



HAL
open science

**Tool for evaluating trunk muscles using MRI:
application to study of posture and muscular lesions
secondary to surgery**

Olivier Gille

► **To cite this version:**

Olivier Gille. Tool for evaluating trunk muscles using MRI: application to study of posture and muscular lesions secondary to surgery. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2006. English. NNT : 2006ENAM0054 . pastel-00002352

HAL Id: pastel-00002352

<https://pastel.hal.science/pastel-00002352>

Submitted on 7 May 2007

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.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

THÈSE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité "Biomécanique"

*présentée et soutenue publiquement
par*

Olivier GILLE

le 17 novembre 2006

**OUTIL D'ÉVALUATION DE LA MUSCULATURE DU TRONC
PAR IRM. APPLICATION A L'ÉTUDE DE LA POSTURE ET A
L'ÉTUDE DES LÉSIONS MUSCULAIRES SECONDAIRES A LA
CHIRURGIE.**

Directeur de thèse : Wafa SKALLI

Codirecteur de thèse : Jean-Marc VITAL

Jury :

M. Jean-Louis HUSSON , Professeur, CHU Rennes	Président
Mme Catherine MARQUE , Professeur, BGB, UTC, Compiègne	Rapporteur
M. Christian MAZEL , Professeur, IMM Paris.....	Rapporteur
M. François-Xavier LEPOUTRE , Professeur, LAMIH, Valenciennes	Examinateur
M. Jean-Marc VITAL , Professeur, CHU Bordeaux.....	Codirecteur
Mme Wafa SKALLI , Professeur, LBM, ENSAM, Paris	Directeur

Laboratoire de Mécanique des Systèmes et des Procédés
ENSAM, CER de Paris

OUTIL D'ÉVALUATION DE LA MUSCULATURE DU TRONC PAR IRM. APPLICATION A L'ÉTUDE DE LA POSTURE ET A L'ÉTUDE DES LÉSIONS MUSCULAIRES SECONDAIRES A LA CHIRURGIE.

Plan

I. Introduction	page 3
II. Articulation du mémoire	page 6
II.A. Matériels	page 6
II.B. Chapitres	page 7
III. Bases biomécaniques de la posture et outil d'analyse	page 8
III. A. Bases biomécaniques	page 8
III.B. Outil d'analyse postural	page 14
IV. Outil d'évaluation de la musculature du tronc par IRM	page 17
IV.A. Pourquoi un nouvel outil d'évaluation musculaire ?	page 17
IV.B. Problèmes posés par l'évaluation IRM	page 19
IV.C. Séquence IRM	page 19
IV.C.1. Données de la littérature	page 19
IV.C.2. Choix de la séquence	page 20
IV.D. Choix du niveau des coupes.	page 21
IV.E. Mesure de l'aire de la section musculaire	page 21
IV.E.1. Données de la littérature	page 21
IV.E.2. Technique de contourage musculaire	page 22
IV.F. Mesure de la composante contractile et non contractile	page 23
IV.F.1. Données de la littérature	page 24
IV.F.2. Méthode de l'histogramme	page 24
IV.F.3. Technique de quantification	page 27
IV.G. Validation de l'outil d'évaluation musculaire	page 30

V. Evaluation des lésions musculaires induites par la chirurgie	page 32
V.A. Modifications à l'IRM des muscles érecteurs du rachis suite à une chirurgie lombaire par voie postérieure.	page 32
V.B. Prévention des lésions musculaires par le curare	page 34
VI. Interactions entre muscles et posture	page 36
VI.A. Corrélation entre la lordose lombaire, l'incidence pelvienne et les muscles du tronc.	page 36
VI.B. Comparaison des paramètres musculaires, des paramètres pelviens et de la lordose lombaire chez des sujets sains et des patients opérés	page 38
VII. Conclusion	page 45
VIII. Bibliographie	page 47
IX. Annexe 1 : Reproductibilité des mesures IRM de l'aire de section musculaire et de la composante contractile et non contractile.	page 55
X. Annexe 2 : Modifications à l'IRM des muscles érecteurs du rachis suite à une chirurgie lombaire par voie postérieure.	page 69
XI. Annexe 3 : Utilisation du curare pendant l'anesthésie pour prévenir les lésions musculaires iatrogènes induites par la chirurgie lombaire par voie postérieure.	page 84
XII. Annexe 4 : Corrélation entre les angulations régionales des vertèbres lombaires, l'incidence pelvienne et les muscles du tronc.	page 95
XIII. Annexe 5 : Rappels anatomiques	page 118
XIV. Annexe 6 : Contribution personnelle	page 119

