans les muscles afin de calculer les efforts dans la liaison intervertébrale. Par 'effort de liaison intervertébrale', nous entendons les efforts dans le disque intervertébral, dans les ligaments du segment rachidien et les efforts dans les articulations interapophysaires. De ce fait, ce modèle ne propose pas d'étudier la répartition des efforts au sein de cette liaison ; remarquons qu'une étude complémentaire par approche de type éléments finis permet d'étudier cette dernière répartition.

Ce modèle n'est pas dédié à un niveau intervertébral spécifique. De la même façon, ce modèle est susceptible de déterminer le recrutement musculaire dans différentes configurations de chargement et de posture. Les différentes comparaisons à d'autres modèles illustrent cette particularité (les études comparatives sont menées aux étages L3/L4 et L4/L5, pour des cas d'études comme le lever de charge dans le plan sagittal, le maintien d'une charge dans le plan frontal, ou encore plusieurs combinaisons de chargements dans ces deux plans).

Comme cela est explicité de façon plus formelle dans le texte, la recherche de la solution musculaire est guidée principalement par les efforts admissibles dans la liaison intervertébrale. Ainsi, l'hypothèse formulée est que les actions musculaires ne mettent pas en péril l'intégrité de la liaison intervertébrale, c'est-à-dire qu'elles agissent comme régulateur de niveaux d'efforts afin de maintenir (quand cela est possible) des valeurs physiologiquement admissibles. Il n'est pas fait état dans l'article des seuils auxquels ces valeurs sont fixées, dans la mesure où nous considérons qu'ils représentent un paramètre d'entrée du modèle. Ainsi, pour une population saine, seraient-ils fixés à des niveaux proches de ceux évoqués dans l'étude bibliographique. Pour l'étude d'un sujet pathologique, les seuils de certaines composantes pourront être modifiés. Par exemple, dans le cas d'un spondylolisthésis, le niveau physiologique associé au cisaillement postéro-antérieur pourra être réduit.

Nous proposons ci-après une figure complémentaire du fonctionnement du modèle musculaire, au niveau de la demande de régulation musculaire proposée en fonction du niveau d'effort intervertébral. Ce diagramme se propose d'explicitier graphiquement le bloc '**JL acceptable ?**' de la figure 1 du texte.

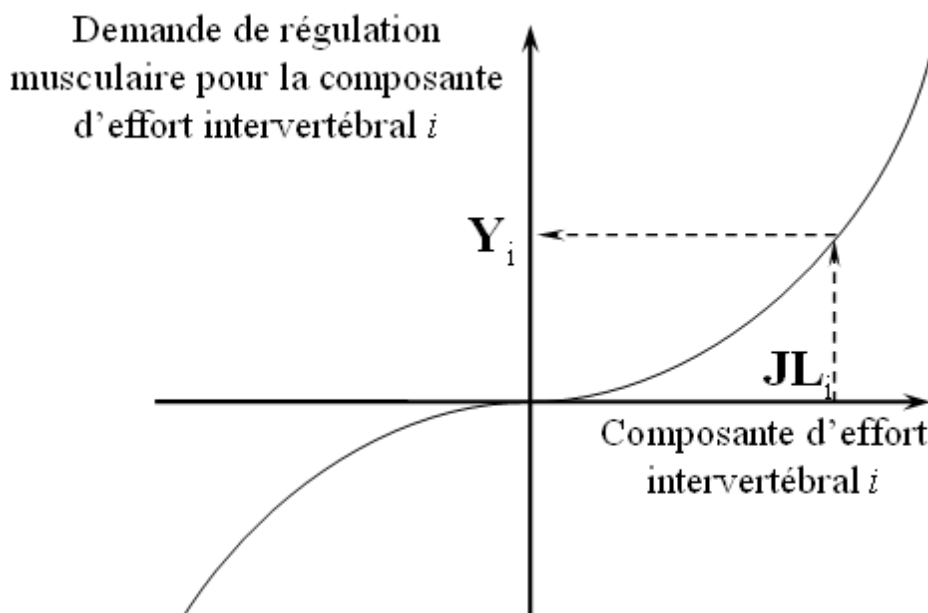


Figure 3-1 : Relation entre une valeur de la composante d'effort intervertébral JL_i et la demande de régulation musculaire Y_i . Les courbes en ' x^3 ' dépendent des valeurs fixées pour les seuils physiologiques. Ainsi, plus le seuil fixé sera grand, plus la courbe sera 'aplatie', et plus la composante d'efforts intervertébral devra être importante pour un appel à régulation significatif. Remarquons que le fait de fixer des seuils positif ($P_{Th\ i}$ dans le texte) et négatif ($N_{Th\ i}$) pour une même composante d'effort intervertébral permet d'avoir un comportement différent dans chaque domaine d'effort. Par exemple, on peut souhaiter avoir un comportement différent de régulation pour les efforts de cisaillement postéro-antérieur et antéro-postérieur dans la liaison intervertébrale.

Le modèle proposé est comparé à plusieurs références. Dans COMPAR1, la comparaison porte sur un modèle d'attribution d'effort musculaire fondé sur l'optimisation d'un critère physiologique (le critère optimisé est donné dans le texte) considérant prioritairement l'effort musculaire. Ainsi, les auteurs de cette étude proposent des efforts intervertébraux où le niveau de cisaillement postéro-antérieur (P-A) dans la liaison intervertébrale est relativement élevé (au regard des données *in vitro* concernant le cisaillement P-A admissible avant lésion, détaillé dans la revue de bibliographie). De plus, les patterns musculaires proposés par les auteurs ne proposent pas d'activité antagoniste des muscles. La solution proposée par notre modèle montre qu'il est possible de considérer simultanément ces deux facteurs. Ainsi, le niveau d'effort P-A dans la liaison intervertébrale est réduit sensiblement (de 78 % dans le deuxième cas de charge considéré), tout en considérant l'activité antagoniste musculaire, pour une valeur de compression intervertébrale équivalente (Figure 5a). La figure 5b présentant les profils musculaires montre que cela est obtenu en proposant un pattern musculaire différent.

Dans COMPAR2, le modèle est comparé à une stratégie d'attribution des efforts musculaire sur la base des signaux électromyographiques (EMG). La figure 6 montre que dans les deux approches, tous les muscles sont recrutés, mais elle met en exergue quelques différences. Elles se traduisent en terme d'efforts intervertébraux par une réduction significative (de 10Nm proposé par les auteurs à 2.2Nm pour notre modèle) du moment de torsion résiduel dans la liaison intervertébrale.

COMPAR3 se propose de comparer notre approche à une série de critères d'optimisation. Les cas de charge étudiés sont une combinaison de résistance à des efforts dans le plan axial, donc une résistance à des moments de flexion/extension, couplée à de l'inflexion latérale droite. L'activité électromyographique des sujets était enregistrée pendant les essais, permettant d'établir un profil d'activation musculaire pour chacun des cas de chargement. Les auteurs de cette étude proposent donc de comparer la cohérence de la réponse de plusieurs fonctions d'optimisation avec ces enregistrements EMG. Pour cela, ils définissent un indice (le SSSD) mesurant en quelque sorte l'écart aux moindres carrés entre la fonction d'optimisation considérée et l'observation expérimentale. Cet indice, correspondant à la meilleure combinaison de critère d'optimisation proposée par les auteurs, est de 14.7. La même analyse avec notre modèle pour un réglage 'standard' des critères physiologiques donne un indice SSSD égal à 12.1. Une recherche de meilleurs réglages permet d'obtenir un indice à 9.1, correspondant ainsi à une diminution de 38% comparé au meilleur résultat obtenu par l'approche d'optimisation. Cette analyse conclut que les prédictions d'activation musculaire pour un ensemble de chargements de notre modèle semblent mieux correspondre à l'observation EMG que l'ensemble des fonctions d'optimisation proposée par les auteurs.

Enfin, une dernière partie de l'article propose une application potentielle préliminaire du modèle. Pour une même géométrie musculaire, et pour le même effort de la partie haute / partie basse, différents cas sont étudiés. Une référence (correspondant à des réglages standard des critères physiologiques des valeurs admissibles dans la liaison intervertébrale) est comparé à trois autres cas, respectivement une 'faiblesse musculaire' (le *longissimus* gauche est limité à 20% de son activation maximum), une hyper-sensibilité à la compression vertébrale (le seuil physiologique admissible associé à la compression intervertébrale est diminué) et une hyper-sensibilité au cisaillement P-A (le seuil physiologique admissible associé au cisaillement P-A intervertébral est diminué). Les résultats de ces simulations (table 1) montrent que dans chaque cas, le modèle propose une solution musculaire adaptée à la

contrainte qu'on lui impose, tout en maintenant des niveaux d'effort intervertébraux physiologiquement admissibles. Ainsi, dans le cas d'une faiblesse musculaire, l'activation compensatoire d'autres muscles montre qu'il est possible de réaliser la tâche sans mettre en péril la liaison. Dans le cas de l'hyper sensibilité à la compression vertébrale, on observe une diminution de l'activation de la plupart des muscles, au prix d'une légère augmentation du cisaillement P-A et du moment de flexion, n'aboutissant qu'à une faible diminution de la compression intervertébrale comparée au cas de référence. Pour la dernière étude (hyper sensibilité au cisaillement A-P), une solution musculaire alternative ramène la valeur de 146 N de cisaillement P-A pour le cas de référence à 8 N. Ces cas démontrent le potentiel de capacité du système musculaire (et du modèle) à s'adapter à différentes configurations.

En conclusion, ce modèle, fondée sur une hypothèse proche de la perception des médecins et des observations de biomécaniciens, semble adapté à l'étude des chargements intervertébraux de la région lombaire. La diversité des cas auxquels il est appliqué dans cette étude (niveau intervertébral considéré, cas de charge, modularité des conditions) permet d'envisager son exploitation afin d'analyser une grande variété de situations, notamment la compréhension des paramètres mécaniques liés à certaines pathologies dégénératives.

CHAPITRE IV

Protocole d'acquisition des données personnalisées

4. Protocole d'acquisition des données personnalisées

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté un outil permettant de lever l'indétermination musculaire. Ce modèle musculaire nous donne les forces développées par les muscles avec les efforts dans la liaison intervertébrale associés. Ce modèle requiert des données d'entrées : La géométrie musculaire dans le plan de la liaison intervertébrale, le torseur des efforts de la partie haute sur la partie basse (au niveau du plan de la liaison intervertébrale considérée), la contrainte maximum admissible dans les muscles, et les valeurs physiologiques d'efforts admissibles dans la liaison intervertébrale.

Ce chapitre présente le protocole mis en œuvre pour l'obtention des données d'entrées du modèle musculaire. Il s'agit d'un protocole entièrement tridimensionnel, dont les données seront personnalisées pour chaque patient. Ainsi, par ce protocole, nous obtiendrons la géométrie musculaire tridimensionnelle du tronc en position debout, les efforts de la partie haute sur la partie basse à chaque étage intervertébral ainsi qu'une estimation de la contrainte maximum admissible des efforts dans les muscles. La méthode est présentée par deux articles soumis à *Journal of Spinal Disorders*, dont le premier traite de l'obtention du torseur de la partie haute sur la partie basse ainsi que de l'attribution de la contrainte maximum admissible des muscles, alors que le second se concentre sur la reconstruction tridimensionnelle personnalisée des muscles en position debout.

Nous proposons en introduction la traduction en français des deux résumés des articles Part I et Part II.

Part I : Acquisition et extraction des données personnalisées :

« L'évaluation par modèle musculaire du déséquilibre postural de certains patients par une analyse pertinente demande des données d'entrées personnalisées. Un protocole 3D d'acquisition des données est présenté afin d'extraire les données d'entrées d'un modèle de régulation musculaire du tronc à partir d'examen cliniques. L'examen consiste en l'acquisition simultanée d'une stéréoradiographie, une mesure des pressions plantaires et de photos des membres inférieurs. La combinaison de ces informations avec un modèle de répartition de masse permet de calculer aux niveaux

intervertébraux le torseur des efforts de la partie haute sur la partie basse. La géométrie 3D des muscles du tronc est également obtenue (voir la partie II de l'article), particulièrement aux niveaux des étages intervertébraux. La contrainte maximum admissible des muscles est déterminée sur la base du testing musculaire des fléchisseurs et des extenseurs du tronc. L'évaluation des variations de la réponse du modèle de régulation musculaire en fonction des incertitudes de mesures intrinsèques au protocole est également réalisée, et les résultats démontrent la robustesse de la méthode. Ce protocole rapide, peu invasif et fiable permet alors l'évaluation musculaire des patients en environnement clinique. »

Part II : Reconstruction géométrique 3D personnalisée des muscles en position érigée.

« La modélisation musculaire nécessite une description géométrique des muscles. Le fait que les réponses des modèles musculaires soient sensibles à cette description géométrique entraîne que l'analyse spécifique de patients nécessite l'obtention de données personnalisées. Une méthode de reconstruction 3D personnalisée des muscles en position érigée est présentée, comportant deux étapes : L'enveloppe 3D des muscles est obtenue en position couchée en repérant le contour de chaque muscle sur 9 images IRM ; cette enveloppe musculaire est ensuite adaptée à la station érigée en utilisant les reconstructions 3D du squelette et de l'enveloppe du tronc, tout en considérant les lieux des insertions musculaires. Pour la reconstruction en position couchée du lieu du centroïde, l'étude de précision révèle que 8 muscles sur 10 ont une erreur RMS inférieure à 3%. Les résultats sont plus variables concernant la précision des reconstructions pour l'aire axiale des muscles. De plus, on observe des variations de la géométrie musculaire lors de son adaptation dans la position érigée. Cette méthode innovante semble appropriée pour la reconstruction volumique personnalisée des muscles du tronc. »

A 3D-protocol for personalized muscular evaluation in clinical environment.

Part I: Acquisition and extraction of personalized data.

V. Pomero¹, N. Champain¹, J-M. Vital², W. Skalli¹.

¹Laboratoire de biomécanique, ENSAM, Paris, France.

²CHU Bordeaux, Hôpital Pellegrin, France.

Corresponding authors:

Wafa SKALLI / Vincent POMERO

Laboratoire de Biomécanique
ENSAM Paris
151, Bd. De l'Hôpital
75013 PARIS France

Telephone : +33 1 44 24 63 64
Fax : +33 1 44 24 63 66

E-mail :
wafa.skalli@paris.ensam.fr
vincent.pomero@paris.ensam.fr

Abstract

Patient imbalance evaluation using muscular modeling is of great interest but requires personalized input data. A 3D-protocol is presented to extract from clinical exams the input data necessary for a muscle regulation model of the trunk. Exams consist simultaneously in a stereo-radiography, a feet pressure measurement and a photo of the legs. Using a mass repartition model, net reaction loads at the intervertebral levels are calculated. 3D-muscles geometry is also obtained (c.f. article part II), particularly at intervertebral levels. Maximum admissible stresses into the muscles are set accordingly to values recorded during a muscular testing of flexors and extensors. Evaluations of the model responses variations from the protocol intrinsic errors are also realized and results demonstrate the robustness of the method. This fast, minimally invasive and reliable protocol allows muscular evaluation in a clinical environment.

Keywords: Muscle model, Data acquisition, Patient evaluation, Protocol, Reconstruction.

Introduction

Muscular models are of great interest for the study of patient imbalance or pathology evolution. While relationships between postural defaults and spine overloading are not yet fully understood, one may consider that one of the most appropriate tools to investigate muscle action within the spine are the muscular models. Depending on the model type (either a model describing muscular and spinal loads exerted at an intervertebral plane level or a 3D model of the spine and its muscles), muscle modeling requires appropriate data entry.

In existing model generally used for ergonomic studies, data collection requires sophisticated protocol, combining different techniques to obtain input data for the related muscular model. Net reaction loads at one or several intervertebral levels – depending on model type – are usually obtained using a tracking device, such as an opto-electronic system (Busek, Schipplein et al. 1988; van der Burg, van Dieen 2001), several video-cameras (Cholewicki, McGill 1996; Plamondon, Gagnon et al. 1996) or an electro-magnetic device (Callaghan, McGill 2001), combined with a ground force measurement and a linked-segment model.

Muscular geometry acquisition is another problem for muscle evaluation. We have been unable to find any reference to reconstruct 3D-personalized geometry of the muscles in standing position. The influence of the geometrical description of the musculature on models' responses (Nussbaum, Chaffin et al. 1995) and therefore on inter-vertebral joint loads estimate suggests that subject evaluation requires personalized data.

We proposed in a previous work a spine oriented regulation model of the trunk muscles yielding muscle pattern and intervertebral loads in order to evaluate the effect of patients' misbalance on spine overloading (Pomero, Lavaste et al. submitted). As a patient evaluation is a personalized study, one need to develop a data acquisition protocol that have to be adapted to the clinical environment, and therefore to be minimally invasive and fast to realize. The objective of the study is to propose a 3D-protocol in order to extract personalized data for a muscle regulation model to estimate intervertebral loading at spinal joints, with specificity that this protocol is adapted to a clinical environment. Required data are the net reaction loads at the intervertebral levels, maximum admissible stress onto the muscles and muscle geometry. This last point, i.e. obtaining of the muscle geometry, is presented in the article's part two, whereas the present paper focuses on net reaction loads calculus and maximum stress estimation.

Material & methods

A. Description of the model:

The model has been described elsewhere (Pomero et al., 2001), but we will remind its main features hereafter. A muscle regulation model is constructed based on the hypothesis that muscles act to prevent excessive spinal loads. A 4-step process is set: **1.** Acceptable thresholds of spinal loads are defined. Should no muscle be present, spinal loads would in many cases be higher, yielding spine injury. Therefore, approaching thresholds activates muscular regulation process. **2.** For each muscle and each load component, a connection weight is affected in function of the muscle ability to regulate that specific load component. This connection weight is based on muscle lever arm and orientation. A given muscle may receive conflicting orders (activation or inhibition) and processes them according to the scheme presented in figure 1, to get a global excitation command. **3.** Then the muscle excitation command is converted into muscular activation (0 - inactive to 1 - fully active), through a positive sigmoid. Activation is then converted into muscle force according to physiological area of the muscle and its maximum authorised stress. **4.** Hence, antagonist muscles are activated, with coactivation functions made to fit EMG data reported in literature. Muscle command process steps 1 to 3 are graphically represented on figure 1a. The modelling of this system is summarised figure 1b. A specific program was developed using Simulink® software on a PC computer to model the system.

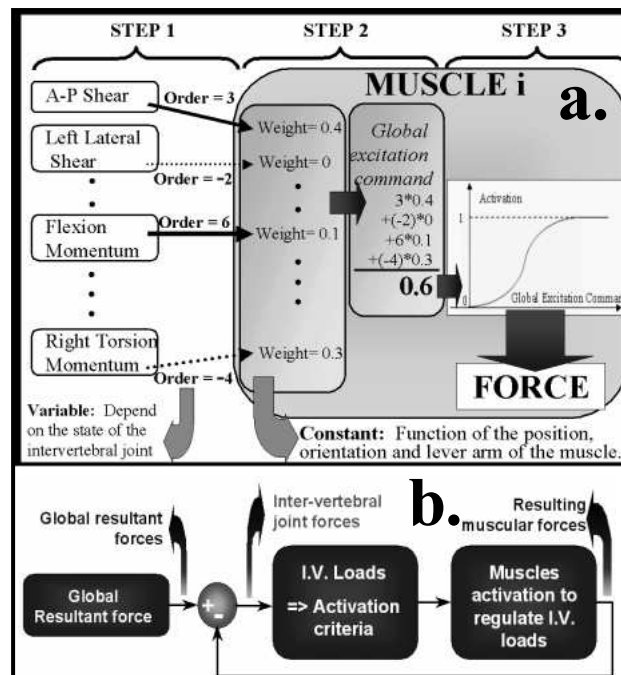


Figure 1. a/ Muscle command process (steps 1, 2 & 3). b/ Global structure of the model

Data entries for the model are: 1/ the net reaction loads at the intervertebral plane of interest, 2/ the maximum admissible stresses into the muscles and 3/ muscular geometry. Given those data, the model provides intervertebral loads and associated muscle forces pattern. The following part will focus on net reaction loads and maximum stress data extraction protocol.

In order to calculate net reaction loads at an intervertebral level, using the lower part of the body, one need to establish the positions of the anatomical segments, and to know the gravity forces acting on each of them. A first part (B.) will describe how data are acquired and processed to achieve those requirements. An estimation of the errors associated to the method is also proposed for the net reaction calculus.