I. Introduction

Le Laboratoire de Biomécanique de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers a conduit de nombreuses recherches concernant la modélisation du système ostéoarticulaire du rachis, particulièrement par ses approches éléments finis (1.14.40.42.61). L'apport de ses modèles fût très important 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 (71.77) et non instrumentés (64). Dans le domaine de la chirurgie rachidienne ces modèles peuvent aider à comprendre le rôle biomécanique d'une instrumentation rachidienne et peuvent être utilisés pour planifier un traitement orthopédique ou chirurgical (21.77).

Cependant ces modèles ne prennent pas en compte la musculature du sujet qui est essentielle pour comprendre l'équilibre global. L'utilisation d'un modèle musculaire du tronc permet une étude plus approfondie de la mécanique du rachis en nous renseignant sur les niveaux d'efforts dans la liaison intervertébrale.

Différents modèles ont été proposés dans la littérature. Schultz et Galante ont proposé un premier modèle musculaire simplifié en 1970 (68). Les modèles suivants se limitaient à un seul muscle équivalent à la musculature du dos, 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'insertions musculaires, puis par des interpolations curvilignes. D'autres auteurs ont affiné le modèle en représentant certains muscles par plusieurs lignes d'actions, comme les muscles érecteurs du rachis qui ont de multiples insertions sur chaque niveau vertébral (44). Pomeroy et al., dans son travail de thèse à l'ENSAM, a proposé une approche volumique du muscle (59.60).

Les données d'entrées sur la géométrie musculaire des différents modèles proposés dans la littérature sont variables : certains auteurs considèrent une géométrie musculaire standard (22.49.54.62.76.82), se référant aux livres d'anatomie ou aux travaux de dissections cadavériques (6.15). Néanmoins les données fondamentales manquent en raison de l'anatomie complexe et variable des différents groupes musculaires. Ces données sont parfois combinées avec des mesures in vivo issues de radiographies (44), de scanner (20.58.74) ou d'IRM (24.47.78).

Ces différents modèles musculaires présentent des limites, et nous citerons leurs faiblesses au regard du clinicien :

1/ La plupart des auteurs n'utilisent pas de données musculaires personnalisées du sujet à évaluer.

La description de la géométrie musculaire du patient est pourtant un paramètre crucial de la modélisation, et un effort important est donc nécessaire pour l'obtention de données géométriques personnalisées. L'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) donne des informations utilisables par un modèle musculaire. L'accès à l'IRM est maintenant aisé car le parc des machines s'est largement étoffé. Néanmoins les outils usuels d'exploitations de cet examen ne renseignent que sur la géométrie du muscle : les coupes axiales de l'IRM sont utilisées et sur ces coupes sont mesurées les aires des muscles étudiés. La qualité du muscle n'est pas prise en compte bien que son importance soit évidente. En effet ces muscles peuvent subir une involution graisseuse, qui est bien visible à l'IRM dans les principales séquences d'imagerie utilisées. Cette dégénérescence graisseuse apparaît à l'IRM sous forme d'infiltrats hyperintenses entre les faisceaux musculaires. Un outil d'évaluation de la qualité musculaire semble donc nécessaire.

2/ Les relations entre les muscles et la posture ne sont pas clairement définies.

L'étude de l'équilibre sagittal de la colonne vertébrale est fondamentale dans l'étude de la station érigée chez l'homme. Elle a fait l'objet de nombreux travaux de recherche (19.30.31.65.79.81). Le socle pelvien, sur lequel est posée la colonne vertébrale, influence cet équilibre sagittal. Mme Duval Beaupère a bien montré qu'en fonction de la forme et de la position du socle pelvien les courbures rachidiennes sus-jacentes sont plus ou moins prononcées (43). Le maintien d'un équilibre de la colonne vertébrale résulte d'un contrôle de la posture par les muscles péri rachidiens, qui assurent la stabilité active du système. Les travaux de modélisation de la musculature du tronc ont permis de mieux comprendre le mode d'action de ces muscles (32.59.60.69). Mais le modèle musculaire reste peu utilisé en pratique clinique. Faute d'outil simple en utilisation clinique, les paramètres musculaires sont rarement pris en compte dans l'étude de l'équilibre postural, bien que leur importance soit clairement pressentie

(33.38.47). Il est donc difficile de connaître la relation entre les paramètres musculaires et les paramètres morphologiques et positionnels du bassin dans l'équilibre de la colonne vertébrale, bien que l'on pressente qu'une altération de la relation entre ces différents paramètres puisse entraîner des troubles posturaux importants de la colonne vertébrale et un cercle vicieux associé aux surcharges mécaniques qui en résultent. Il s'agit d'interactions complexes car mettant en jeu des mécanismes de régulation par le système de contrôle neuromoteur du sujet.

3/ L'utilisation de ces modèles musculaires peut améliorer la définition du cahier des charges lors de la conception de matériel d'ostéosynthèse. La connaissance des efforts transitant dans le rachis permet 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. In vivo il a été montré que le devenir d'une arthrodeuse vertébrale était lié à une restitution harmonieuse des courbures de la colonne vertébrale (23). En cas de déséquilibre sagittal les contraintes mécaniques sur le matériel d'ostéosynthèse seront excessives et pourront conduire à sa rupture. Les modèles ostéoarticulaires et musculaires peuvent aider à prédire les contraintes qui solliciteront le matériel d'ostéosynthèse.

Malgré tout un paramètre important n'est pas pris en compte dans ces modèles : l'effet délétère de l'intervention chirurgicale sur les muscles. En effet une chirurgie postérieure nécessite de dégager les muscles postérieurs des gouttières paravertébrales pour aborder l'arc postérieur des vertèbres. Ce temps chirurgical a un effet néfaste sur la vascularisation et l'innervation des muscles érecteurs du rachis (29.34.39) et le modèle musculaire ne sera plus valide pour l'analyse mécanique postopératoire. Les données de la dégradation des muscles par la chirurgie doivent donc être entrées dans le modèle pour que celui-ci puisse être utilisable pour la planification chirurgicale.

La problématique est complexe et nécessite un travail de longue haleine. Dans ce contexte l'objectif de cette thèse est d'approfondir les connaissances fondamentales sur les muscles du tronc, par une analyse quantitative fondamentale portant sur la géométrie et sur la qualité des muscles du tronc, par l'analyse de l'effet délétère d'un abord chirurgical postérieur, mais aussi en précisant les relations entre les muscles et l'équilibre postural.

II. Articulation du mémoire

II.A. Matériels

Ce mémoire concerne l'analyse approfondie des données concernant deux cohortes de sujets que nous avons recueillies dans le cadre de ce travail.

Nous avons au préalable rédigé deux CPPRB pour ces deux populations et ceux-ci ont été approuvés par le comité d'éthique local.

► La première cohorte est constituée de 30 étudiants volontaires recrutés au Centre Hospitalier Universitaire de Bordeaux. Ces étudiants ont effectué une IRM du tronc dans le service de neuroradiologie du Professeur Dousset, et une radiographie numérisée de face et de profil du rachis dans le service de radiologie du Professeur Diard.