The second part (C.) will focus on the setting of the maximum admissible stress onto the muscles: The influence of the net reaction loads errors on the muscle pattern and intervertebral loads is also realized, using the above described trunk muscle regulation model.

B. Estimation of the net reaction loads for a given subject

Net reaction loads are obtained using 3D-reconstruction of the subject combined with measurements of feet pressures to estimate loads applied by the upper part of the body over the lower part. Process is detailed hereafter.

Subject preparation: The radiography protocol is explained to the patient and full consent is asked. External radio-opaque landmarks are positioned on anatomical points of the trunk, in order to reconstruct the external shape of the trunk.

Clinical exam:

The clinical examination consists in a stereo-radiography. We briefly remind that stereo-radiography consist in a frontal and sagittal x-rays taken in a specific environment (i.e. a stereo-radiography device), from which one can retrieve the radiographic environment (location of x-ray source with regard to film) (Dumas, Mitton et al.), using a calibrating object. The x-rays are processed in order to reconstruct anatomical objects in 3-dimensions, by identifying specific anatomical landmarks on radiography of the object to be reconstructed. Then, the object is 3D-reconstructed using a specific algorithm (Mitton, Landry et al. 2000; Mitulescu, Semaan et al. 2001; Trochu 1993). Simultaneously to the stereo-radiography, a feet pressure measurement is realized using a pressure plate (Zebris[®]) incorporated to the stereo-radiographic device. Finally, a photo recorder (using a digital cam-recorder, Sony[®]) stores the position of the lower limbs of the subject during the exam. A diagram of the system is presented in figure 2.

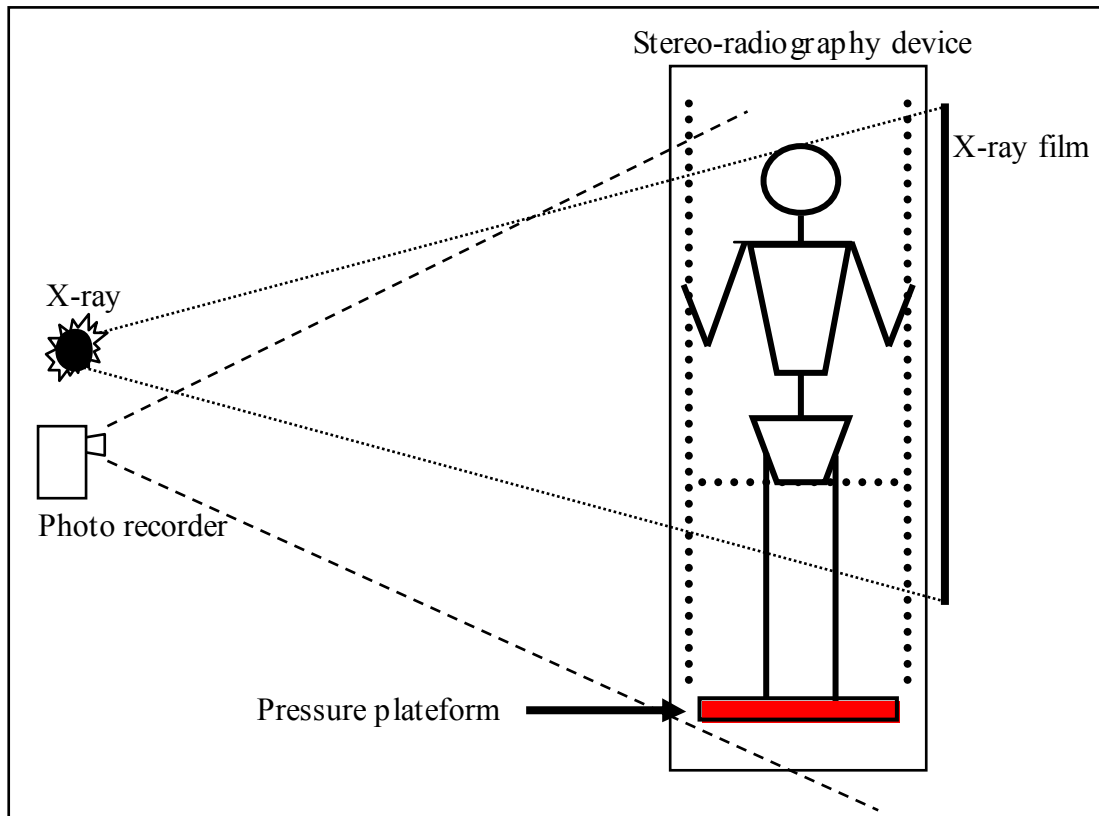


Figure 2. *The stereo-radiography exam. In order to obtain a precise perpendicular positioning of the subject between the two x-rays, the stereo-radiography device is equipped with an indexing positioning device for the frontal and sagittal views.*

Data record: The subject is positioned in the stereo-radiography cabin, and asked to adopt his most natural standing posture. Then the patient is asked to hold the frame of the stereo-radiography device, with a moderate arm angle. He is informed not to move between the two x-rays. The first radiography is then realized, in the sagittal plane. Then the cabin is slowly turned, in order to place the patient for the frontal radiography, and the frontal x-ray is realized. During the entire exam, feet pressures are recorded. Moreover, a video-film is recorded during the entire exam from which will be extracted the two images corresponding to the instant of the x-rays.

Data processing:

Net reaction loads are obtained using a four steps process.

1. 3D reconstructions:

3D bones reconstructions: From the stereo-radiography, 3D-personalised bones geometry is obtained (vertebrae are obtained using 20 to 28 landmarks per vertebra; pelvis is obtained

using 63 landmarks; rib cage is obtained using a 5 to 10 landmarks per rib). Position of the centre of the femoral heads is also reconstructed.

Trunk envelope reconstruction: Using the kriging technique, we reconstruct the abdominal and lower thoracic part of the trunk envelope using the anatomical landmarks placed on the subject

2. Location of the gravity line within the 3D-reconstruction:

Because the pressure platform is localised within the stereo-radiography device, the centre of pressure (which is equivalent to the projection of the gravity line of the whole body in this static application) may be replaced. The whole pressure record is visualized to asses that the patient did not move between the two x-rays. Estimation of the accuracy of this method is reported to be within 5mm (Champain, Pomero et al. 2001).

3. Reconstruction of the position of the lower limbs:

We obtained from the reconstruction process the position of the centre of the femoral heads. On the other hands, the feet pressures measurement allows the positioning of the heels for each foot. Therefore, the only need is to retrieve the positions of the knees (centre of the femoral condyles) in order to estimate positions of the lower limbs.



Figure 3. Positionning of the photographies of the lower limbs with the radiographies yield to the reconstruction of the lower limb segments within the global frame.

This is realised by extracting the pictures from the video-film at the instant of the x-rays (synchronisation is realized using the sound of the film). By combining the two pictures (sagittal and frontal) with their corresponding radiography (figure 3), reconstruction of the points of the knees using the stereo-radiography process is realized.

4. Net reaction calculus:

From the 3D reconstructions, we can calculate the position of the barycentre of the different body parts, which includes: Feet and lower limb, thighs, pelvis (including L5), and the body slices from L4 up to T10 to T9 (depending on the trunk envelope reconstruction).

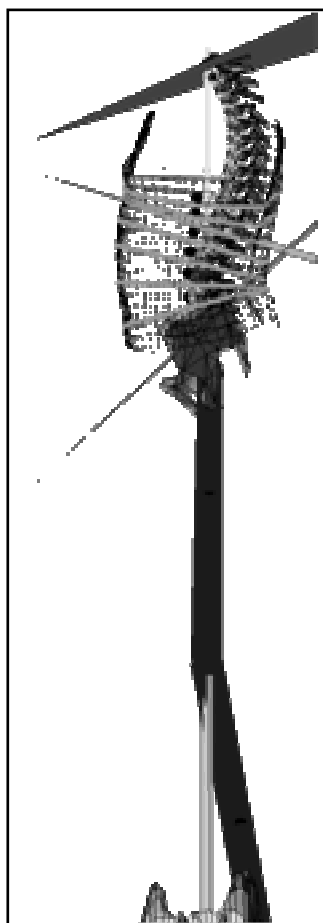


Figure 4. 3D-reconstructions of bones, envelope and lower limbs associated with the positioning of the gravity line (step 3). Using a mass repartition model, one can replace centre of masses of the different anatomical segments (represented as black dots) and calculate net reaction loads at all intervertebral levels (step 4).

Barycentre estimation for a body slice is realized using the following process: The intersection of the intervertebral planes within the trunk envelope defines associated 3D-contours. Then, considering the two adjacent intervertebral contours of a vertebra, barycentre of the contour points and volume are calculated. Then, using a standard trunk density

(Kitazaki ,Griffin 1997), a weight is affected to the body slice related to a vertebrae. For the other body segments (Feet and lower limb, thighs, pelvis - including L5), a weight is affected to each body segment using a mass repartition model adapted from literature (Miller ,Nelson 1973). Calculus of the net reaction may then be performed at each intervertebral level, up to the last body slice. Projection of momentum and forces are also computed in each intervertebral plane axis system. Figure 4 depicts graphically the positioning of the barycentre of the different anatomical segments.

Validation of the process:

Sensitivity of our protocol is proposed for 3 types of subjects: One healthy volunteer V (V: male, 26 years old, 1m70, 75kg) and two low back pain patients P1 and P2 (P1: female, straight back, 51years old, 1m74, 75kg; P2: male, hyper-kyphotic, 74 years old, 1m75, 70kg). Considering that 3D-reconstruction of the knees is not directly obtained from stereo-radiography, but obtained by combining photos to radiographs, we overestimated the error on the positioning of the knees (centre of the femoral condyles) to be within a sphere of 50mm radius. The position of the heels is obtained from the pressure acquisition. Therefore, an analysis of the pressure repartition of the feet allows quantifying the heels position to be within a circle of 10mm radius in the plane of the pressure map. Finally, previous study (Champain et al., 2001) allows us to consider that the centre of pressure is within a circle of 5mm radius. Considering this location uncertainty, we could then quantify the sensitivity of the net reaction loads calculus within the L3/L4 level: We randomly defined 10000 times the positions of the knees and position of the heels with 95% (two standard deviations) of chances to be within the error corridors. We did the same thing for the gravity line position error (10000 positions for each subject). Then, we combined the effects. Each times, the corresponding net reaction loads at the L3/L4 level was calculated.

C. Setting the maximum admissible stress into the muscles

Data acquisition

An additional exam is realised to estimate admissible stress in extensor and flexor muscles, using a Cybex device. The protocol consists in the maximum voluntary flexion and extension effort in isostatic conditions, in the natural standing posture of the subject. Subject is positioned in the Cybex apparatus, and the machine is adjusted with its rotation axis passing approximately through the L3/L4 intervertebral joint centre (2 to 3 cm above the top of the

iliac crest). The muscular testing protocol is explained to the subject. After a warm up, three trials are recorded, separated by 30 seconds rest after each effort.

Setting the maximum admissible stress into the muscles:

Attribution of the maximum admissible stress is set using the maximum extensor and flexor momentum recorded during the muscular testing. Once muscular geometry is obtained from reconstructions for the L3/L4 plane (full description of the method in part II paper), muscles are classified as extensor or flexor accordingly to their centroid location with regards to the centre of the intervertebral joint. Considering the muscle (or fascicule) maximum physiological area and orientation of line of action found with the 3D-muscle reconstruction process, maximum admissible stress is set to fit the recorded values.

Protocol evaluation:

We quantified how the net reaction errors at the L3/L4 level influence the muscular model's response. One hundred simulations per subject were realized in order to quantify how the muscle activation patterns (and therefore the intervertebral loads) are influenced by the variation obtained from net reaction loads uncertainty.

Results & discussion

This protocol yielded personalized 3D-data for the muscle model in order to estimate spinal loads.

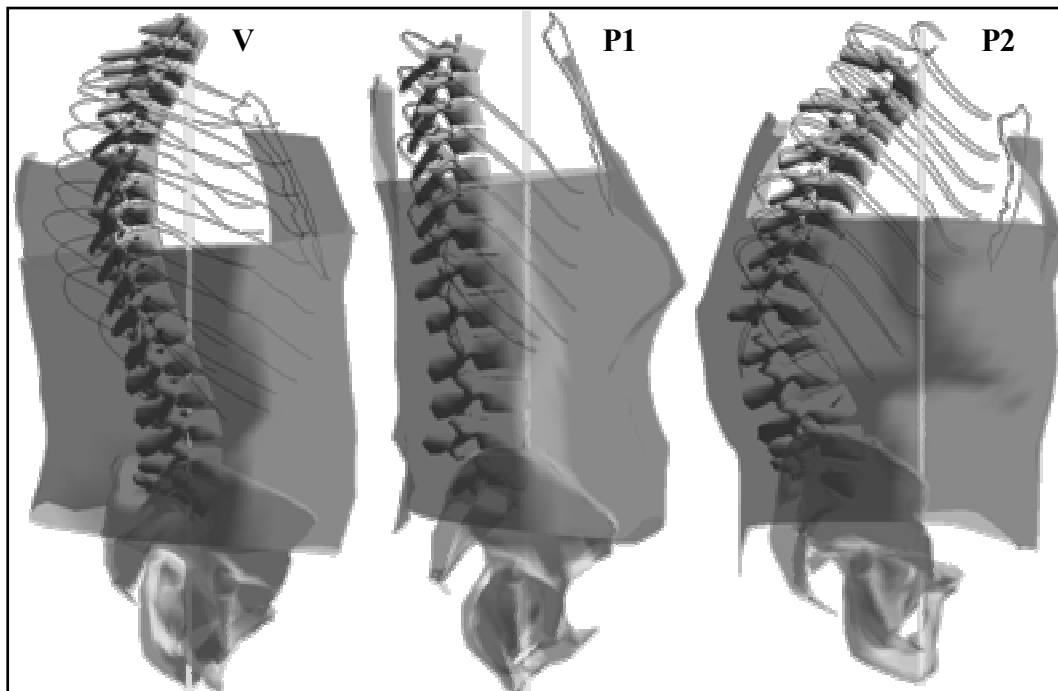


Figure 5. 3D-reconstruction for a volunteer (V), a straight back (P1) and a kiphotic patient (P2). 3D-position of the gravity line is also represented (vertical light grey line).

This protocol was designed to be as less invasive and time consuming as possible for the patient, in order to be adapted to the clinical environment. The use of an opto-electronic system in our protocol seems inadequate to our clinical environment, because of the pre-required positioning of the marker on the subject (time consuming for the patient) and the installation of the cameras in an x-ray room permanently used for classical radiography exams.

The stereo-radiography exam needs a 5 min preparation of the subject (mainly to place external trunk markers), while the exam by itself takes 2 to 3 minutes. The MRI protocol, used for 3D-muscle reconstructions in standing position, is designed to be realized within 15 minutes. Then, muscular testing, considered to be the hardest exam for the low-back pain patients, is realized within 15 minutes. Therefore, the overall examination time for a subject is less than 40 minutes.

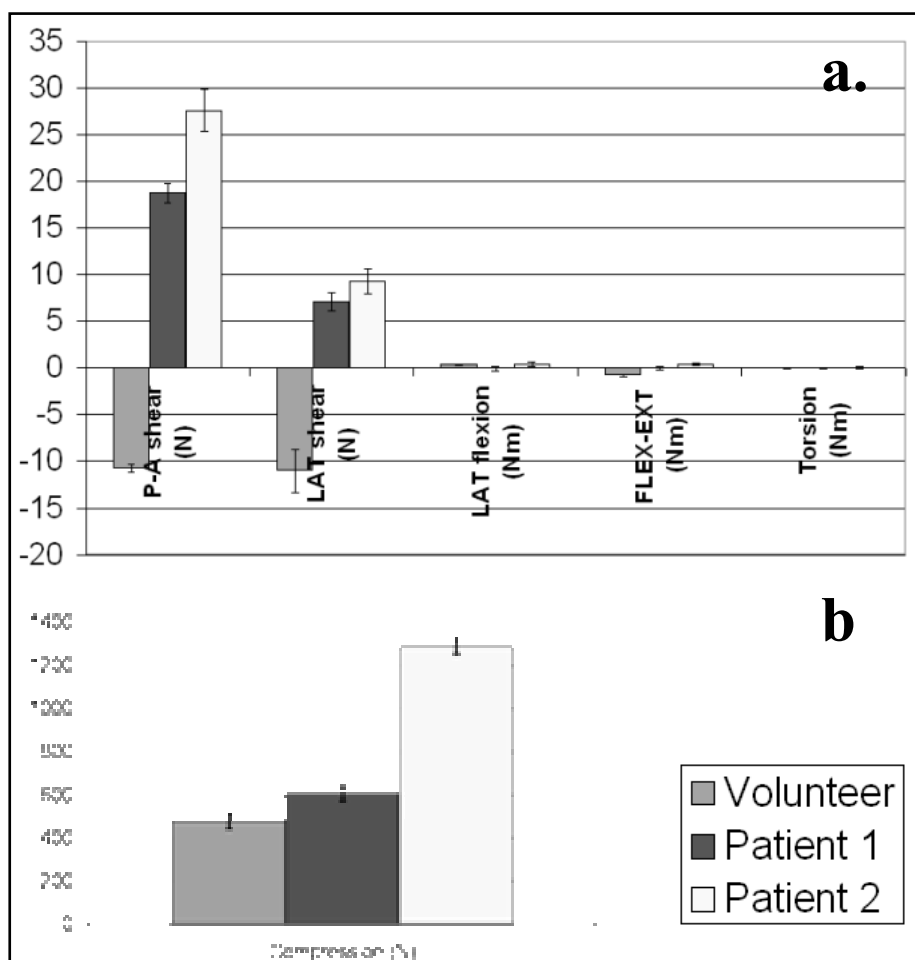


Figure 6. L3/L4 Intervertebral loads as calculated by the muscular model, for three different types of subjects. **a.** Shears and momentum within the joint. **b.** Compression within the joint. Standard deviation associated to uncertainty of the entry data (net reaction calculus) are also reported, as error bars.

Data delivery for the clinician may be accomplished within a day. Note that most of our tools were at the time of the study in a development phase. We expect to considerably reduce the reconstruction time using improved semi-automated reconstruction tools.

Figure 5 shows the 3D-reconstructions of bones, trunk envelope and the positioning of the gravity line for the three subjects. Running the model for the 3 subjects yielded muscle pattern and associated intervertebral loads. All subjects succeeded in maintaining low intervertebral loads within the joint, as it is presented in figure 6a, but at the price of an increased intervertebral compression for patient P2 (figure 6b).

These achievements were realized because the model could retrieve an appropriate (a specific) muscular arrangement for each subject, as presented in figure 7.

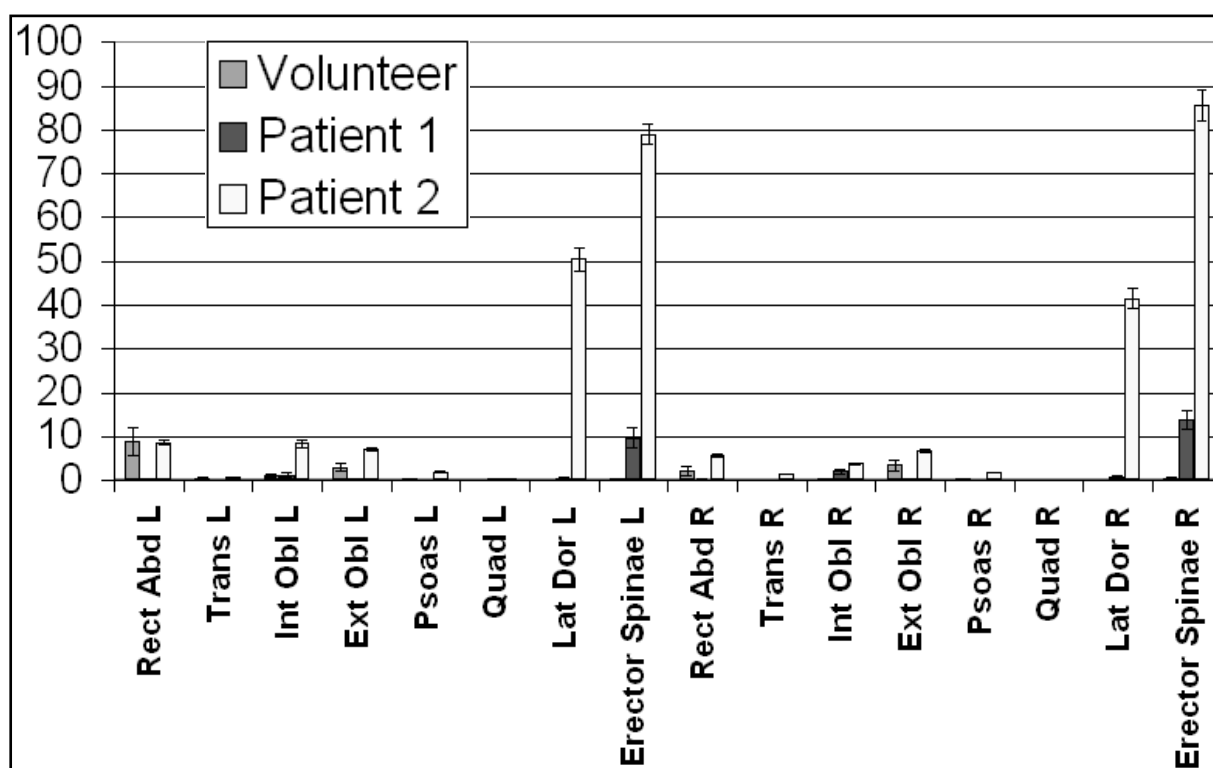


Figure 7: Muscles' patterns for the three subjects, represented as percentages of the maximum admissible activation. One can note the differences between subjects, related to the posture of the subject. Standard deviation associated to uncertainty of the entry data (net reaction calculus) are also reported, as error bars.