► La seconde cohorte est constituée de 20 patients que j'ai opéré du rachis lombaire pour une affection dégénérative du segment L4-L5. Ces patients ont effectué une IRM dans le service de neuroradiologie du Professeur Dousset la veille de l'intervention chirurgicale et six mois après l'opération. Ils ont également effectué une radiographie numérisée de face et de profil du rachis dans le service de radiologie du Professeur Diard la veille de l'intervention chirurgicale et un an après l'opération. Un protocole opératoire et postopératoire a été défini chez ces patients pour évaluer les lésions musculaires iatrogènes induites par la chirurgie.

II.B. Chapitres

Chapitre III :

Dans cette première partie nous rappellerons

- ▶ Les bases biomécaniques de l'équilibre sagittal.
- ▶ L'outil d'analyse postural développé au LBM et sur lequel nous nous appuyerons pour ces recherches.

Les chapitres suivants abordent trois volets. Quatre articles ont été rédigés et sont mis en annexes (dont deux sous presse). Chaque article comprend le résumé, le texte de l'article et la bibliographie. Trois articles ont été soumis dans des revues anglophones et sont reproduits en anglais. Un article a été soumis dans une revue française.

Chapitre IV :

Le premier volet du mémoire porte sur le développement d'un outil d'analyse quantitative des sections musculaires sur des coupes IRM axiales.

- ▶ Nous avons décrit et validé l'outil d'analyse musculaire qui a été développé et utilisé dans ce travail. Le premier article étudie chez 30 sujets volontaires la reproductibilité des mesures par cet outil de l'aire de la section musculaire et de l'aire des composantes contractiles et non contractiles des muscles du tronc sur une coupe axiale d'IRM.

Chapitre V :

Le deuxième volet concerne l'analyse des lésions musculaires induites par la chirurgie.

- ▶ Comme nous l'avons vu les muscles stabilisateurs du rachis jouent un rôle important dans l'équilibre sagittal de la colonne vertébrale, et principalement

les muscles extenseurs du tronc ou erector spinae. Nous avons voulu quantifier les lésions induites par la chirurgie lombaire par voie postérieure sur les muscles erector spinae. En effet il est très souvent évoqué le rôle délétère d'une chirurgie par voie postérieure sur ces muscles (29). Or la modélisation musculaire doit tenir compte de ces lésions si elle est utilisée pour planifier une intervention chirurgicale. Il nous a donc semblé important de les quantifier. Le deuxième article étudie les changements à l'IRM des muscles erector spinae secondaires à une chirurgie lombaire par voie postérieure.

► Nous avons également recherché si l'utilisation de curare lors de l'anesthésie, produit myorelaxant, pouvait limiter ces lésions. Nous avons mené une étude prospective randomisée pour évaluer son efficacité (article 3).

Chapitre VI :

Le troisième volet du mémoire porte sur les interactions entre muscles et posture.

► Nous avons utilisé les outils précités, combinés à l'analyse quantitative de la posture, pour proposer un modèle de statique rachidienne en fonction de l'incidence pelvienne et de la musculature du tronc. Le but de cette étude est de pouvoir proposer une planification du traitement chirurgical de patients présentant des déformations rachidiennes en particulier d'origine traumatique en prenant en compte les paramètres pelviens et les paramètres musculaires du patient. Ce 4^{ème} article étudie la corrélation entre les angulations régionales des vertèbres lombaires, la lordose lombaire, l'incidence pelvienne et les muscles du tronc.

► Nous avons ensuite comparé les paramètres musculaires et les paramètres posturaux dans les deux cohortes de sujets.