Net reaction loads sensitivity to lower limbs and gravity line reconstruction errors:

Table 1 resumes how the net reaction calculus is affected with an uncertainty of the positioning of: 1/ the knees and the heels alone (LL column), 2/ the gravity line alone (GL column) and 3/ by combining all reconstruction errors (CE column). One can observe that the reconstruction error of the positioning of the knees (+/- 50mm) and the heels (+/- 10mm) have the same effect on net reaction loads that the uncertainty on the positioning of the gravity line

(+/- 5mm). As expected, variation of the positions of the lower limb and/or of the gravity line had no effect on the net reaction resultant calculus.

Muscle activation pattern and intervertebral loads sensitivity to the net reaction loads error:

Running the muscle model 100 times for each subject, one can observe that the predicted muscle pattern is minimally modified, considering the uncertainty on the net reaction calculus: Error bars of the Figure 7 presents the effect of the measurement errors (positioning of the lower limbs combined with positioning of the gravity line) on the muscle patterns. For each subject, variation of muscles' activations are found to be very low (mean variation [standard deviation] of percentage of the maximum activation are: V: 0.48 [0.82], P1: 0.39 [0.72] and P2: 0.86 [1.13]). Those muscle activation variations had therefore a low influence on the intervertebral loading (error bars of the figure 6b for compression and 6a for the other load components).

Entry Data (Net reaction loads) :				
Sensitivity of :		Maximum SD error due to		
		LL	GL	CE
Moment (Nm)	Flex-Ext	11	13	17
	Lateral flex.	11	14	17
	Torsion	01	02	02
Resultant (N)	P-A shear	0	0	0
	Lat shear	0	0	0
	Compression	0	0	0
Output Data (Considering CE error) :				
<i>Maximum SD error on intervertebral loads :</i>				
Moment (Nm)	Flex-Ext	02		
	Lateral flex.	03		
	Torsion	02		
Resultant (N)	P-A shear	23		
	Lat shear	23		
	Compression	377		
Muscle maximum SD of activation (%)		355		

Table 1. Influence of the error of the positioning of the lower limb (LL column), of the gravity line (GL column) and for combined effects (CE column) on entry and output data for the muscular model.

ENTRY DATA: Maximum standard deviation for the 3 subjects (10000 simulations per subject) on the **net reaction loads** at the L3/L4 joint considering experimental errors.

OUTPUT DATA: Maximum standard deviation for the 3 subjects (100 simulations per subject) on **intervertebral loads** at the L3/L4 joint considering input data errors. Maximum standard deviation on the activation of the most affected muscle for the 3 subject is also reported, as a percentage of maximum total activation.

One can observe from this investigation that interpretations on subjects' intervertebral loading are not affected by the intrinsic error measurement associated to the protocol, neither on the muscular pattern found, for the three types of subjects we considered.

Conclusion

Feasibility of a fast, minimally invasive 3D-personalized protocol in a clinical routine is assessed, in order to extract input data for the muscle regulation model presented before. Overall examination time, less than 40 minutes, may be considered as little regarding the data obtained from them. Robustness of the model with regard to the uncertainty of the net reaction calculus was assessed, while interpretation of the model result is not modified.

Acknowledgments:

The authors are thankful to Pr Jean Dubousset and Pr François Lavaste for their permanent support.

References

- Busek M, Schipplein OD, Anderson GBJ, Andriacchi TP. Influence of dynamic factors and external loads on moment at the lumbar spine in lifting. *J Biomech* 1988; 8: 918-921.
- Callaghan JP, McGill SM. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics* 2001; 3: 280-294.
- Champain N, Pomero V, Dubousset J, Skalli W. Geometric and biomechanical postural characterisation of the human trunk. Proceeding of the XVIIIth congress of the International Society of Biomechanics, Zurich, Switzerland, 2001.
- Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996; 1: 1-15.
- Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F, Skalli W. Explicit linear calibration for stereoradiography. *J Biomech submitted*.
- Kitazaki S, Griffin MJ. A model analysis of whole-body vibration, using a finite element model of the human body. *Journal of Sound and Vibration* 1997; 1: 83-103.
- Miller, Nelson. *Biomechanics of sport*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1973.
- Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput* 2000; 2: 133-139.

Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C, Skalli W. Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Med Biol Eng Comput* 2001; 2: 152-158.

Nussbaum MA, Chaffin DB, Rechten CJ. Muscle lines-of-action affect predicted forces in optimization-based spine muscle modelling. *J Biomech* 1995; 401-409.

Plamondon A, Gagnon M, Desjardins P. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996; 2: 101-110.

Pomero V, Lavaste F, Imbert G, Skalli W. A spine oriented regulation model of the trunk muscles. *J Biomech* submitted;

Trochu F. contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering Computing* 1993; 160-177.

van der Burg JCE, van Dieen J. Underestimation of object mass in lifting does not increase the load on the low back. *J Biomech* 2001; 1447-1453.

Synthèse et discussion :

L'objectif de ce travail est de fournir au modèle de répartition musculaire présenté auparavant les données d'entrée nécessaires, afin de pouvoir estimer les efforts dans la liaison intervertébrale et les profils musculaires associés. Les données d'entrée sont, pour l'étage intervertébral considéré : la géométrie musculaire (lieu et orientations des lignes d'action musculaires associées à chaque muscle ou faisceau musculaire, ainsi que les aires physiologiques maximum associées), le torseur des efforts de la partie haute sur la partie basse, les contraintes maximum admissibles dans les muscles et les seuils physiologiques en effort admissibles dans la liaison intervertébrale. Il s'agit donc d'établir un protocole clinique, adapté au milieu hospitalier, afin d'obtenir des données tridimensionnelles personnalisées pour chaque sujet.

Ce protocole s'appuie sur trois examens : Une stéréoradiographie (simultanément avec une mesure des pressions plantaires et des photographies des membres inférieurs), une évaluation musculaire isométrique des fléchisseurs et des extenseurs du tronc, ainsi qu'une IRM de la région thoraco-lombaire.

Les résultats sont les suivants :

→ De l'examen stéréoradiographique (ainsi que des mesures qui y sont associées), en passant par les reconstructions 3D des os (pelvis, colonne, cage thoracique), de l'enveloppe du tronc et des positions des segments des membres inférieurs, on calcule à chaque niveau intervertébral l'effort de la partie haute sur la partie basse.

→ La combinaison des informations de reconstruction tridimensionnelles avec les coupes IRM permet de reconstruire les enveloppes musculaires en trois dimensions, puis de l'adapter en position debout (les détails et l'évaluation de cette méthode sont donnés dans la deuxième partie de l'article).

→ De cette reconstruction musculaire, on obtient toute l'information géométrique au niveau intervertébral considéré, notamment les aires physiologiques maximums et les lieux et orientations des différents muscles ou faisceaux musculaires modélisés. Sur la base de l'évaluation musculaire, qui permet d'obtenir par la mesure les pics d'extension et de flexion que peut fournir le sujet, l'attribution des contraintes maximum est obtenue de la façon suivante : En premier lieu, les muscles sont classés comme fléchisseur ou extenseur du tronc selon la localisation de la ligne d'action, antérieure ou postérieure au centre de la liaison intervertébrale. Puis, pour chaque groupe (extenseur ou fléchisseur), on détermine un gain commun (contrainte admissible dans les muscles – N/cm^2) tel que la contraction maximale

correspondre à la valeur mesurée par l'examen d'évaluation musculaire, soit, pour les muscles fléchisseurs, par exemple :

$$\sigma_F = \frac{M_F}{\sum_{i=1}^{N_F} CCx_i \times k_i \times Amax_i}$$

où :

- σ_F représente la contrainte admissible pour les fléchisseurs,
- M_F est le pic de moment de flexion maximum enregistré pour le sujet,
- N_F est le nombre de muscles fléchisseurs,
- CCx_i est le lieu postéro-anérieur du centroïde par rapport au centre de la liaison intervertébrale dans le plan considéré,
- k_i est la composante verticale de la ligne d'action (cosinus directeur),
- $Amax_i$ est l'aire physiologique maximum du muscle ou du faisceau musculaire i .

On procède de la même façon pour les muscles extenseurs.

Une application de ce protocole est proposée pour trois sujets (un volontaire sain et deux patients pathologiques).

Une validation de la qualité des données recueillies est proposée. Considérant certaines incertitudes de mesures associées aux reconstructions tridimensionnelles des positions des segments des membres inférieurs et de la localisation de la ligne de gravité, nous nous proposons d'évaluer l'effet de ces incertitudes sur deux paramètres : Le calcul du torseur de la partie haute sur la partie basse (PH/PB) à l'étage L3/L4 et comment cela influe sur les réponses (efforts intervertébraux) du modèle musculaire. Les résultats en efforts de la PH/PB sont présentés dans la table 1. Ainsi, en combinant les effets d'incertitude de positionnement des positions des membres inférieurs et de la localisation de la ligne de gravité, on observe que les écarts type des valeurs calculés pour trois sujets est au maximum de 1.7Nm pour les moments de flexion-extension et d'inflexion latérale. L'étude de l'effet de cette incertitude sur la réponse musculaire est présentée dans les figures 6 (pour les efforts dans la liaison intervertébrale) et 7 (pour les niveaux d'activation musculaire) sous la forme de barres d'erreurs. La table 1 (dans la partie 'Output Data') permet de juger des écarts types en terme d'efforts intervertébraux et d'activation musculaire. On remarque que ces incertitudes sont faibles, et qu'elles ne remettent pas en question notre interprétation des résultats du modèle.

En conclusion, ce protocole adapté à l'environnement clinique permet l'obtention de données personnalisées tridimensionnelles nécessaires à l'évaluation musculaire. La qualité des données recueillies est suffisante pour assurer la robustesse de la réponse du modèle lors de l'analyse musculaire.

A 3D-protocol for personalized muscular evaluation in clinical environment.

Part II: Geometrical 3D-personalized muscles reconstruction in a standing posture.

V. Pomerio¹, D. Bonneau², J-M. Vital³, J. A. DeGuise⁴, W. Skalli¹.

¹ Laboratoire de biomécanique, ENSAM, Paris, France.

² Université Montpellier I, France.

³ Centre Hospitalier Universitaire Pellegrin, Bordeaux, France.

⁴ Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie, Montréal, Canada.

Corresponding authors:

Wafa SKALLI / Vincent POMERO

Laboratoire de Biomécanique
ENSAM Paris
151, Bd. De l'Hôpital
75013 PARIS France

Telephone : +33 1 44 24 63 64

Fax : +33 1 44 24 63 66

E-mail :

wafa.skalli@paris.ensam.fr

vincent.pomero@paris.ensam.fr

Abstract

Muscular modeling requires a geometrical description of the muscles. But because models' responses are sensible to the geometrical muscle modeling, specific patient investigation requires personalized data. A 3D-personalized reconstruction method of the muscles in a standing posture is presented, based in two steps: 3D-shape of the muscle is obtained in a supine position defined on muscle contouring on 9 MRI images; the muscle shape is then adapted in the standing posture using skeleton and trunk reconstructions and considering muscle insertions locations. For the supine posture reconstruction of centroid position, the accuracy showed that 8 over 10 muscles have an RMS error less than 3%. Result on area precision may be more variable. Raising the musculature in standing positions yielded significant geometrical variations. This innovative method appears appropriate for 3D-personalized volumic reconstruction of the trunk muscles.

Keywords: Spine, Muscle, Model, Trunk, Geometry, Reconstruction.

Introduction

Understanding interaction between trunk musculature and spine loading requires modeling approaches. A wide variety of models of the trunk muscles are used for biomechanical evaluations. Among input data for these models, one need usually for each muscle or fascicle: 3D-description of the line of action (i.e. its orientation and centroid location at one or several muscle transversal cuts), and maximum physiological area.

Several authors consider a standard muscular geometry (Granata et Wilson, 2001; McGill, 1992; Nussbaum et Chaffin, 1998; Potvin et al., 1991; Takashima et al., 1979; Zander et al., 2001). These basic descriptions of muscular geometry are often issued from cadavers' dissection (Bogduck et al., 1992; Dumas et al., 1991). These data were sometimes combined with measurements resulting from XRays (Macintosh et Bogduk, 1991) or CT-scans (Poelstra et al., 2000; Stokes et Gardner-Morse, 1999). Other authors obtained a general description of muscular geometry from in-vivo measurements on MRI (Marras et al., 2001; Tracy et al., 1989) or CT-scan slices (Moga et al., 1993).

These geometric data were very useful for models yielding understanding of the general effect of muscles' action on the spine. However they do not represent the specific geometry of a given subject and its specific loading conditions within the intervertebral joint.

Several authors attempted to get personalised muscle geometric data using either MRI (Han et al., 1995) or CT-Scan slices (Goel et al., 1993). Reid, Costignan and Comrie (1987) proposed four regression equations based on 26 anthropometric measures that were stable and reliable. Moga et al., (1993), proposed 14 regression equations for the prediction of 7 muscle centroids at the L3/L4 levels, based on CT-scans and 4 anthropometric variables plus age. Jorgensen et al. (2001) proposed several equations at various levels based on the combinations of different anthropometric measurements, fitting the MRI slicing of 20 females and 10 males (Marras et al., 2001). However, regression coefficients were not reliable enough (R^2 ranging from 0.41 to 0.63 for the Marras et al. study) to serve as input data for a muscular model.

In most cases, those descriptions yielded a muscular geometry described in a supine posture, although often, biomechanical evaluations are realised in a standing posture. Therefore non-corrected data of the muscular geometry from the supine posture are used. McGill et al. (1996) demonstrated the change of the muscle geometry between a supine and a standing posture, particularly for the abdominal muscle group. This may induce bias in the results because of the sensitivity of the models to muscle related geometric data, as it was discussed by Nussbaum et al. (1995) who demonstrated the influence of an approximation on the

positioning of the muscles' line of action on the intervertebral loads model responses; their results show that models' predictions for the estimation of the intervertebral loads are markedly influenced by the geometrical description of the muscular system. Also Dieën and Looze (1999) modelled a lifting task using a single equivalent model and demonstrated a considerable sensitivity of the anatomical and functional assumptions on the results regarding spine compression and shear estimates.

The aim of our study is to propose an original method to reconstruct the 3D-personnalised geometries of the major muscles of the trunk in standing posture, in order to extract data necessary for muscle modelling, and relative to 3D-muscle lines of action and maximum physiological areas. A preliminary validation of the process will also be presented.

Material & methods

The method presented here yields a 3D-personnalized trunk muscles reconstruction which is processed to estimate muscles or fascicles line of action and maximum physiological area in a standing position. The two baselines are the following: 1. From a few MRI slices, each muscle 3D-personnalized body shape is obtained by deforming a generic shape of the same muscle, using the kriging technique (Trochu, 1993). 2. From 3D reconstruction of the trunk skeleton and envelope, using stereo-radiography (Mitton et al., 2000; Dumas et al., submitted), the muscle description is improved and described in a standing position. This two points and the post-processing are developed hereafter. Then method for preliminary validation is proposed.

Preliminary personalized muscle reconstruction from MRIs

The kriging technique requires a generic muscular geometry of each muscle of the trunk. This generic shape is then deformed by displacing given specific points (called control points) in order that they fit equivalent control points pertaining to the real patient muscle. The generic shape of each muscle was obtained as follows:

The 3D muscle body shape was reconstructed from the axial cryosections photography of the Visible Human Project with images interval equals to 1mm. All images from the T7/T8 intervertebral level to the end of the pelvis were considered. The geometry was 3D-smoothed using a modified Matlab[®] routine.

The patient control points are obtained from a fast MRI axial slicing of the thoraco-lumbar region, with 8 slices located at each centre of the inter-vertebral joints from T10/T11 to L5/S1 and 1 at the femoral heads. On each slice, a specific software developed with Matlab[®] was

used for determination of the contour of the muscles to be reconstructed, as well as identification of the intervertebral level of the MRI, position of the centre of the intervertebral joint (placed at the centre of the disc) and contour of the trunk.

Muscle reconstruction in a standing position

Subject data's collection is reported in the article part I. We remind that, from stereo-radiography (frontal and sagittal X-rays in a calibrated environment), 3D-personnalized reconstructions of vertebrae, pelvis, ribs and trunk envelope are obtained. Therefore, muscle geometry in standing position can be defined using 3D-location of specific landmarks related to muscles and which are available in standing position. These specific landmarks result from: 1/ Positioning of the muscles' control points within the 3D-reconstruction global frame, 2/ trunk contour envelope at each intervertebral level and 3/ bony muscle insertion points. The process is as follows:

1/ Positioning of the muscles' control points within the 3D-reconstruction global frame:

Using the global frame associated to 3D-reconstructions, coordinates of the centres of the intervertebral joints are calculated. As the same point was localized on MRI slices, one could replace MRI muscle control point locations (defined by muscle contouring) within a global 3D-reconstruction frame, considering image characteristics (such as position and resolution) contained in specific MRI data. Figure 1a graphically depicts the repositioning of the MRI slices (associated with muscle control points) within the global frame.

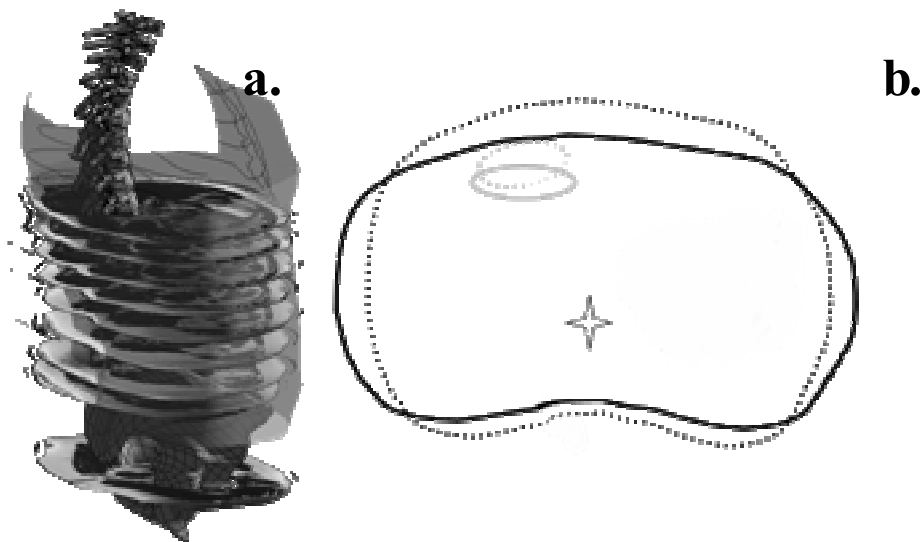


Figure 1. a/ Illustration of the positioning of the axial MRI slices within the 3D-reconstruction frame of the subject. b/ Illustration of the transformation process to adapt the supine geometry of the muscle contour to the standing one. We deform the contour of the trunk envelope (plain black line) to the standing one (dashed black line, reconstructed from stereo-radiography), with respect to the centre of the intervertebral joint (represented as a star). Therefore, the contour of muscle in the supine posture (plain grey line) is deformed onto a contour for the standing posture (dashed grey line).

2/ Adapting muscles' control points to the standing trunk envelope:

From the 3D-reconstructed envelope (computed in a standing position), contour intersection with each axial plane localised at the intervertebral levels are calculated. Then, using this standing trunk envelope contour and the centre of the joint as control points, the supine envelope contour is deformed (by kriging) to fit the standing one, deforming in the mean time the muscles' contours of the slice. Figure 1b illustrates this process. Therefore, the muscle body contour is defined at each intervertebral level in standing position.

3/ Enrichment of muscle control points with regard to insertions:

Bony muscle insertion points were used to better define muscle geometry in standing position by adding more control points in the kriging process.

We defined the location of muscle insertions on bones, using both published data (Bogduck et al., 1992; Dumas et al., 1991) and a complete data collection on 10 cadavers (Bonneau, 2001). Then the 3D-personnalised bone reconstructions allowed to get the personalized insertion points of the muscles within the global frame and to consider them as additional control points. Homologous of these control points in the generic muscle model were defined from the Visible Human images. Figure 2 depicts graphically the 3D control points for the model of the left *psoas* muscle.

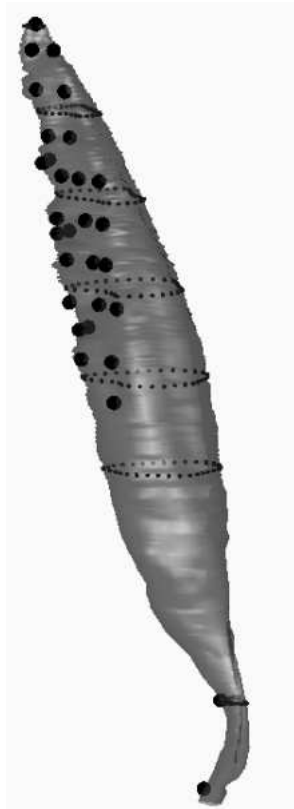


Figure 2. View of the left psoas generic model. The shape of the muscle is represented here as a transparent surface. Control points are represented: thick black dots represent the insertion points while thin dots (dark grey) are the points associated to axial intervertebral levels.

In summary, the set of control points is composed of two subsets, as shown in figure 3 for the *rectus abdominis*: A subset issued from muscle contours estimated in the standing position (step 2), defined at each intervertebral level (figure 3a), and a second subset (step 3), which define the muscle insertions obtained from bone reconstructions (figure 3b). The kriging of the standard shape of the muscle (obtained from Visible Human) can therefore be performed with all these control points yielding the muscular 3D-personnalized geometry in standing position (figure 3c - Note that kriging of the muscles is realized first for the *rectus abdominis*. We then use the reconstruction of those muscles to define the *linea alba*, in order to construct control points for the other muscles of the abdomen (*obliquus internus*, *externus* and *transversarius abdominis*)). A visualisation of the control points before the kriging operation allows discarding unrealistic control points.

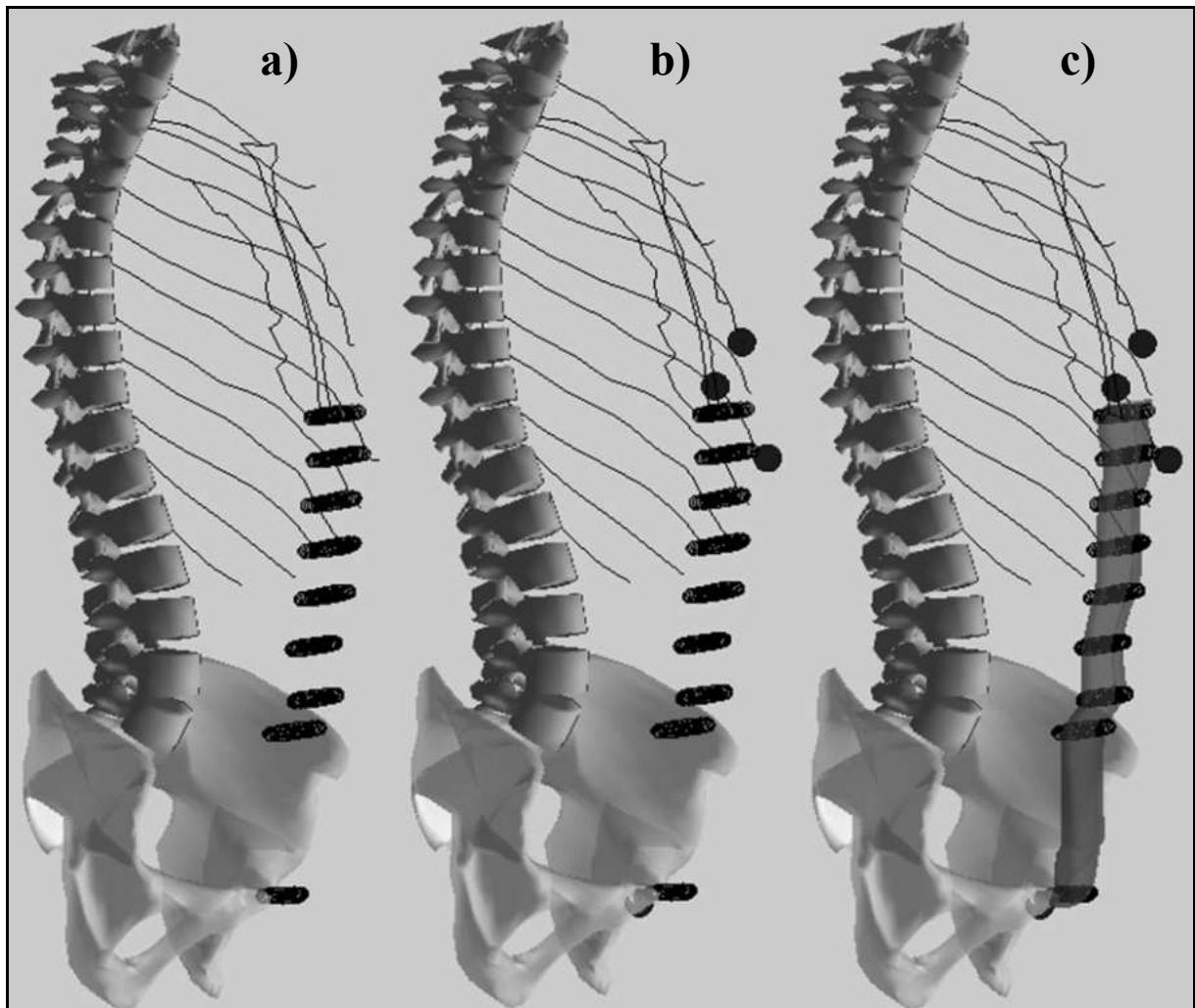


Figure 3. Reconstruction steps for the left rectus abdominis. a) Positioning of the MRI contour associated to each intervertebral level. b) 3D-bones reconstructions lead to the positioning of the insertions points (thick dots) within the standing skeleton of one subject. c) Kriging of the standard rectus abdominis shape (obtained from Visible Human) to fit the control points.

Post processing

Post processing is performed in order to calculate muscles' fascicles, line of actions and muscles' description within all intervertebral planes. Details are presented in annex.

Validation of preliminary personalized muscle reconstruction from MRIs

Two subjects, one healthy (male, 26 years old, 1m70, 75kg) and one low back pain patient (female, 51years old, 1m74, 75kg) and two measurements (from reconstruction and directly measured on the MRI) were realised for the validation of the preliminary reconstruction of muscles in supine position from MRI (steps 1/ and 3/). 38 to 42 MRI slices were acquired and processed as follows:

On each slice, contour of all left muscles were realized. Assembling those slices yielded a 3D reconstruction of muscles' shapes. The volumes were smoothed to eliminate errors due to the lack of visibility on some MRI slices, and then the smoothed volumes were sliced again to obtain a corrected contour associated to each MRI slice. These muscle contours were considered as references for the method of reconstruction.

A subset of 9 MRI contours was considered, corresponding to the 9 axial intervertebral levels (from T10/T11 to L5/S1) plus the femoral heads. This subset was used for the 3D reconstruction as control points. Then, data extracted from reconstructed muscle were compared to that extracted from the reference one (except for the first and last two contours defining the muscle, in which border effects may appear).

Comparison was focused on data extracted from intermediate slices (considered as the intersections of the reconstructed volume of the muscles with the plane of each MRI slice), i.e. position of the muscle centroid expressed as the distance to the disk centre (or the vertebral body centre at intermediate levels) and axial area.

We also estimated the maximum intrinsic error on MRI area measurements (which are used as reference) by multiplying the pixel area by the number of pixels involved in the polygon describing the contour and used for area calculation.

Change in muscular geometries passing from a supine to a standing posture

Quantification of the muscular changes between the two postures was quantified, based on: 1/ the centroid location and 2/ the axial area. Comparison was performed between muscle 3D geometry obtained in supine position (measurement from MRI) and that in standing one (measurement from 3D-reconstruction).

Results & discussion

A 3D-generic model was built (3D generic shape and insertions locations), considering all major muscles on the lumbar region: *Erector Spinae* group represented as three muscles (*Ilio-Costalis*, *Longissimus Dorsi* and *Transverso-Spinalis* - or *Multifidus*), *Psoas*, *Quadratus Lumborum*, *Latissimus Dorsi*, and the abdominal group (*Obliquus Externus* and *Internus*, *Transversarius Abdominis*, *Rectus Abdominis*).

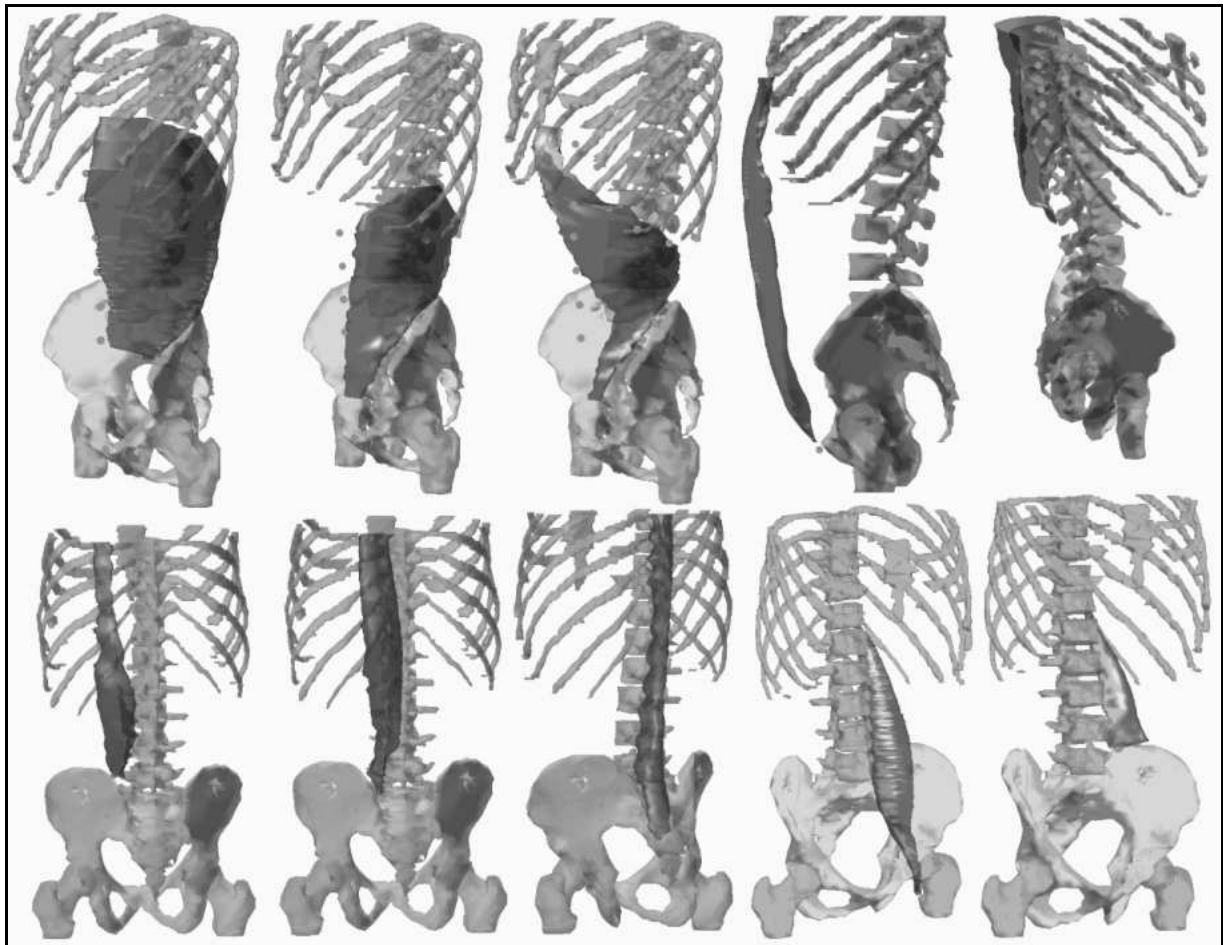


Figure 4. View of the 10 generic muscles reconstructed from Visible Human®.

Combining data from MRI and stereo-radiography yielded personalised 3D muscle reconstructions in a standing position. Figure 4 presents the 3D-model of the muscles. Figure 5 presents left muscles reconstruction for both subjects.

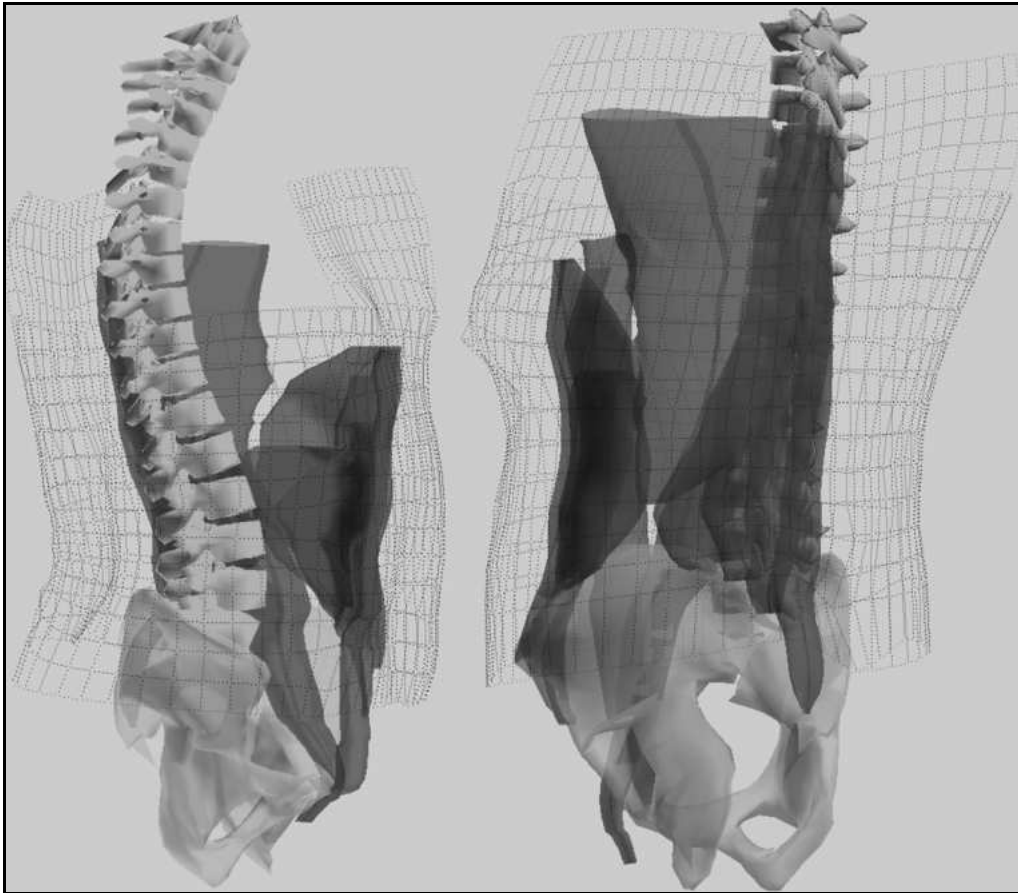


Figure 5. Muscle reconstructions for both subjects (left : volunteer ; right : patient) of the left muscles. Trunk envelope is also represented (wireframe).

Figure 6 depicts graphically global comparison between direct MRI measurements and 3D-reconstruction (464 comparisons) for lever arm and surface area, expressed as percentage error with regard to the MRI measurements. Results show a good agreement with location of the centroid (figure 6a) with an overall mean error of 0.35% (SD: 1.9%, RMS: 2.16%) of the lever arm of the muscles. Inspecting the muscle error repartition, one can observe that 8 muscles have less than 3% RMS error, while *Transverso-Spinalis* and *Psoas* have respectively 3.6% and 5.2% RMS error.

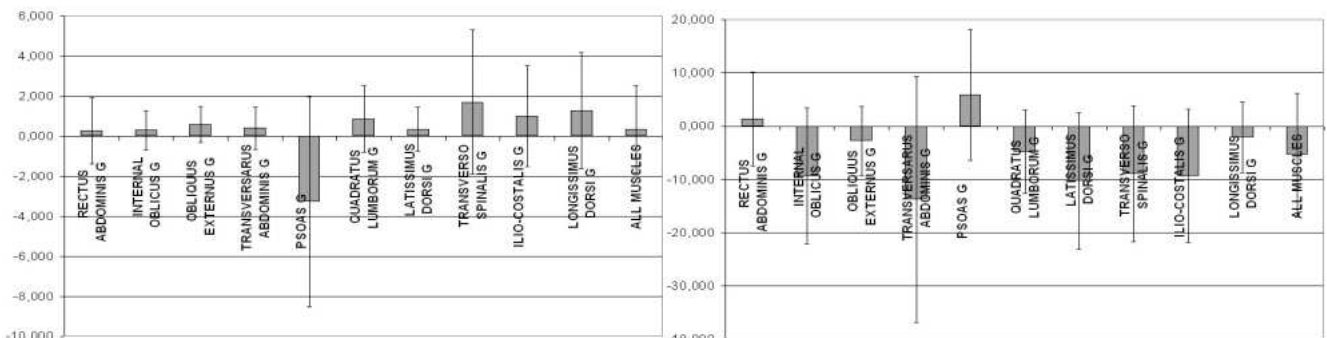


Figure 6. a) Mean muscles lever arm centroid location error (%) associated to ± 1 RMS. b) Mean muscles area error (%) associated to ± 1 RMS. Results are for both subjects, considering 10 left muscles.

Results for area comparison (figure 6b) may be more variable, depending on the considered muscle. Overall area error is found to be low (-5.38%), with a mean RMS at 11.58%. Considering muscle RMS error independently, one can observe that 4 over 10 muscles have less than 9%, 6 muscles have less than 13% and *Transversarius Abdominis* had 23%. Those errors, which may appear quite important, have to be moderated with regard to the maximisation of the intrinsic error of the area measurement on the MRI. We disposed of low resolution MRI (256 * 256 pixels) for our subjects, and contouring objects on the slices involved proportionally a large number of pixels, compared to the number of pixel defining the area (figure 7).

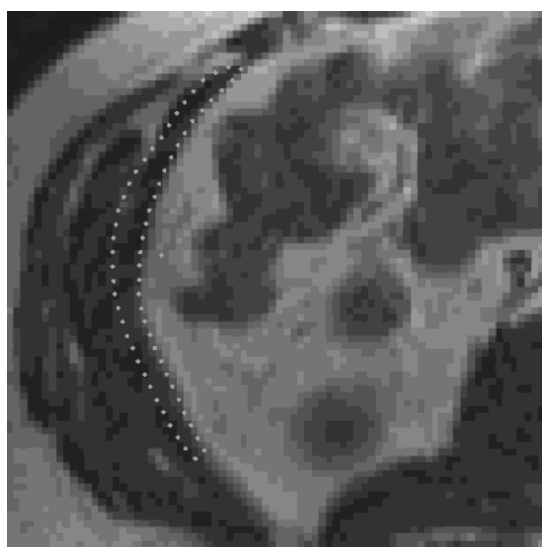


Figure 7. Because of the shape of some muscles, pixelisation on the MRI leads to an incertitude on the calculus of the axial area, based on the description of the contour (dots).

On figure 8, one can observe that 93.7% of the 3D reconstruction errors are within their associated intrinsic error. The *Psoas* is the less accurate muscle; however even for this one 81% of the measurements remain within the intrinsic error corridor.