III. Bases biomécaniques de la posture, outil d'analyse postural

III.A. Bases biomécaniques

III.A.1. Equilibre sagittal statique

En position érigée statique l'individu sain adopte une position d'équilibre dite économique. La ligne de gravité du sujet passe par le centre des têtes fémorales sur une vue de profil du sujet, ses courbures rachidiennes sont harmonieuses. Les courbures du rachis sont en fait variables d'un individu à un autre. En 1989 Staffel est l'un des premiers auteurs à opposer un type de posture normale à plusieurs morphotypes regroupant la variabilité de la posture érigée (72). En 1954 Delmas a décrit 3 morphotypes de rachis (type dynamique à courbures accentuées, type statique à courbures diminuées, type intermédiaire) (13).

Dans les années 80 Mme Duval Beaupère a insisté sur le rôle fondamental du socle pelvien, en décrivant les paramètres pelviens morphologiques et positionnels de la figure 3-5. Les courbures rachidiennes de l'individu sain sont dépendantes de la forme et de la position de son bassin. Le plus important de ces paramètres pelviens est l'incidence pelvienne (43). Il s'agit d'un paramètre angulaire morphologique, qui ne varie pas avec la position du sujet. La lordose lombaire est fortement corrélée à l'incidence. Plus l'incidence est élevée, plus la lordose lombaire est importante. De même la cyphose thoracique est fortement corrélée à la lordose lombaire. Plus la lordose est importante, plus la cyphose est importante (1.23.24.30). Ainsi Roussouly et al. ont défini plusieurs morphotypes en prenant en compte l'incidence pelvienne (65).

Dans cette position d'équilibre statique les muscles stabilisateurs du rachis ne sont pas recrutés (figure 3-1A). La ligne de gravité passant à proximité de la colonne vertébrale, le moment de flexion dans les liaisons intervertébrales est faible, et les muscles n'auront pas à intervenir pour réguler l'effort dans la liaison (figure 3-2A). Il existe en fait de petits mouvements permanents de rééquilibrage qui font intervenir de manière minimale le système musculaire pour stabiliser la position et réguler les oscillations de l'individu.

III.B.2. Trouble postural

De nombreuses circonstances peuvent rompre cet équilibre harmonieux : fracture du rachis, déformation scoliotique de la colonne vertébrale, hypercyphose thoracique ou hypolordose lombaire, dos plat postopératoire... Pour garder la ligne de gravité à l'aplomb des têtes fémorales le sujet doit éviter de basculer vers l'avant. Le sacrum se verticalise, l'angle de rétroversion augmente. Vital parle d'équilibre compensé (80) : le sujet reste équilibré au prix d'une rétroversion accentuée de son bassin (figure 3-1B).

Dans le même temps des mécanismes musculaires compensateurs sont mis en jeu pour réguler l'effort dans la liaison intervertébrale (figure 3-2B). Le moment de flexion résultant du bras de levier entre le centre de gravité du tronc et le centre d'une liaison intervertébrale des forces de la pesanteur augmente et ne peut plus être supporté par cette liaison. Les muscles érecteurs du tronc devront équilibrer ce moment de flexion. L'effort de compression subi par la liaison sera d'autant majoré (70). Cette capacité de régulation musculaire est par ailleurs variable selon les individus, et peut être affectée lorsqu'un geste chirurgical entraîne une altération musculaire.

II.B.3. Déséquilibre postural

Si le trouble postural se majore le sujet peut alors être en déséquilibre, par effet d'épuisement musculaire et par impossibilité de rétroverser d'avantage son bassin (extension maximale de l'articulation coxo-fémorale). La ligne de gravité du sujet passe en avant des têtes fémorales. D'autres mécanismes compensateurs doivent alors être utilisés par le sujet : flexion des genoux, port d'une canne... Ce déséquilibre peut être corrigé par une intervention chirurgicale. En effectuant une ostéotomie postérieure de soustraction dans la colonne lombaire et une longue ostéosynthèse, les courbures sagittales de la colonne vertébrale peuvent être restaurées et le patient recouvre son équilibre (figure 3-3).