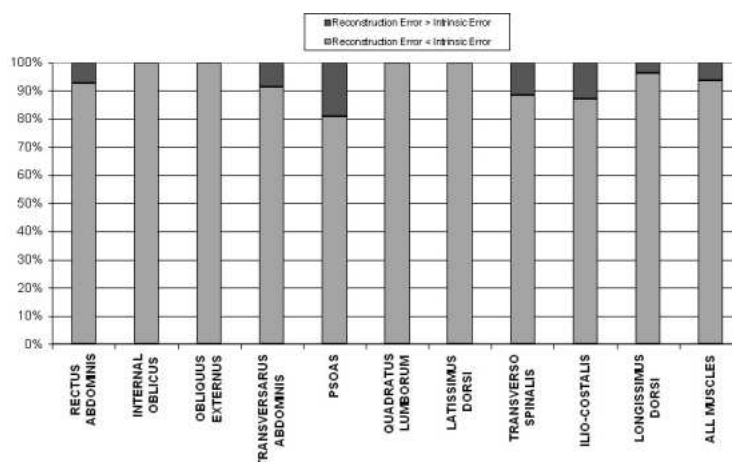


Figure 8: Proportion of slices where the 3D-reconstruction areas are within the intrinsic error area measurements.

As for change between upright and standing positions, table 1 presents the muscles' variation of centroid lever arms and axial areas for both subjects.

	CENTROID LEVER ARM		SURFACE	
	Volunteer	Patient	Volunteer	Patient
RECTUS ABDOMINIS	0.4	17.8	10.7	42.1
OBLIQUUS INTERNUS	1.1	11.4	-16.6	-10.1
OBLIQUUS EXTERNUS	1.5	11.1	-22.8	-6.9
TRANSVERSARUS ABD.	0.1	17.7	7.2	1.6
PSOAS	1.1	11.4	21.7	41.4
QUADRATUS LUMBORUM	18.7	13.3	-0.1	-6.3
LATISSIMUS DORSI	7.0	2.0	-9.6	-12.1
TRANSVERSO SPINALIS	30.6	17.7	-6.7	-22.1
ILIO-COSTALIS	23.6	16.7	2.3	11.7
LONGISSIMUS DORSI	31.3	17.5	-1.4	-3.1
MEAN (for all muscles)	11.4	14.0	-4.1	-0.5

Table 1. Muscles' geometry variations (%) between supine and standing postures.

Although we do not dispose of direct validation means, we can observe that changes may be significant for lever arm (variation up to 31%) as for area (ranging from a 41% increase to a 27.1% decrease). One can note also the variability of the results between subjects and among muscles, which may depend on anthropometric specificities. These results highlight the importance of the personalization of the muscular geometry on one hand, and their adaptation to the standing posture on the other hand. We found only one reference (McGill et al, 1996) dealing with the change of muscular geometry from supine to standing posture. The authors measured several thicknesses at two different locations (antero-posterior thickness of the *erector spinae* at the L3 level, antero-posterior thickness of the torso), in both positions. For our study, measurements for the supine posture are realized on MRI slices (subjects are lying on their back), while their analogous measurements are realised on 3D-reconstructions. Table 2 presents variation comparisons and shows that the overall tendencies are respected, although variations of the a-p thickness of the *erector spinae* are found to be larger in our study.

	Torso		Erector Spinae	
	Male	Female	Male	Female
McGill et al.	30 (N = 40)	21 (N = 17)	3 (N = 7)	12 (N = 5)
3D-Reconstructions	8.3 (N = 1)	20.7 (N = 1)	21 (N = 1)	60 (N = 1)

Table 2. Comparison of variations (%) of different thicknesses passing from a supine to a standing posture, with McGill et al. (1996) and in our models. Measurements locations are reported within the text.

One can note that in the above mentioned article, measurements in the supine posture are realized with subjects in a prone position, while our subjects laid on their back, which may compress the flesh and the fat tissues.

Conclusion

Feasibility of the personalised 3D-reconstruction of trunk muscle system in upright position is assessed. Validation of the 3D-reconstruction of the muscle shape in supine positions shows that we can reliably reconstruct muscles from a few MRIs, considering *a priori* knowledge of the muscle shape. Future studies concerning more subjects should investigate further the change in muscular geometry of the muscles between the supine and the standing posture *in-vivo*, since most of the models are issued either from cadaveric data or MRI / CT-Scan slices. Work is in progress to refine the fascicles within the *Transverso-Spinalis*. Regarding the complexity of the system to be modelled, this method seems encouraging for reliable data extraction in muscular modelling, and therefore for refined investigations of the muscles' actions on the spine.

Acknowledgment

The authors would like to thank Erwan Jolivet for his work on the 3D-smoothing algorithm used for this work. The authors are also thankful to Pr Jean Dubousset and Pr François Lavaste for their permanent support.

References

- Bogduck, N., Macintosh, J.E., Percy, M.J., 1992. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine* 17, 897-913.
- Bonneau, D., 2001. Les muscles du rachis : de l'Anatomie à la Modélisation. PhD thesis, Université Montpellier I, France.
- Chaffin, D.B., 1969. A computerized biomechanical model-development of and use in studying gross body action. *Journal of biomechanics* 2, 429-441.

Dieën, J.H. van, Looze, M.P. de, 1999. Sensitivity of single-equivalent trunk extensor muscle models to anatomical and functional assumptions. *Journal of Biomechanics* 32, 195-198.

Dumas R., Mitton, D., Laporte, S., Dubousset, J., Steib, J.P., Lavaste, F., Skalli, W., *submitted*. Explicit linear calibration for stereoradiography. *Journal of Biomechanics*.

Dumas G.A., Poulin, M.J., Roy, B., Gagnon, M., Jovanovic, M., 1991. Orientation and moment arms of some trunk muscles. *Spine* 16, 293-303.

Goel, V.K., Kong W., Han, J.S., Weinstein, J.N., Gilbertson, L.G., 1993. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* 18, 1531-1541.

Granata, K.P., Wilson, S.E., 2001. Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics* 16, 650-659.

Han, J.S., Goel, V.K., Ahn, J.Y., Winterbottom, J., McGowan, D., Weinstein, J., Cook, T., 1995. Loads in spinal structures during lifting: Development of a three-dimensional comprehensive biomechanical model. *European Spine Journal*, 153-168.

Jorgensen, M.J., Marras, W.S., Granata, K.P., Wiand, J.W., 2001. MRI-derived moment-arms of the female and male spine loading muscles. *Clinical Biomechanics* 16, 182-193.

Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.G.J., Wiejs, W.A., 1989. An iterative procedure to estimate muscle lines of action in vivo. *Journal of Biomechanics* (8/9), 911-920.

Leskinen, T.P.J., Stålhammar, H.R., Kuorinka, I.A.A., Troup, J.G.D., 1983. The effect of inertial factors on spinal stress when lifting. *Engineering in Medicine* 12, 87-89.

Looze, M.P. de, Visser, B., Houting, I., Rooy, M.A.G. van, Dieën, J.H. van, Toussaint, H.M., 1996. Weight and frequency effect on spinal loading in a bricklaying task. *Journal of Biomechanics* 29, 1425-1433.

Macintosh, J.E., Bogduk, N., 1991. The attachments of the lumbar erector spinae. *Spine* 16, 783-792.

Marras, W.S., Jorgensen, M.J., Granata, K.P., Wiand, B., 2001. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clinical Biomechanics* 16, 38-46.

McGill, S.M., 1992. A myoelectrically based dynamic three dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *Journal of Biomechanics* 25, 395-414.

McGill, S.M., Jucker, D., Axler, C., 1996. Correcting trunk muscle geometry obtained from MRI and CT-Scans of supine postures for uses in standing postures. *Journal of Biomechanics* (5), 643-646.

Mitton, D., Landry, C., Veron, C., Skalli, W., Lavaste, F., De Guise, J.A., 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical & Biological Engineering & Computing* 38, 133-139.

Moga, P.J., Erig, M., Chaffin, D.B., Nussbaum, M.A., 1993. Torso muscle moment arms at intervertebral levels T10 through L5 from CT scans on eleven male and eight female subjects. *Spine* 18, 2305-2309.

Morris, J.M., Lucas, D.B., Bresler, B., 1961. Role of the trunk in stability of the spine. *Journal of Bones and Joint Surgery* 43A, 357-351.

Nussbaum, M. A., Chaffin, D. B., 1998. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. *Journal of Biomechanics* 31, 667-672.

Nussbaum, M. A., Chaffin, D. B., Rechten, C. J., 1995. Muscle lines-of-action affect predicted forces in optimization-based spine muscle modelling. *Journal of Biomechanics* 28, 401-409.

Poelstra, K.A., Eijkelkamp, M.F., Veldhuizen, A.G., 2000. The geometry of the paraspinal muscles with aid of three-dimensional computer tomography scans and 3-space isotrack. *Spine* 25, 2167-2179.

Potvin, J.R., Norman, R.W., McGill, S.M., 1991. Reduction in anterior shear forces on the L4/L5 disc by the lumbar musculature. *Clinical Biomechanics* 6, 88-96.

Stokes, I.A.F., Gardner-Morse, M., 1999. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *Journal of biomechanics* 32, 311-316.

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

Tracy, M.F., Gibson, M.J., Szypryt, E.P., Rutherford, A., Corlett, E.N., 1989. The geometry of the muscle of the lumbar spine determined by magnetic resonance imaging. *Spine* 14, 186-193.

Trochu, F., 1993. A contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering Computing* 9, 160-177.

Zander, T., Rohlmann, A., Calisse, J., Bergman, G., 2001. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clinical Biomechanics* 16, supp. 1, S73-S80.

Annex: Post processing of the reconstructed muscles.

Once all muscles are reconstructed, post processing consists in 6 points:

- i. An algorithm smoothes the muscles reconstruction.
- ii. 3D-muscles or fascicles lines of action are then calculated, using two methods, depending on muscle architecture. For muscles with an elongated shape, the line of action is defined as the connecting smoothed line of the centroids of adjoining slices of the reconstructed muscle. For muscles with a heterogeneous repartition of muscle fibres orientation (*obliquus internus* and *externus*, *transversarius abdominis* and *latissimus dorsi*), we first defined a plane orthogonal to the sagittal plane and passing

through couple of insertion points (proximal and distal). These couples are chosen to represent the global orientation of the muscle fibres, as described in our references. Some of those insertion points are placed within the *linea alba*, which was reconstructed after the *rectus abdominis* muscles, considering that most of the abdominal muscles are inserted through the abdominal fascia. Computation of the intersection of the plane with the muscle volume allows extracting a contour (from which we can interpret the internal and external part of the envelope of the muscle). The line of action is computed as the average curve of the internal and external part of the contour.

- iii. For *obliquus internus* and *externus*, *transversarius abdominis* and *latissimus dorsi*, muscles fascicules envelopes are calculated, as one fascicule for each line of action. The volume attributed to the fascicule is defined as follow: Between two consecutive planes defining the consecutive lines of action, we calculate the average plane. The part of the muscle between those average planes surrounding the line of action demarcates the muscle fascicule. Figure 9 presents these fascicules representations for the abdominal muscles.



Figure 9. Result after the fascicules generation for the *obliquus externus*, *internus* and *transversarius abdominis* muscles. 3D-lines of action associated to each fascicule are visible using surface transparency.

- iv. Volumes are computed.
- v. Maximum physiological areas for muscles or fasciculus are calculated as follow. The muscle is sliced with planes orthogonal to the local orientation of the line of action, and the corresponding area is computed. Finding the highest values determines the maximum physiological area.
- vi. Finally, muscles geometry is extracted in the intervertebral planes to provide the geometrical data for muscle modelling. Muscle geometry consists, for every muscle or fasciculus, in: Contour computation, centroid coordinates, line of action orientation, and maximum physiological area. Centroid coordinates and lines of action are expressed within the local frame of the plane, localised at the centre of the intervertebral disk. Figure 10 shows this slicing within the L3/L4 intervertebral plane for a reconstruction.

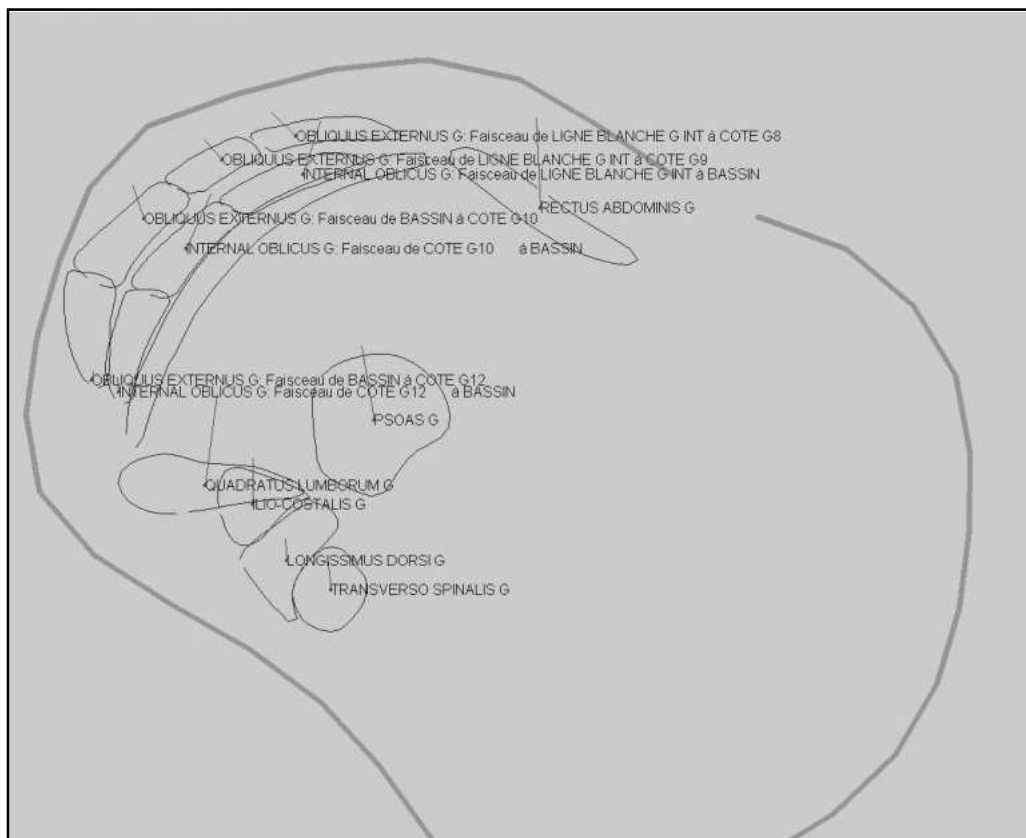


Figure 10. Slicing of the 3D-reconstructed geometry in the L3/L4 intervertebral plane. Contour associated to each fasciculus is visible, as the orientation of the line of action. The surrounding contour represents the trunk envelope.

Synthèse et discussion :

L'objectif de ce travail est de proposer une méthode de reconstruction tridimensionnelle et personnalisée des enveloppes musculaires en position debout afin d'en extraire les informations géométriques (lieu du centroïde, orientation de la ligne d'action équivalente dans le plan de coupe, aire physiologique maximale pour chaque muscle ou faisceau modélisé) qui permettront l'évaluation musculaire de chaque sujet à l'aide du modèle musculaire qui a été proposé.

La reconstruction des muscles se passe en 2 temps :

→ Dans une première phase, les géométries musculaires sont reconstruites à partir de l'information extraite de 9 coupes IRM axiales (situées aux niveaux intervertébraux) permettant de venir déformer une forme musculaire générique (reconstruite à partir des images du Visible Human Project). On obtient de cette façon l'enveloppe 3D de chaque muscle, décrite dans la position couchée.

→ La deuxième phase consiste en l'adaptation de cette géométrie musculaire couchée à la position érigée. Sur la base de la reconstruction de l'enveloppe du tronc à partir de la stéréoradiographie (en position debout), ainsi que sur la connaissance *a priori* du lieu des insertions musculaires sur le squelette, un jeu de points de contrôle est constitué, permettant de déformer la géométrie musculaire couchée vers la position debout.

Sur la base d'un post-traitement, on obtient alors les informations géométriques nécessaires pour l'évaluation musculaire dans le plan intervertébral considéré.

Les reconstructions musculaires pour deux sujets (un volontaire sain et un patient lombalgique) illustrent la méthode.

Une validation préliminaire de la précision des reconstructions est proposée pour la position couchée. Une série de quelques dizaines d'IRM par patient n'ayant pas été utilisées à la reconstruction servent de référence, et permettent d'évaluer par comparaison entre la mesure directe sur les IRM et la mesure analogue sur les reconstructions la précision de deux paramètres : Le bras de levier du centroïde par rapport au centre de la liaison, ainsi que la surface axiale. Pour le bras de levier des centroïdes, l'erreur moyenne est de 0.35%, pour une RMS de 2.16%. Deux muscles ont des RMS plus importantes (3.6 et 5.2%). Concernant la comparaison de l'aire axiale, les variations avec la mesure directe sont plus importantes, avec une RMS pour l'ensemble des muscles de 11.6%, pour un maximum de 23% de RMS pour le

transversarius abdominis. Cependant, une quantification de l'erreur intrinsèque sur la mesure directe due à la pixellisation des IRM permet de déterminer que 93.7% des différences d'aires sont comprises dans ces erreurs intrinsèques, avec un minimum pour le *psoas* de 81% des erreurs de reconstruction comprises dans l'erreur de mesure intrinsèque.

Une évaluation de l'influence du passage couché / érigé des géométries musculaires est réalisée. Elle montre que les variations du bras de levier des centroïdes ne sont pas négligeables, en particulier pour certains muscles érecteurs du rachis (augmentation jusqu'à 31%). De même, l'adaptation couchée / érigée influe sur l'aire axiale des muscles. En revanche, ne disposant que de très peu de données de référence, seule une validation très sommaire peut être apportée pour cette partie.

En conclusion, la faisabilité de cette méthode de reconstruction des géométries tridimensionnelles personnalisées est démontrée. Bien qu'une phase de validations supplémentaires sur un plus grand nombre de sujets soit nécessaire, cette méthode permettra l'extraction de données fiables pour l'étude des interactions muscle – rachis.

CHAPITRE V

Exploitation clinique

5. Exploitation clinique

Le chapitre III a présenté un modèle de régulation des efforts dans les muscles, où l'attribution des efforts musculaire se fait au regard de niveaux de chargements admissibles dans la liaison intervertébrale. Ainsi, la coordination musculaire est réalisée afin de limiter les efforts de liaison intervertébrale. Ce modèle nécessite des données d'entrées : La géométrie musculaire à l'étage intervertébral considéré, le torseur des efforts de la partie haute sur la partie basse, les contraintes maximum admissibles dans les muscles. Dans le chapitre IV, les articles ont présentés comment l'extraction des données personnalisées est obtenue. La combinaison des informations tridimensionnelles de stéréoradiographie et d'images IRM de la région thoraco-lombaire permet d'obtenir la géométrie musculaire. La mesure des pressions plantaires des pieds associée aux reconstructions et aux photos des membres inférieurs permet d'estimer le déséquilibre du sujet à chaque niveau intervertébral. On peut donc en extraire le torseur d'effort de la partie haute sur la partie basse au niveau intervertébral de l'étude. Enfin, le testing musculaire des extenseurs et des fléchisseurs du tronc permet de déterminer les contraintes admissibles dans les muscles.

Dans le cadre de ce travail, nous avons eu l'opportunité d'obtenir des données in vivo sur des volontaires et des patients. Toutes les données présentées ont été acquises dans le service de chirurgie orthopédique du Professeur Vital, situé dans le Centre Hospitalier Universitaire Pellegrin à Bordeaux (à l'exception d'une stéréo-radiographie pour un volontaire, réalisée à l'hôpital Saint-Vincent de Paul, Paris). Ces mesures ont été essentielles pour le projet, car elles ont permis de développer les algorithmes et outils de traitement qui leur sont associées. De plus, leur exploitation a permis de juger de la pertinence du modèle, de l'intérêt du protocole d'acquisition des données, de la sensibilité du modèle musculaire au bruit de mesure, et cætera. Enfin, et surtout, ces données rendent possible l'évaluation des patients traités. Quatre séries de mesures (dans le cadre de ce projet) ont été réalisées. La première, qui eu lieu en juillet 1999, a porté sur un patient et un volontaire, sans le dispositif de stéréoradiographie. La seconde, réalisée immédiatement après l'installation du dispositif de stéréoradiographie dans le service du professeur Vital (octobre 2000), a porté sur une patiente et un volontaire. Cette deuxième campagne permet de valider la faisabilité du protocole d'acquisition des données. La troisième, réalisée entre octobre et décembre 2000, a concerné 4 patients supplémentaires.

Nous présentons en annexe 'l'exploitation préliminaire', portant sur la première série de mesures (sans dispositif stéréoradiographique). La partie portant sur l'étude des 5 patients et

du volontaire est traitée dans les parties suivantes : Une première partie présente les patients, ainsi que les données d'entrées obtenues. La seconde étude concerne l'analyse des efforts musculaires nécessaires au maintien de la posture : Nous nous intéresserons d'abord au maintien de la posture des sujets en considérant que les patients disposent de leur plein potentiel musculaire, puis nous explorerons les stratégies alternatives que peuvent adopter les sujets, notamment si la fatigue musculaire intervient. Cette partie a été réalisée en étroite collaboration avec Renée Saintonge, doctorante au laboratoire, dont le travail de thèse, amorcé en janvier 2001, concerne l'amélioration, la validation et l'exploitation du modèle musculaire sur un grand nombre de sujets.

Le protocole d'acquisition et de traitement des données ayant été décrit dans les précédents chapitres, nous passerons directement aux résultats et à leurs analyses.

5.1. Patients et résultats de l'exploitation des données

5.1.1. Population

Le tableau suivant présente les patients et le volontaire considérés :

Code Sujet	Age	Taille (m)	Poids (kg)	Sexe	Pathologie	Remarque
M_P0	69	1.72	72	M	Cyphose arthrogénique	Instrumenté puis désappareillé, de S1 à L1
M_P1	74	1.75	70	M	Cyphose arthrogénique	
F_P1	72	1.63	50	F	Cyphose arthrogénique	
F_P2	65 (?)	1.60	62	F	Cyphose arthrogénique	Déséquilibre à la marche
F_P3	51	1.74	75	F	Canal lombaire étroit	Dos plat
M_SAIN	23	1.70	78	M		SUJET SAIN

Table 5-1 : Sujets ayant participé à l'étude.

Tous ces patients présentaient des troubles posturaux associés à des lombalgies. La plupart de ceux-ci éprouvaient rapidement de la fatigue en position debout. Hormis F_P3, tous étaient relativement âgés. Le patient M_P0 est exclu de l'étude, car s'étant trop maintenu aux montants du dispositif de stéréoradiographie, la mesure des pressions plantaires ne reflète pas la posture normale du sujet.

5.1.2. Résultats des test musculaires

Le testing musculaire s'est avéré être la partie du protocole la plus pénible pour les patients, puisqu'il s'agit de fournir l'effort maximum de flexion et d'extension. Voici les résultats des mesures :

Code Sujet	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio F/E ¹
M_P0	140	21	667%
M_P1	73	60	122%
F_P1	29	18	161%
F_P2	58	76	76%
F_P3	83	114	73%
M_SAIN	104	223	47%

Table 5-2 : Résultats des efforts isométriques de flexion et d'extension pour les sujets en position debout.

¹ Le ratio fléchisseur sur extenseur est aussi calculé (Ratio F/E).

On remarque que tous les patients ont un ratio F/E très supérieur à celui du volontaire. Ce ratio s'explique par les faibles valeurs d'effort maximum des muscles extenseurs. Deux

paramètres peuvent expliquer cette observation : Soit les patients ont effectivement une faiblesse au niveau de ces muscles, soit ils appréhendent de fournir leur effort maximum, craignant de se faire mal. L'examen des coupes IRM permet de supposer dans quelle proportion ces deux arguments se distribuent.

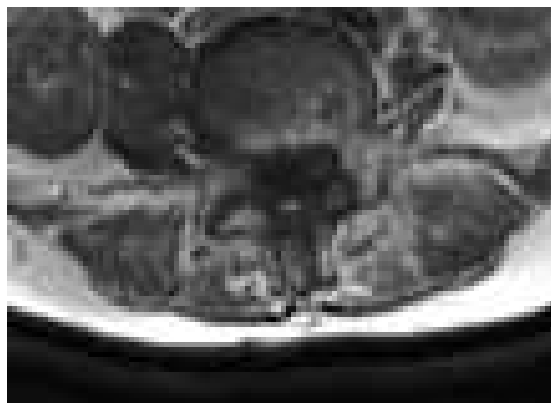


Figure 5-1 : Détail des muscles erector spinae au niveau lombaire d'une patiente à l'IRM. L'examen de ces images permet de déterminer qualitativement la qualité du muscle (inserts gras).



Figure 5-2 : Détail des muscles erector spinae au niveau lombaire du volontaire à l'IRM. Le muscle y apparaît beaucoup plus foncé que sur l'image précédente.

5.1.3. Reconstructions tridimensionnelles

L'aspect des rachis obtenus pour les sujets associés à la localisation de la ligne de gravité est très parlant (figures 5-3 et 5-4). On retrouve chez le sujet sain les courbures physiologiques normales dans le rachis. De plus, on observe que la ligne de gravité passe par le sacrum. M_P1, à gauche, est un patient présentant une anomalie posturale importante. L'antéversion du bassin n'est rattrapée au niveau lombaire que par les étages L4 et L5, avec dans la partie supérieure une forte cyphose. La position de la ligne de gravité se retrouve très en avant de son sacrum.

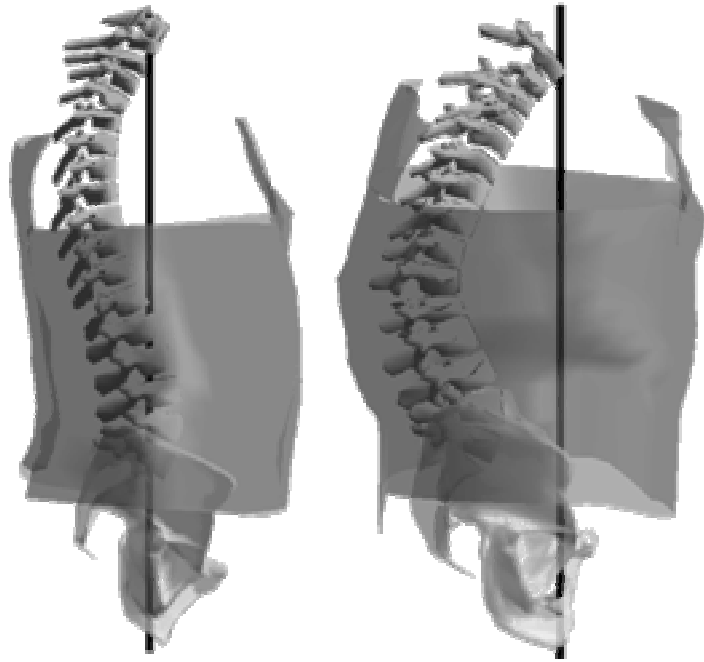


Figure 5-3 : Reconstruction tridimensionnelle du volontaire M_SAIN (à gauche) et de M_P1 (à droite).

L'observation des patientes (figure 5-4) est elle aussi très intéressante. Ces trois personnes se plaignent de lombalgie, mais leurs aspects sont très différents :

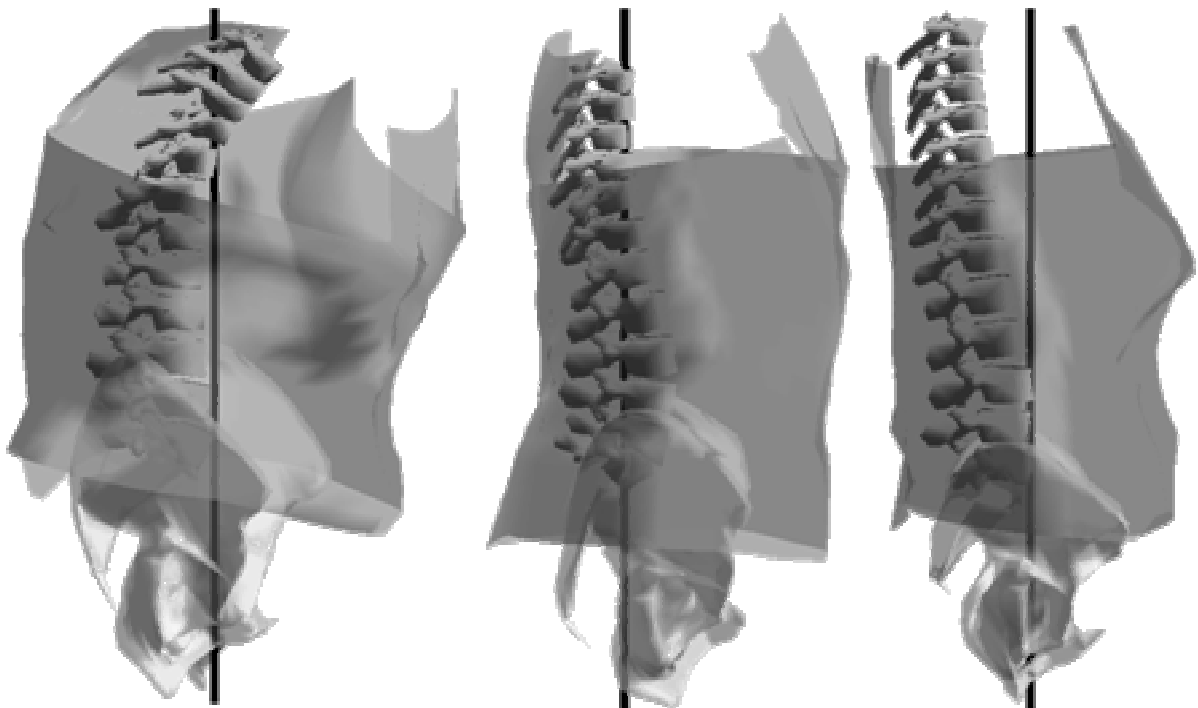


Figure 5-4 : Reconstruction tridimensionnelle des patientes : F_P1 (à gauche), F_P2 (au centre) et F_P3 (à droite).

A gauche, on retrouve chez F_P1 les mêmes caractéristiques que chez M_P1, mais de façon moins marquée. F_P2, au centre, semble très équilibrée, la position de la ligne de gravité passant de plus par le sacrum, ses courbures rachidiennes étant moins marquées que chez le volontaire. A droite, F_P3 présente très peu de courbures rachidiennes. La ligne de gravité passe légèrement en avant du sacrum.

5.1.4. Expression des efforts aux niveaux intervertébraux

Les reconstructions précédentes présagent déjà des niveaux d'effort que nous retrouverons aux centres intervertébraux (efforts de la partie haute sur la partie basse). Le tableau présente les valeurs calculées pour les sujets :

Effort \ Sujet	M_SAIN	M_P1	F_P1	F_P2	F_P3
Cisaillement P-A (N)	-11.6	-43.3	14.5	66.4	6.1
Cisaillement LAT (N)	-1.6	14.9	-30.6	0.4	5.9
Compression (N)	364.8	324.3	236.2	282.4	350.9
Mt Inflexion (Nm)	1.6	9.3	-4.5	7.1	-1.3
Mt Flexion (Nm)	-3.8	38.2	8.7	-8.3	10.0
Mt Torsion (Nm)	0.0	0.5	-1.4	1.7	0.1

Table 5-3 : Effort de la partie haute sur la partie basse, dans l'étage intervertébral L3/L4, pour les sujets.

Le déséquilibre de M_P1 est très important en flexion, mais aussi en inflexion. Bien que les crânes ne soient pas représentés sur les reconstructions, ils participent à l'équilibre du sujet. Ainsi, on remarque que F_P3 a un déséquilibre de flexion de 10Nm, bien que de la reconstruction incite à conclure le contraire. Notons pour F_P2, a priori bien équilibrée dans le plan sagittal au regard de la reconstruction 3D, une valeur importante de moment d'inflexion.

5.2. Analyse des efforts musculaires et des efforts intervertébraux associés

Les reconstructions musculaires permettent d'obtenir dans le plan intervertébral L3/L4 les géométries personnalisées de chaque sujet. La reconstruction 3D personnalisée de F_P2 ne fût pas possible, du fait de la mauvaise qualité des clichés de stéréoradiographie, qui ne permirent pas la reconstruction de la cage thoracique. La géométrie musculaire pour cette patiente est donc issue de la mesure directe sur l'IRM L3/L4.

5.2.1. Maintien de la posture

Les données d'entrées étant complètes pour les sujets, les premières simulations portent sur les efforts musculaires nécessaire au maintien de la posture. Les muscles, dans cette

simulation, disposent du plein potentiel de contraction, tel qu'il est obtenu par la mesure de flexion et d'extension maximum du testing musculaire.

La figure suivante présente les activations musculaires prédites pour le maintien de la posture (en pourcentage du maximum d'activation musculaire) :

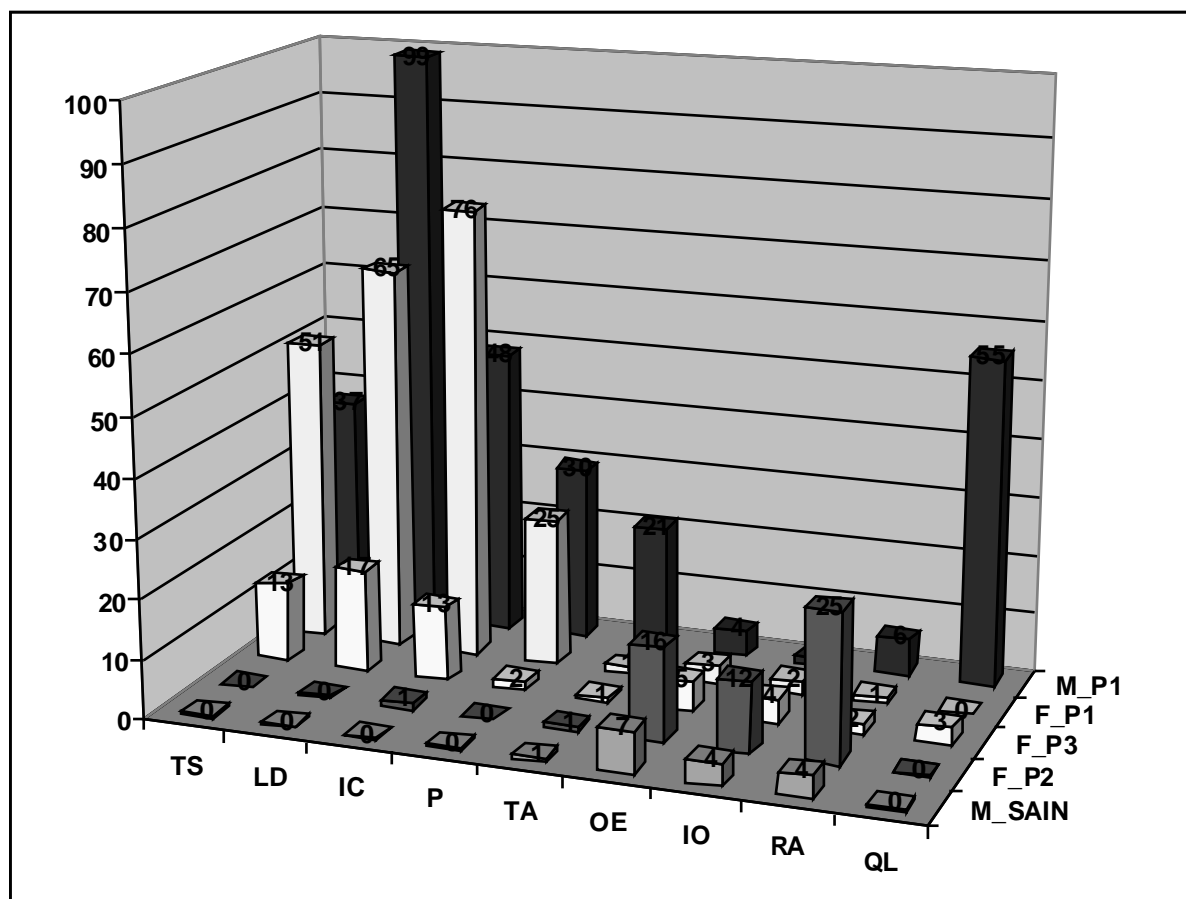


Figure 5-5 : Activations musculaires (en pourcentage du maximum d'activation) pour les différents sujets. Les valeurs correspondent aux moyennes entre muscles gauches et droits. Les abbreviations correspondent à: transverso spinalis (ou multifidus) (TP), longissimus dorsi (LD), ilio-costalis (IC), psoas (P), transversus abdominis (TA), internus obliquus (IO), externus obliquus (OE), rectus abdominis (RA) et quadratus lumborum (QL).

Les trois patients pour lesquels un moment de flexion est observé au niveau du plan de coupe activent logiquement leurs *erector spinae* (TP, LD et IC) afin de maintenir leur posture. On observe le fort niveau de recrutement pour les patients F_P1 et M_P1. On peut noter aussi les très faibles niveaux d'activation des muscles chez le volontaire, sujet équilibré.

La figure suivante présente les forces dans la liaison intervertébrale L3/L4 :

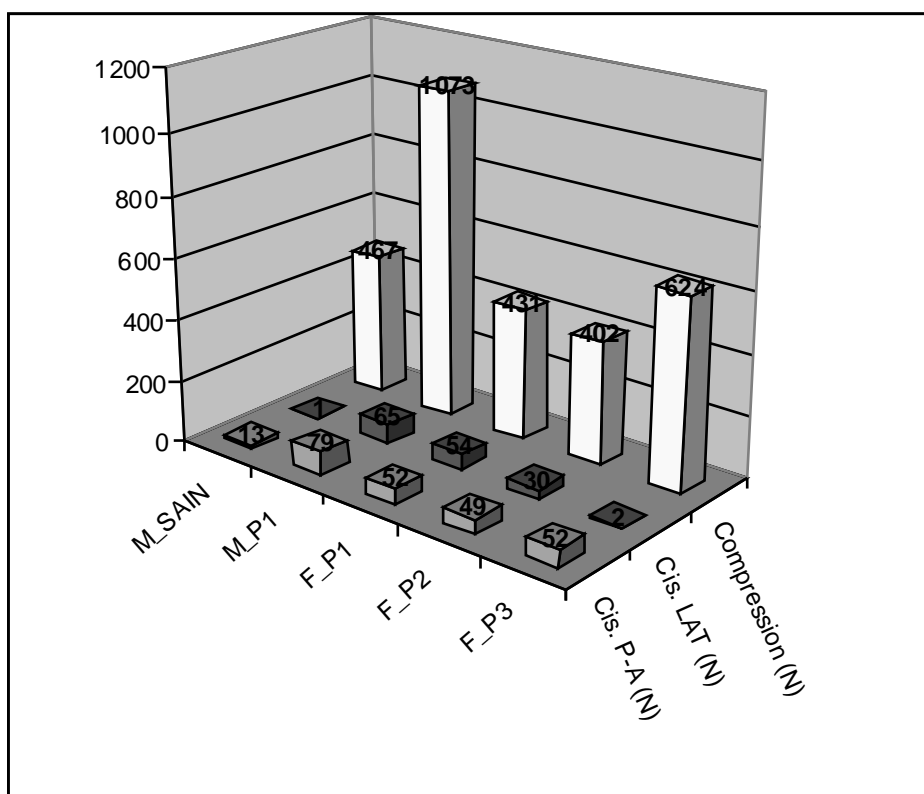


Figure 5-6 : Forces dans la liaison intervertébrale pour le maintien de la posture pour les différents sujets.

On observe que les deux patients les plus déséquilibrés (M_P1 et F_P1) sont ceux présentant le plus de cisaillement dans le disque intervertébral. De plus, on note chez M_P1 une forte compression intervertébrale (plus du double que chez le volontaire), s'expliquant par le fort niveau de recrutement des *erector spinae*, venant surcharger le rachis.