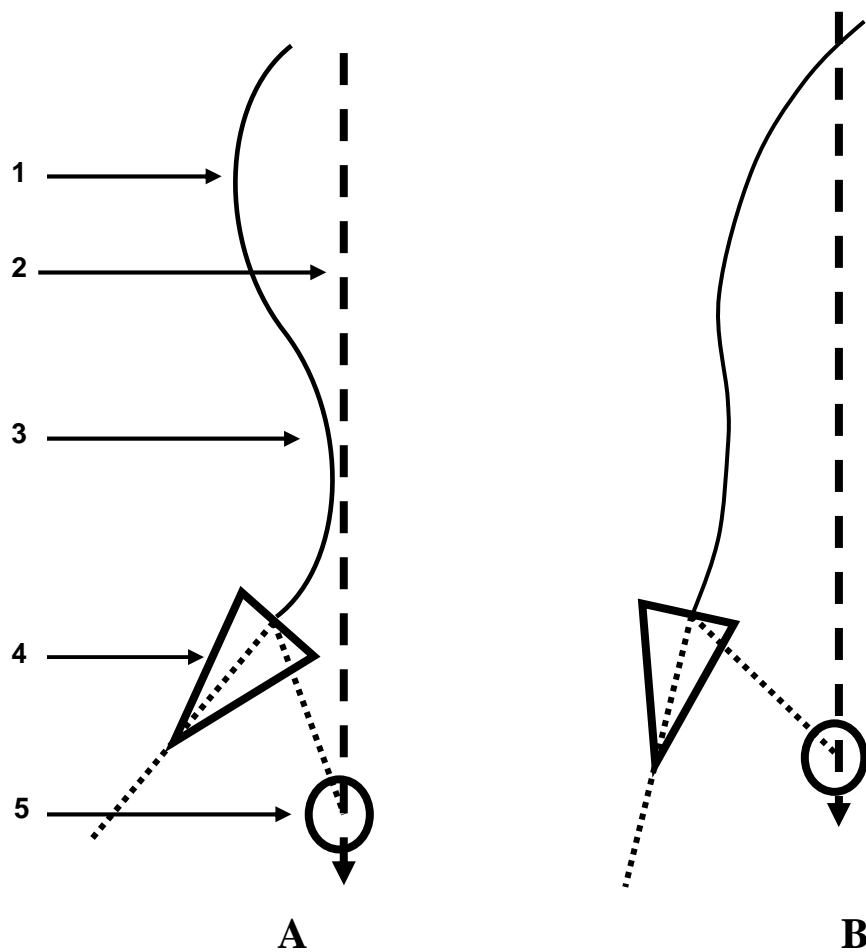


Figure 3-1. Schématisation d'un trouble postural.

1 : cyphose thoracique. 2 : ligne de gravité. 3 : lordose lombaire. 4 : sacrum. 5 : têtes fémorales

A : sujet bien équilibré, la version pelvienne est dans les limites de la normale.

B : La perte de la lordose lombaire entraîne une bascule du bassin pour que la ligne de gravité puisse rester à l'aplomb des têtes fémorales. L'incidence ne se modifie pas, la version pelvienne augmente et la pente sacrée diminue.