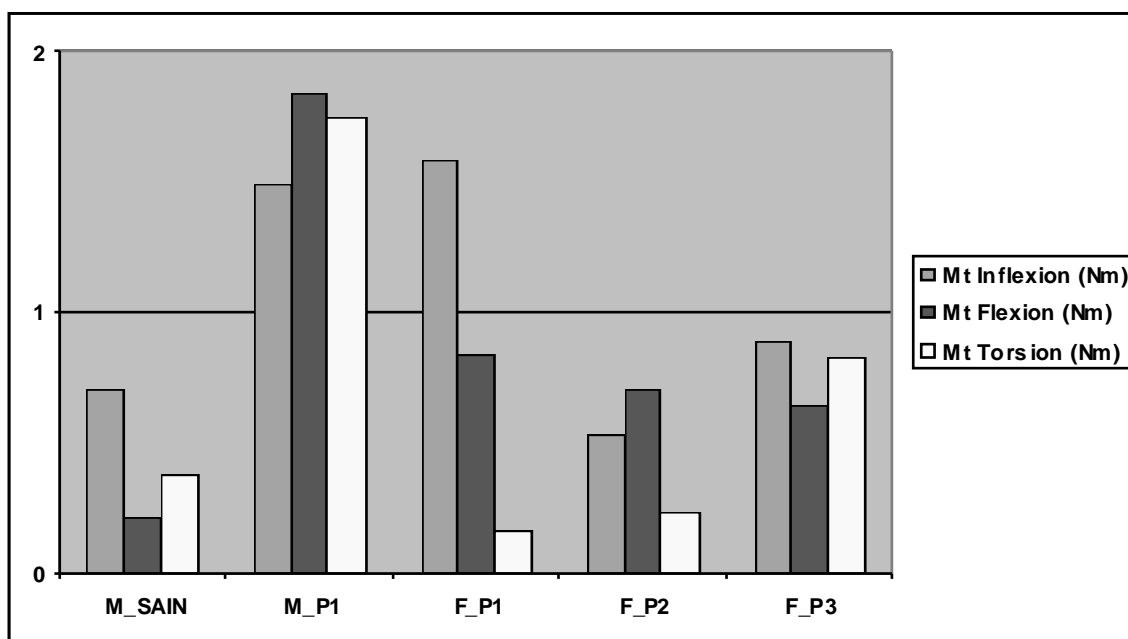


Figure 5-7 : Moments dans la liaison intervertébrale pour le maintien de la posture pour les différents sujets.

Au regard des valeurs en moments, on observe que tous les sujets parviennent à trouver une configuration musculaire permettant de ne pas endommager le segment rachidien. M_P1 maintient ces niveau d'effort au prix d'une forte compression intervertébrale.

5.2.2. Effet de la fatigue musculaire

A la vue des niveaux d'activation musculaire de la figure 5-5, on peut supposer que les patients activant fortement leurs érecteurs pour réguler les efforts dans la liaison intervertébrale subiront rapidement les effets de la fatigue musculaire. Une deuxième série de simulations est donc réalisée, en limitant les niveaux de contraction musculaire à 15% de leur potentiel maximum, valeur permettant de fournir un effort musculaire indéfiniment sans effet de fatigue (Kahn, Favriou et al. 1997). Observons les recrutements musculaires proposés par le modèle dans ces conditions :

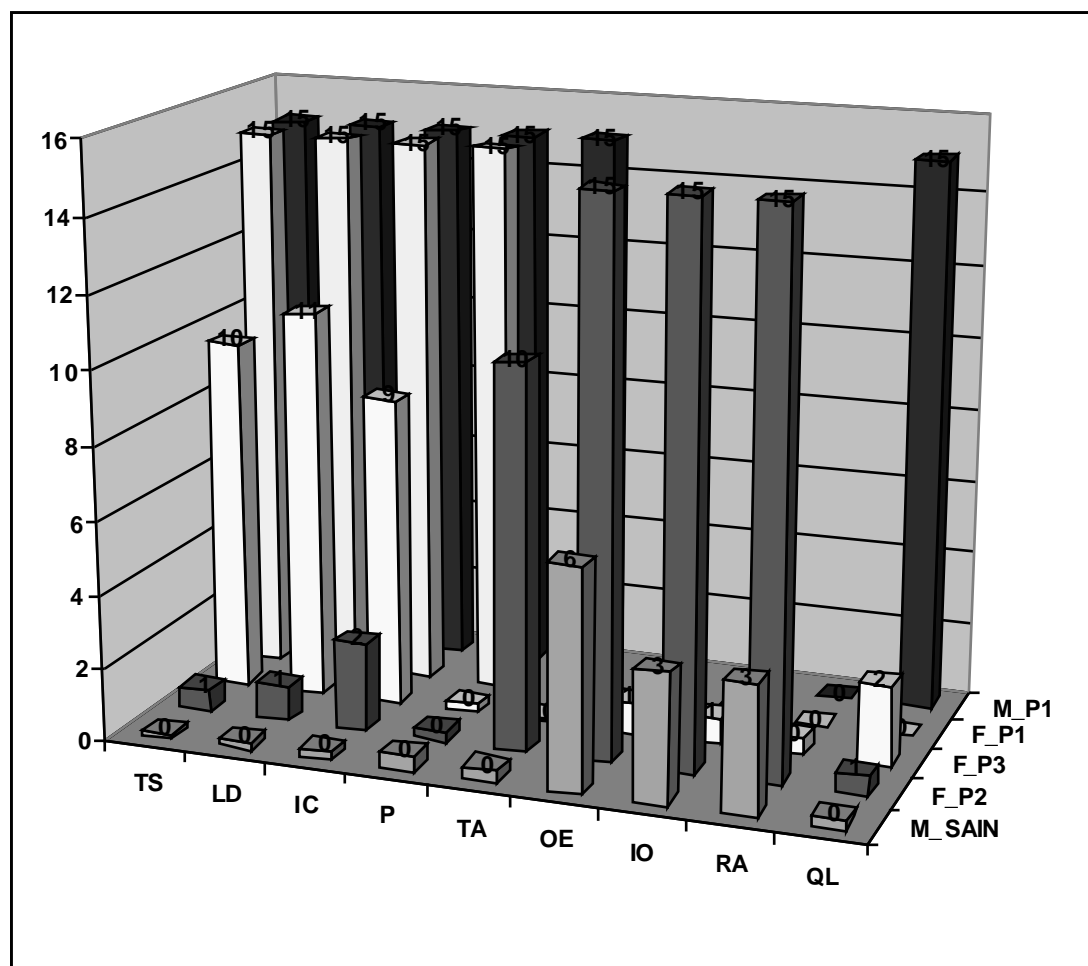


Figure 5-8 : Activations musculaires (en pourcentage du maximum d'activation) pour les différents sujets. Les valeurs correspondent aux moyennes entre muscles gauches et droits. Les abbreviations correspondent à: transverso spinalis (ou multifidus) (TP), longissimus dorsi (LD), ilio-costalis (IC), psoas (P), transversus abdominis (TA), internus obliquus (IO), externus obliquus (OE), rectus abdominis (RA) et quadratus lumborum (QL).

On observe que ces conditions, très sévères pour les sujets déséquilibrés, entraînent une activation maximum des muscles érecteurs chez M_P1 et F_P1. F_P2 compense l'activité de ses *rectus abdominis* par celle du *transversarius abdominis* associées aux *erector spinae*. F_P3 et le volontaire M_SAIN ne modifient pas significativement leurs profils de recrutement musculaire.

La figure suivante présente les niveaux de forces associées à ces configurations musculaires :

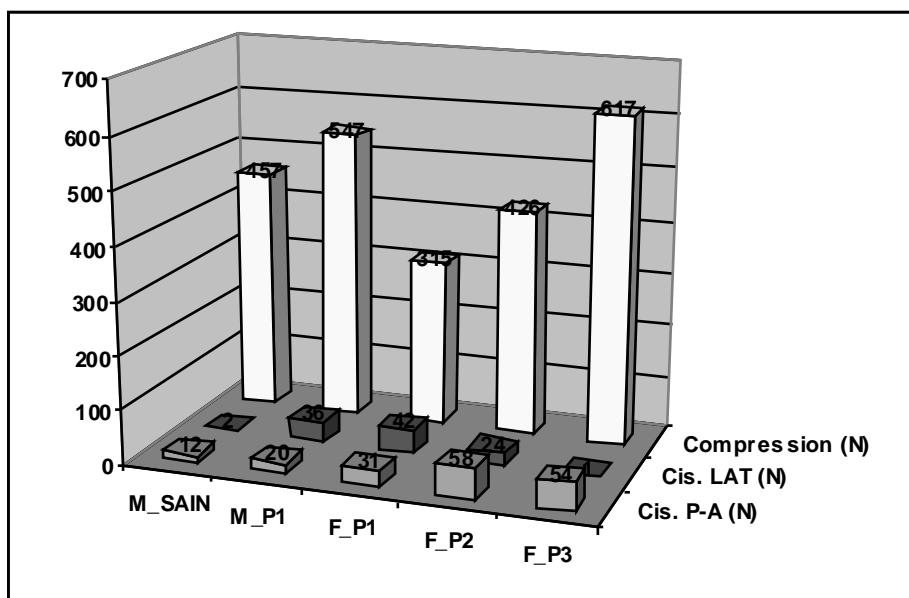


Figure 5-9 : Forces dans la liaison intervertébrale pour le maintien de la posture dans les conditions de limitation de l'activité maximum des muscles à 15% pour les différents sujets.

Hormis pour F_P1, qui réduit sensiblement sa compression du fait d'une moindre activation de ses muscles, les niveaux de forces ne changent pas de manière significative chez les autres sujets.

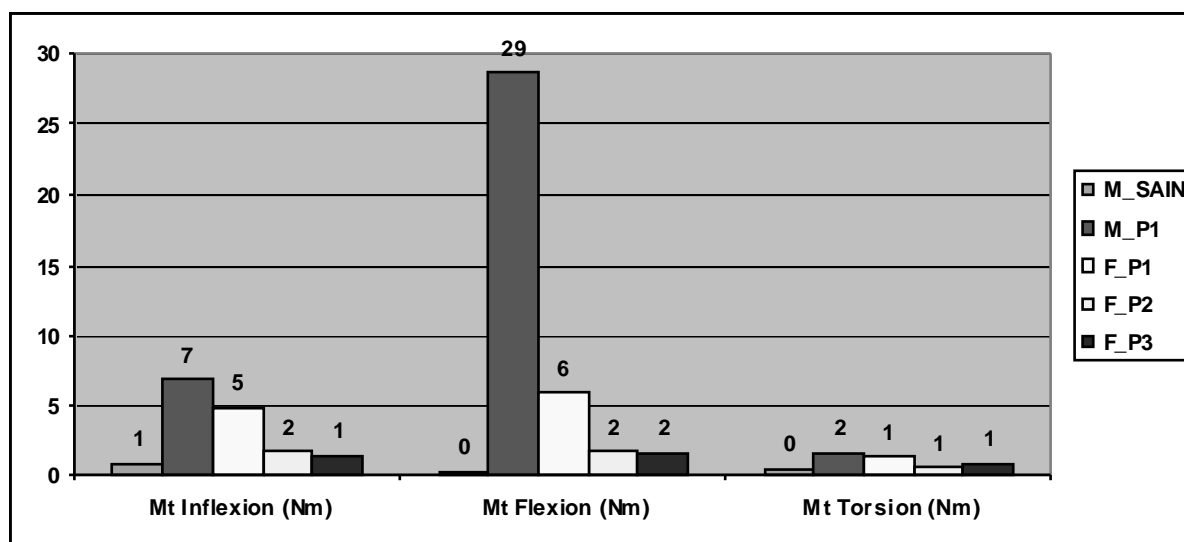


Figure 5-10 : Moments dans la liaison intervertébrale pour le maintien de la posture dans les conditions de limitation de l'activité maximum des muscles à 15% pour les différents sujets.

L'examen des moments dans la liaison intervertébrale (figure 5-10) nous révèle que M_P1 ne parvient pas à maintenir un niveau d'effort physiologiquement admissible dans la liaison intervertébrale. F_P1 y arrive, mais les moments restent importants. Pour ces deux sujets, cette investigation incite à penser qu'ils ne parviendront pas à réguler sans phénomènes de fatigue les efforts dans leur rachis. Ainsi, ces patients sont certainement dans un processus de cercle vicieux, où le défaut de posture fatigue les muscles, les rendants moins capables de réguler les efforts intervertébraux, et donc laissant subsister des niveaux d'efforts dommageables dans le temps.

En ce qui concerne F_P3, ces simulations ne permettent pas d'identifier de problèmes relatifs au maintien de sa posture. Pourtant, cette patiente souffre du dos. Il s'agit ici sans doute d'un limite du modèle, au degré où il est développé aujourd'hui : En effet, on observe sur sa reconstruction l'anomalie de ses courbures physiologiques. Son dos est plat, et si l'on prend le modèle de la résistance d'une poutre au flambement proposé par Euler, le fait qu'il ne présente pas de courbure le rend instable. Ainsi, F_P3 doit-elle compenser cette instabilité structurelle par une composante musculaire plus importante que chez un sujet sain, par la co-contraction musculaire, qui d'une part fatigue régulièrement ses muscles, engendrant une baisse de l'activation et donc une surcharge rachidienne d'autre part. Le modèle doit prendre en compte cet aspect de résistance structurelle et de stabilité rachidienne pour pouvoir être discriminant au regard de ce type de pathologies. La récente programmation de calcul automatique des paramètres posturaux et pelviens permet d'injecter cette donnée dans la commande de régulation, au même titre que les efforts de liaison intervertébraux aujourd'hui. Enfin, le modèle ne révèle pas non plus d'anomalie majeure pour F_P2. Le clinicien se questionne sur un aspect essentiellement psychosomatique de cette lombalgie. Néanmoins, nous observons chez cette patiente un cisaillement postéro antérieur non négligeable entraînant une activation spécifique des obliques (IO et EO) et du *rectus abdominis*, qui pourraient expliquer sa douleur.

CHAPITRE VI

Conclusions & Perspectives

6. Conclusion et perspectives

Notre objectif était de proposer un modèle musculaire permettant d'obtenir les efforts dans les liaisons intervertébrales, ainsi que les profils musculaires qui y sont associés. Ce modèle est destiné à comprendre les relations entre un défaut de posture, la régulation musculaire nécessaire au maintien de cette posture et les surcharges engendrées dans les liaisons intervertébrales. Un modèle musculaire, innovant par la démarche qu'il propose, a été élaboré. Son évaluation a permis de démontrer sa pertinence : La comparaison de ce modèle avec un modèle d'attribution des forces musculaires par optimisation (Han, Goel et al. 1995) a permis de démontrer qu'à niveau de compression intervertébrale équivalent, une configuration musculaire existe, prenant en compte l'activité antagoniste, et réduisant sensiblement le cisaillement postéro-antérieur dans la liaison intervertébrale. Notre approche comparée à celle utilisant un modèle d'attribution musculaire guidé par l'électromyographie (McGill 1992) révèle quelques différences pour les patterns musculaires. Néanmoins, le profil musculaire que nous proposons permet de réduire sensiblement (de 10 à 2.2 Nm) le moment de torsion dans la liaison intervertébrale. A ce degré de déplacement relatif des deux vertèbres formant la liaison intervertébrale, compte tenu de la posture du sujet au moment de la tâche (le buste ne présente pas de rotation axiale), ce niveau d'effort nous semble plus proche du niveau d'effort repris passivement par la liaison que celui obtenu par l'auteur précité. De plus, le niveau de corrélation des prédictions de notre modèle avec l'enregistrement EMG pour différentes configurations de chargements (Stokes ,Gardner-Morse 2001) se révèle être supérieur aux cinq critères d'optimisations considérés par les auteurs, ainsi qu'aux différentes combinaisons de critères proposées. Enfin, le chapitre précédent montre que le modèle n'était pas discriminant pour certaines pathologies ; Une méthode d'amélioration facilement implantable dans le modèle est proposée.

Dans la mesure où chaque sujet possède ses caractéristiques spécifiques (de capacité musculaire, de posture, de morphologie, éventuellement de pathologie), le modèle musculaire est personnalisable afin de déterminer les solutions propres à chaque individu. Ainsi, un protocole d'obtention des données d'entrées du modèle a été proposé. Ce protocole s'appliquant à des patients, il est adapté au cadre clinique (rapide, mettant en œuvre des moyens de mesures léger, peu invasif). De plus, même si ce protocole s'adapte aux conditions spécifiques du contexte clinique, nous avons démontré qu'il est robuste par rapport aux incertitudes de mesures, notre interprétation des résultats du modèle d'attribution des

efforts dans les muscles n'étant que peu sensible à ces incertitudes. La mise en œuvre de ce protocole a permis la collecte d'un grand nombre de données. Dans la mesure où les données d'entrées obtenues sont exprimées à tous les niveaux intervertébraux, il est aisé de simuler la régulation musculaire à d'autres étages que celui qui a fait l'objet de nos investigations dans le chapitre V (l'étage L3/L4). Un autre développement envisageable est la recherche d'une solution considérant plusieurs niveaux intervertébraux simultanément, ainsi qu'à l'étage des têtes fémorales. Cette fonctionnalité est d'ores et déjà envisagée, à la demande des cliniciens. La structure même du modèle (un asservissement) se prête parfaitement à son extension vers l'évaluation musculaire dynamique. Des simulations ont déjà été réalisées dans ces conditions. Néanmoins, l'injection de lois de comportement supplémentaires comme les relations force-longueur, force-vitesse de raccourcissement semble indispensable pour ces applications.

Enfin, la modélisation tridimensionnelle personnalisée des géométries musculaires permet d'envisager une modélisation par éléments finis entièrement personnalisable des sujets. Cette voie a été amorcée lors du D.E.A. d'Erwan Jolivet, qui a permis de réaliser un premier modèle de muscle volumique en élément finis. En particulier, notre travail commun nous a permis de développer des algorithmes de traitement des volumes musculaires permettant le maillage éléments finis, ainsi que la modélisation du système aponévrotique du rachis. Ainsi, ce travail ouvre des perspectives en modélisation des muscles par la méthode des éléments finis extrêmement intéressantes, nous donnant accès à l'étude de phénomènes tels que l'interaction entre les muscles et le squelette, l'effet d'une altération musculaire, d'un geste chirurgical ou encore l'étude précise des contraintes intervertébrales suivant la tâche réalisée.

Bien entendu, une phase de validation approfondie est encore nécessaire. Néanmoins, lorsqu'elle sera réalisée, l'association de ce modèle musculaire avec le protocole d'acquisition des données d'entrées personnalisées qui y est associé donnera au clinicien un outil qui permettra de comprendre, pour un sujet donné, la nature de son équilibre postural en fonction de son capital musculaire. Cet outil permettra au clinicien et au biomécanicien d'investiguer le cercle vicieux liant un trouble de l'équilibre postural, la fatigue musculaire et les efforts dans les liaisons intervertébrales, engendrant souvent une aggravation de la pathologie. Cette approche permettra aussi une étude prospective des conséquences liées au délabrement musculaire lors d'une chirurgie, dépendamment de la voie d'abord envisagée.

Références

- Alibert-Kouraguine, D., 1999. Anatomie du corps humain. *Ed Solar* Paris 1999.
- Bean, J.C., Chaffin, D.B., Schultz, A.B. (1988). Biomechanical model calculation of muscle contraction force : a double linear programming method. J Biomech **21**: 59-66.
- Beausejour, M., Aubin, C.E., Mitnitski, A., Feldman, A.G. (1999). Biomechanical modeling of the control of trunk muscles. Research into spinal deformities 2. I. A. F. Stockes, IOS Press: 150-153.
- Bogduk, N. (1997). Clinical anatomy of the lumbar spine., Churchill Livingstone, Edimbourg.
- Bogduk, N., Macintosh, J.E., Percy, M.J. (1992). A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. Spine **17**(8): 897-913.
- Bonneau, D. (2001). Les muscles du rachis : de l'Anatomie à la Modélisation. Montpellier, Thèse, Univ. Montpellier I.
- Bouisset, S., Maton, B. (1996). Muscles, posture et mouvements., Hermann, Paris.
- Busek, M., Schipplein, O.D., Anderson, G.B.J., Andriacchi, T.P. (1988). Influence of dynamic factors and external loads on moment at the lumbar spine in lifting. J Biomech **13**(8): 918-921.
- Bush-Joseph, C., Schipplein, O.D., Anderson, G.B.J., Andriacchi, T.P. (1988). The influence of dynamic factors on the lumbar spine moment during lifting. Ergonomics **31**: 211-216.
- Cabrol, C. (1999). Anatomie (T. 1) Appareil Locomoteur. Paris, Flammarion.
- Calisse, J., Rohlmann, A., Bergmann, G. (1999). Estimation of trunk muscle forces using the finite element method and in vivo loads measured by telemeterized internal spinal fixation devices. J Biomech **32**(7): 727-731.
- Callaghan, J.P., McGill, S.M. (2001). Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. Ergonomics **44**(3): 280-294.
- Cappozzo, A., Felici, F., Figura, F., Gazzani, F. (1985). Lumbar spine loading during half-squat exercises. Med Sci Sports Exerc **17**: 613-620.
- Champain, N., Pomero, V., Dubousset, J., Skalli, W. (2001). Geometric and biomechanical postural characterisation of the human trunk. Proceeding of the XVIIIth congress of the International Society of Biomechanics, Zurich, Switzerland.
- Cheng, C.K., Chen, H.H., Kuo, H.H., Lee, C.L., Chen, W.J., Liu, C.L. (1998). A three-dimensional mathematical model for predicting spinal joint force distribution during manual liftings. Clin Biomech (Bristol, Avon) **13**(1 Suppl 1): S59-S64.

- Cholewicki, J., McGill, S.M. (1994). EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. J Biomech **27**(10): 1287-1289.
- Cholewicki, J., McGill, S.M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clin Biomech (Bristol, Avon) **11**(1): 1-15.
- Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W. (1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach. J Biomech **28**(3): 321-331.
- Daggfeldt, K., Thorstensson, A. (1997). The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. J Biomech **30**(11/12): 1149-1155.
- de Looze, M.P., Groen, H., Horemans, H., Kingma, I., van Dieen, J.H. (1999). Abdominal muscles contribute in a minor way to peak spinal compression in lifting. J Biomech **32**(7): 655-662.
- Descrimes, J.L., Aubin, C.E., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J., Lavaste, C. (1995). Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique : aspects mécaniques. Rachis **7**(6): 301-314.
- Dietrich, M., Kezdior, K., Zagrajek, T. (1990). Modeling of muscle action and stability of the human spine. Multiple Muscle Systems. J. M. Winters and S. L.-Y. Woo Eds, Springer Verlag: 451-160.
- Dumas, G.A., Poulin, M.J., Roy, B., Gagnon, M., Jovanovic, M. (1991). Orientation and moment arms of some trunk muscles. Spine **16**(3): 293-303.
- Dumas, R., Mitton, D., Laporte, S., Dubouset, J., Steib, J.P., Lavaste, F., Skalli, W. Explicit linear calibration for stereoradiography. J Biomech: *submitted*.
- Eklom, J., Arborelius, U.P., Nemeth, G. (1982). The load on the lumbar-sacral joint and trunk muscle activity during lifting. Ergonomics **25**: 145-161.
- Freidvals, A., Chaffin, D.B., Garg, A., Lee, K.S. (1984). A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. J Biomech **17**: 251-262.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I.A., Laible, J.P. (1995). Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. J Orthop Res **13**(5): 802-808.
- Goel, V.K., Kong, W., Han, J.S., Weinstein, J., Gilbertson, L.G. (1993). A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. Spine **18**(11): 1531-1541.
- Gracovetsky, S. (1988). The spinal engine. New York, Springer-Verlag / Wien.
- Gracovetsky, S., Farfan, H. (1986). The optimum spine. Spine **11**(6): 543-573.

Gracovetsky, S.A., Marriott, A., Richards, M.P., Newman, N.M., Asselin, S. (1997). The impact of inefficient clinical diagnosis on the cost of managing low back pain. J Healthc Risk Manag **17**(3): 21-31.

Gracovetsky, S.A., Newman, N.M., Richards, M.P., Asselin, S., Lanzo, V.F., Marriott, A. (1998). Evaluation of clinician and machine performance in the assessment of low back pain. Spine **23**(5): 568-575.

Granata, K.P., Wilson, S.E. (2001). Trunk posture and spinal stability. Clin Biomech (Bristol, Avon) **16**(8): 650-659.

Gupta, A. (2001). Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. J Biomech **34**: 491-496.

Han, J.S., Goel, V.K., Ahn, J.Y., Winterbottom, J., McGowan, D., Weinstein, J., Cook, T. (1995). Loads in the spinal structures during lifting: development of a three-dimensional comprehensive biomechanical model. Eur Spine J **4**(3): 153-168.

Hughes, R.E., Chaffin, D.B., Lavender, S.A., Andersson, G.B. (1994). Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography. J Orthop Res **12**(5): 689-698.

Hutton, W.C., Adams, M.A. (1982). Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? Spine(7): 586-590.

Jager, M., Luttman, A. (1989). Biomechanical analysis and assessment of lumbar stress during load lifting using a dynamic 19-segment human model. Ergonomics **32**: 193-212.

Kahn, J.F., Favriou, F., Jouanin, J.C., Monod, H. (1997). Influence of posture and training on the endurance time of a low-level isometric contraction. Ergonomics **40**(11): 1231-1239.

Kapandji, I.A. (1982). Physiologie articulaire .Tome 3: Tronc et rachis. Paris, Maloine.

Kitazaki, S., Griffin, M.J. (1997). A model analysis of whole-body vibration, using a finite element model of the human body. Journal of Sound and Vibration **200**(1): 83-103.

Kong, W.Z., Goel, V.K., Gilbertson, L.G., Weinstein, J.N. (1996). Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics. A finite element study based on a two motion segments model. Spine **21**(19): 2197-2206; discussion 2206-2197.

Koubaa, W., Defives, T., Pierunek, M., Simonet, J., Skalli, W., Lavaste, F. (1995). Modélisation tridimensionnelle par éléments finis de la jonction thoraco-lombaire. Rachis **7**(4): 181-196.

Kromdihardjo, S., Mital, A. (1987). Biomechanical analysis of manual lifting tasks. J Biomech **19**: 132-138.

Ladin, Z., Murthy, K.R., De Luca, C.J. (1991). The effects of external bending moments on lumbar muscle force distribution. J Biomech Eng **113**(3): 284-294.

- Lavaste, F., Diop, A., Skalli, W. (1993). Fiabilité de l'évaluation expérimentale des implants rachidiens. Rachis **5**(6): 273-278.
- Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy-Camille, R., Mazel, C. (1992). Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. J Biomech **25**(10): 1153-1164.
- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., Andersson, G.B. (1993). Trunk muscle activation and cocontraction while resisting applied moments in a twisted posture. Ergonomics **36**(10): 1145-1157.
- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., Andersson, G.B., Hafezi, A., Shin, C.C. (1992). Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. J Orthop Res **10**(5): 691-700.
- Leskinen, T.P.J. (1985). Comparison of static and dynamic biomechanical models. Ergonomics **28**: 289-291.
- Leskinen, T.P.J., Stalhammar, H.R., Kuorinka, I.A.A., Troup, J.D.G. (1983). A dynamic analysis of spinal compression with different lifting techniques. Ergonomics **26**: 595-604.
- Lin, H.S., Liu, Y.K., Ray, G., Adams, K.H. (1978). Mechanical response of lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading. J Bone Joint Surg(60A): 41-55.
- Macintosh, J.E., Bogduk, N. (1991). The attachments of the lumbar erector spinae. Spine **16**(7): 783-792.
- Marras, W.S., Davis, K.G., Ferguson, S.A., Lucas, B.R., Gupta, P. (2001). Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. Spine **26**(23): 2566-2574.
- Marras, W.S., Granata, K.P. (1997). Spine loading during trunk lateral bending motions. J Biomech **30**(7): 697-703.
- McGill, S.M. (1989). Loads on the lumbar spine and associated tissue. Biomechanics of the spine -clinical and surgical perspective. W. J. Dans Goel VK. Boca Raton, CRC Press: 65-95.
- McGill, S.M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. J Orthop Res **9**(1): 91-103.
- McGill, S.M. (1992). A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. J Biomech **25**(4): 395-414.
- McGill, S.M., Jucker, D., Axler, C. (1996). Correcting trunk muscle geometry obtained from MRI and CT scans of supine postures for use in standing postures. J Biomech **29**(5): 643-646.
- McGill, S.M., Norman, R.W. (1986). Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disk, ligamentous, and muscular components during lifting. J Biomech **11**(7): 666-678.

Miller, Nelson (1973). Biomechanics of sport. Philadelphia, Lea & Febiger.

Miller, J.A.A., Schultz, A.B., Warwick, D.N. (1986). Mechanical properties of lumbar spine motion segments under large loads. J Biomech **19**: 79-84.

Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F., De Guise, J.A. (2000). 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. Med Biol Eng Comput **38**(2): 133-139.

Mitulescu, A., Semaan, I., De Guise, J.A., Leborgne, P., Adamsbaum, C., Skalli, W. (2001). Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. Med Biol Eng Comput **39**(2): 152-158.

Moga, P.J., Erig, M., Chaffin, D.B., Nussbaum, M.A. (1993). Torso muscle moment arms at intervertebral levels T10 through L5 from CT scans on eleven male and eight female subjects. Spine **18**(15): 2305-2309.

Mueller, G., Morlock, M.M., Vollmer, M., Honl, M., Hille, E., Schneider, E. (1998). Intramuscular pressure in the erector spinae and intra-abdominal pressure related to posture and load. Spine **23**(23): 2580-2590.

Nachemson, A. (1965). The loads on lumbar disks in different positions of the body. Clin Orthop **45**: 107-122.

Netter, F.H. (2001). Atlas d'anatomie humaine. Teterboro, Icon Learning System / Maloine.

Nussbaum, M.A., Chaffin, D.B. (1998). Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. J Biomech **31**(7): 667-672.

Nussbaum, M.A., Chaffin, D.B., Rechten, C.J. (1995). Muscle lines-of-action affect predicted forces in optimization-based spine muscle modelling. J Biomech **28**: 401-409.

Plamondon, A., Gagnon, M., Desjardins, P. (1996). Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. Clin Biomech (Bristol, Avon) **11**(2): 101-110.

Poelstra, K.A., Eijkelkamp, M.F., Veldhuizen, A.G. (2000). The geometry of the human paraspinal muscles with the aid of three-dimensional computed tomography scans and 3-Space Isotrak. Spine **25**(17): 2176-2179.

Pomero, V., Lavaste, F., Imbert, G., Skalli, W. (1999). Estimation of spinal loads. XVIIth congress of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada.

Pomero, V., Lavaste, F., Imbert, G., Skalli, W. (submitted). A spine oriented regulation model of the trunk muscles. J Biomech.

Portier, L., Thibault, A., Skalli, W., Santin, J.J., Zeller, R., Lavaste, F. (1993). Approche d'une modélisation globale, tridimensionnelle par éléments finis, du rachis pour l'étude de la scoliose. Rachis **5**(5): 227-232.

Potvin, J.R., McGill, S.M., Norman, R.W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. Spine **16**(9): 1099-1107.

Raschke, U., Chaffin, D.B. (1996). Trunk and hip muscle recruitment in response to external anterior lumbosacral shear and moment loads. Clin Biomech (Bristol, Avon) **11**(3): 145-152.

Reilly, C.H., Marras, W.S. (1989). Simulift: a simulation model of human trunk motion. Spine **14**(1): 5-11.

Robin, S., Skalli, W., Lavaste, F. (1994). Influence of geometrical factors on the behavior of lumbar spine segments: a finite element analysis. Eur Spine J **3**(2): 84-90.

Rohlmann, A., Bergmann, G., Graichen, F., Mayer, H.M. (1995). Telemeterized load measurement using instrumented spinal internal fixators in a patient with degenerative instability. Spine **20**(24): 2683-2689.

Rohlmann, A., Calisse, J., Bergmann, G., Weber, U. (1999). Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs. Spine **24**(12): 1192-1195; discussion 1195-1196.

Rohlmann, A., Claes, L.E., Bergmann, G., Graichen, F., Neef, P., Wilke, H.J. (2001). Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. Ergonomics **44**(8): 781-794.

Rouviere, H., Delmas, A. (1992). Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle. Paris, Masson.

Schipplein, O.D., Trafimow, J.H., Anderson, G.B.J., Andriacchi, T.P. (1990). Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. J Biomech **23**: 907-912.

Schultz, A., Andersson, G., Ortengren, R., Haderspeck, K., Nachemson, A. (1982). Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. J Bone Joint Surg Am **64**(5): 713-720.

Schultz, A.B., Andersson, G.B. (1981). Analysis of loads on the lumbar spine. Spine **6**(1): 76-82.

Skalli, W., Lavaste, F. (1996). Etude comparative par modélisation de différentes techniques de réstabilisation lombaire. Réstabilisation intersomatique du rachis lombaire. S. médical, J.L. HUSSON & J.C. LE HUEC.

Skalli, W., Robin, S., Lavaste, F., Dubousset, J. (1993). A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model. Spine **18**(5): 536-545.

- Smyth, G. ,Gagnon, M. (1989). Loads on the lumbar spine and the shoulders when handling boxes. 13th annual meeting of American Society of Biomechanics, University of Vermont, Vt, USA.
- Sonoda, T. (1962). Studies on the strenght for compression, tension and torsion of the human vertebral column. J Kyoto Pref Univ(71): 659-702.
- Sparto, P.J. ,Parnianpour, M. (1998). Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. Spine **23**(23): 2563-2573.
- Sparto, P.J., Parnianpour, M., Marras, W.S., Granata, K.P., Reinsel, T.E. ,Simon, S. (1998). Effect of electromyogram-force relationships and method of gain estimation on the predictions of an electromyogram-driven model of spinal loading. Spine **23**(4): 423-429.
- Stokes, I.A. ,Gardner-Morse, M. (1995). Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. J Biomech **28**(2): 173-186.
- Stokes, I.A. ,Gardner-Morse, M. (1995). Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. J Biomech **28**(2): 173-186.
- Stokes, I.A. ,Gardner-Morse, M. (1999). Quantitative anatomy of the lumbar musculature. J Biomech **32**(3): 311-316.
- Stokes, I.A. ,Gardner-Morse, M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. J Biomech **34**(6): 733-740.
- Styf, J. (1987). Pressure in the erector spinae muscle during exercise. Spine **12**(7): 675-679.
- Takashima, S.T., Singh, S.P., Haderspeck, K.A. ,Schultz, A.B. (1979). A model for semi-quantitative studies of muscle actions. J Biomech **12**: 929-939.
- Templier, A. (1998). Paramètres et méthodes d'évaluation des implants rachidiens lombaires. Laboratoire de Biomécanique. Thèse de l'ENSAM Paris: 214.
- Templier, A., Denninger, L., Mazel, C., Lavaste, F. ,Skalli, W. (1998). Comparison between two different concepts of lumbar posterior osteosynthesis implants. A finite element analysis. Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol **8**(1): 27-36.
- Thelen, D.G., Schultz, A.B. ,Ashton-Miller, J.A. (1995). Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. J Orthop Res **13**(3): 390-398.
- Toussaint, H.M., de Winter, A.F., de Haas, Y., de Looze, M.P., Van Dieen, J.H. ,Kingma, I. (1995). Flexion relaxation during lifting: implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. J Biomech **28**(2): 199-210.

Tracy, M.F., Gibson, M.J., Szypryt, E.P., Rutherford, A., Corlett, E.N. (1989). The geometry of the muscles of the lumbar spine determined by magnetic resonance imaging. Spine **14**(2): 186-193.

Trochu, F. (1993). contouring program based on dual kriging interpolation. Engineering Computing **9**: 160-177.

Troup, J.D.G., Leskinen, T.P.J., Stalhammar, H.R., Kuorinka, I.A.A. (1983). A comparison of intraabdominal pressure increase, hip torque, and lumbar vertebral compression in different lifting techniques. Hum Factors **25**: 517-525.

van der Burg, J.C.E., van Dieen, J. (2001). Underestimation of object mass in lifting does not increase the load on the low back. J Biomech **34**: 1447-1453.

van Dieen, J.H., de Looze, M.P. (1999). Sensitivity of single-equivalent trunk extensor muscle models to anatomical and functional assumptions. J Biomech **32**(2): 195-198.

van Dieen, J.H., Kingma, I. (1999). Total trunk muscle force and spinal compression are lower in asymmetric moments as compared to pure extension moments. J Biomech **32**(7): 681-687.

White, A., Panjabi, M. (1990). Clinical biomechanics of the spine. Edition Lippincott

Wilke, H.J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., Claes, L.E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine **24**(8): 755-762.

Winckler, G. (1974). Manuel d'anatomie topographique et fonctionnelle. Paris, Masson.

Yettram, A.L., Jackman, M.J. (1980). Equilibrium analysis for the forces in the human spinal column and its musculature. Spine **5**(5): 402-411.

Yoganandan, N., Ray, G., Pintar, F.A., Myklebust, J.B., Sances, A. (1989). Stiffness and strain energy criteria to evaluate the threshold of injury to an intervertebral joint. J Biomech **22**(2): 135-142.

Zander, T., Rohlmann, A., Calisse, J., Bergmann, G. (2001). Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. Clin Biomech (Bristol, Avon) **16**(Suppl. 1): S73-S80.

**MODELISATION GEOMETRIQUE ET MECANIQUE DES MUSCLES DU TRONC
RELATION ENTRE MUSCULATURE, TROUBLES POSTURAUX ET SURCHARGES
VERTEBRALES**

L'objectif de ce travail est d'élaborer un modèle d'évaluation musculaire adapté à l'étude de patients, afin de déterminer les relations existantes entre la musculature du tronc, un trouble postural et les surcharges rachidiennes. Dans cet objectif, un premier chapitre s'attache à présenter le problème (anatomie fonctionnelle et formulation mécanique), puis une revue de littérature est proposée afin d'identifier les différents modèles et protocoles d'acquisition des données proposés par différents chercheurs.

Dans le chapitre III, un modèle de régulation musculaire est proposé, fondé sur l'hypothèse que le système musculaire est un système de régulation permettant de maintenir les efforts rachidiens en deçà de seuils mécaniquement admissibles. Ce modèle, par plan de coupe au niveau de la liaison intervertébrale considérée, est comparé à d'autres de la littérature et se révèle pertinent, notamment du fait de sa capacité à proposer des configurations musculaires régulant en particulier les efforts de cisaillement. Une exploitation préliminaire permet d'apprécier les potentialités de cette approche.

Le chapitre IV aborde l'acquisition clinique tridimensionnelle des données d'entrée personnalisées des sujets pour ce modèle de régulation musculaire. Nous proposons un protocole adapté au contexte clinique (rapide et peu invasif), qui permet d'obtenir, sur la base d'une stéréoradiographie (couplée à une mesure des pressions plantaires et à des photos des membres inférieurs) le torseur des efforts de la partie haute sur la partie basse, les géométries musculaires volumiques personnalisées (à partir de 9 coupes IRM), ainsi que les contraintes admissibles maximum des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc (à partir d'un testing musculaire). La robustesse de la réponse du modèle musculaire est démontrée au regard de certaines incertitudes de mesures intrinsèques au protocole.

Le chapitre V propose une exploitation clinique relatives à 5 patients et un volontaire. Dans un premier temps, la recherche des forces musculaires nécessaires au maintien de la posture est réalisée, puis une seconde série de simulations permet d'investiguer comment les effets de la fatigue musculaire peuvent se répercuter sur les niveaux d'efforts dans la liaison intervertébrale.

Enfin, le dernier chapitre présente les conclusions de cette étude et les perspectives ouvertes par ce travail.

Mots clés : Muscles, tronc, modèle, reconstruction volumique, personnalisation, protocole d'évaluation.

**GEOMETRICAL AND MECHANICAL MODELISATION OF THE TRUNK MUSCLES.
RELATIONSHIP BETWEEN MUSCLE REGULATION, POSTURAL DEFAULT AND SPINE
OVERLOADING.**

The objective of this work is to build a muscular model adapted to patient evaluation, in order to investigate relationship between the trunk muscular system, postural default and spine overloading. The first chapter introduces the global issue (functional anatomy, mechanical formulation). A literature review is, then, performed to identify the different approaches proposed in the past concerning muscular modelling and its data acquisition protocols.

In chapter III, a muscle regulation model is presented. This model is based on the hypothesis that the muscular system is a regulation system which maintains mechanical joint loads within the spine below mechanically admissible thresholds. Compared to literature, this model (described in the transversal section at the investigated intervertebral level) is relevant, particularly because of its ability to propose alternative muscular patterns that reduce intervertebral shear forces. A preliminary exploitation allows the reader to appreciate the potentiality of this approach.

Chapter IV deals with personalized three-dimensional data acquisition for subjects in order to obtain the input data for the muscular regulation model. We propose a protocol adapted to the clinical environment (quick and minimally invasive). From a stereo-radiography (associated with a feet pressure measurement and photography of the lower limbs of the subject), 3D-reconstruction of the spine, the rib cage, the trunk external shape and of the pelvis are performed; a free body diagram allowed to calculate the external loads at the intervertebral levels. Combining 9 MRI slices of the subject with the 3D-reconstruction, personalized 3D-reconstruction of the muscles are performed, and the maximal admissible stresses of the flexor and the extensor muscles are evaluated (using values from a muscular testing of the trunk muscles). Robustness of the muscular model is assessed with regard to some intrinsic protocol error measurements.

Chapter V proposes a clinical exploitation with 5 patients and one volunteer. The first investigation is related to muscle forces required to maintain the posture. The second set of simulations investigates how muscle fatigue may affect the intervertebral spine loads.

Last chapter concludes this study, and proposes the future works.

Keywords : muscles, trunk, model, volumic reconstruction, personalized data, evaluation protocol