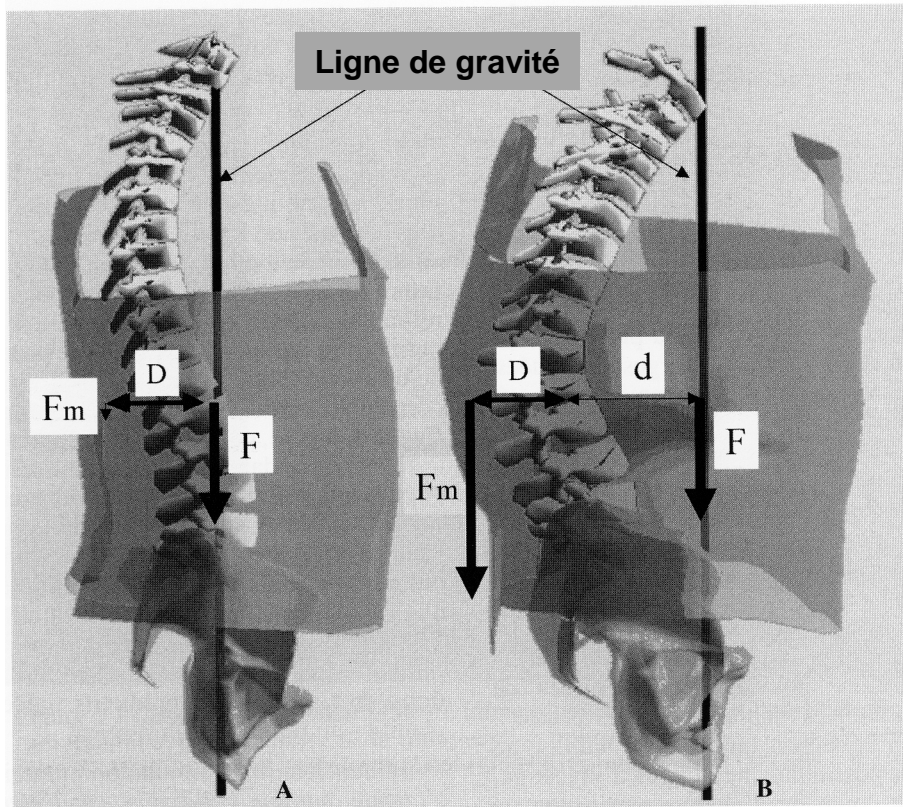
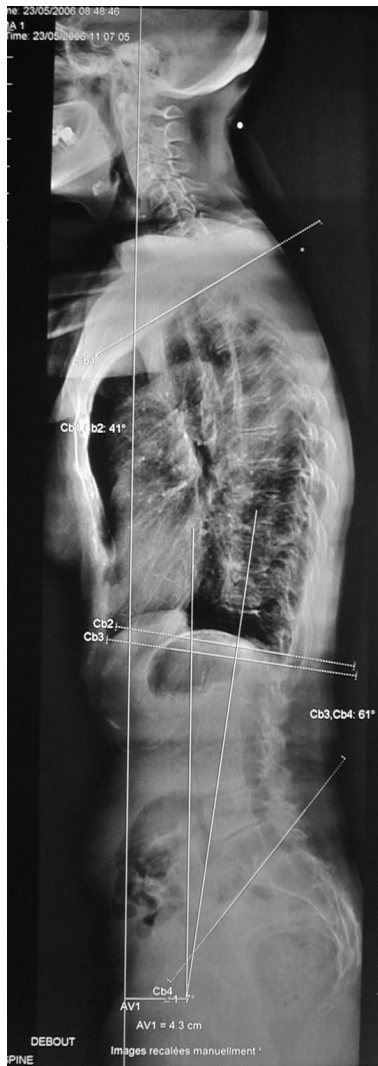


Figure 3-2. Schématisation de l'effort musculaire, destiné à équilibrer le moment engendré par l'effort dû à la gravité, dans le cas d'un équilibre postural économique (A) et dans le cas d'un trouble postural (B) (70).



A



B

Figure 3-3. Exemple de correction chirurgicale d'un trouble postural.

A : perte de la lordose lombaire, le bassin est rétroversé. Malgré ce phénomène de compensation, la ligne de gravité passe en avant des articulations fémorales et le patient est déséquilibré.

B : ostéotomie postérieure de soustraction de la vertèbre L3, ostéosynthèse étendue de la colonne vertébrale. Le bassin bascule vers l'avant, les paramètres pelviens sont restaurés (diminution de la version pelvienne, augmentation de la pente sacrée), la ligne de gravité passe à l'aplomb des têtes fémorales, le sujet retrouve son équilibre.

II. B. Outil d'analyse postural

Nous avons dans ce travail utilisé le logiciel Spineview*, développé par le LBM de Paris et le LIO de Montréal, en collaboration avec la société Surgiview, et issu en particulier de la thèse d'A. Templier (77). Ce logiciel permet entre autre sur une radiographie de profil du rachis prise en position debout d'identifier à l'aide d'un pointeur le centre des têtes fémorales et les plateaux supérieurs et inférieurs de chaque vertèbre (figure 3-4).

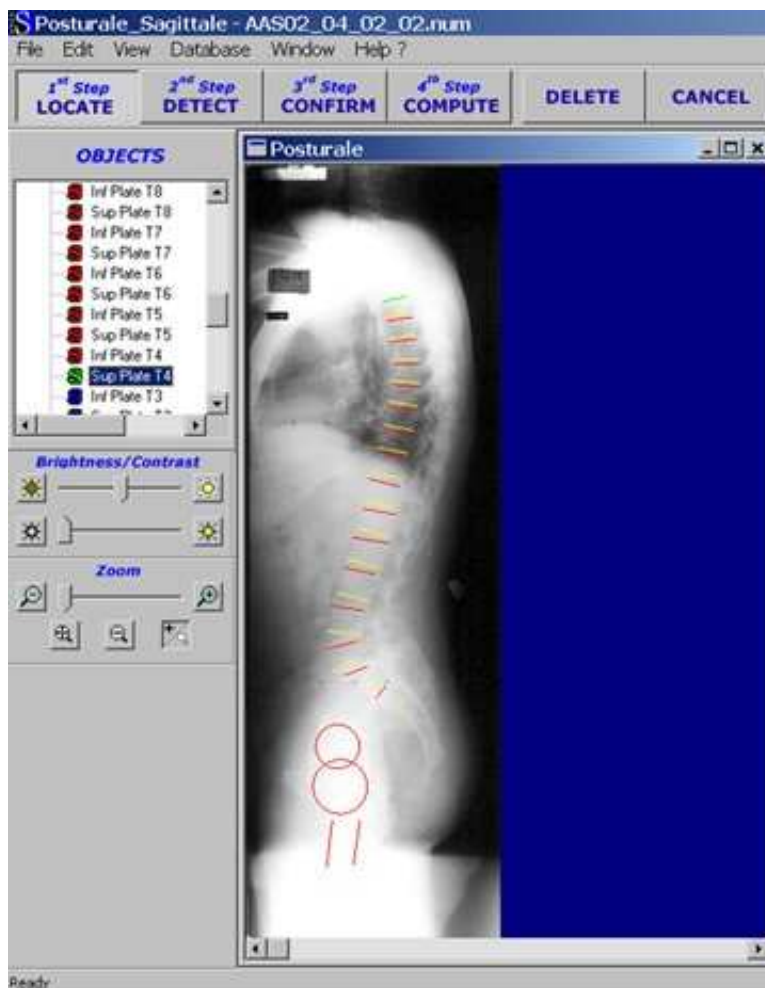


Figure 3-4 : interface du logiciel Spineview. Les têtes fémorales, les plateaux supérieurs et inférieurs des vertèbres T4 à S1 ont été repérés.

Des paramètres morphologiques et positionnels sagittaux sont alors calculés : paramètres pelviens décrits et visualisés en figure 3-5, courbures rachidiennes et angulations vertébrales régionales. La précision des mesures données par le logiciel a été validée par comparaison avec des mesures effectuées *in vitro* (7) et par comparaison avec des mesures manuelles effectuées sur les radiographies (63). La reproductibilité des mesures par cet outil a été analysée sur un groupe de 100 volontaires asymptomatiques, montrant que ces mesures semi automatisées sont plus reproductibles que les mesures manuelles : l'intervalle de confiance à 95% est de 4,2° pour la cyphose thoracique, 3° pour la lordose lombaire, 2,4° pour la pente sacrée, 2° pour la version pelvienne et 2,4° pour l'incidence (63).

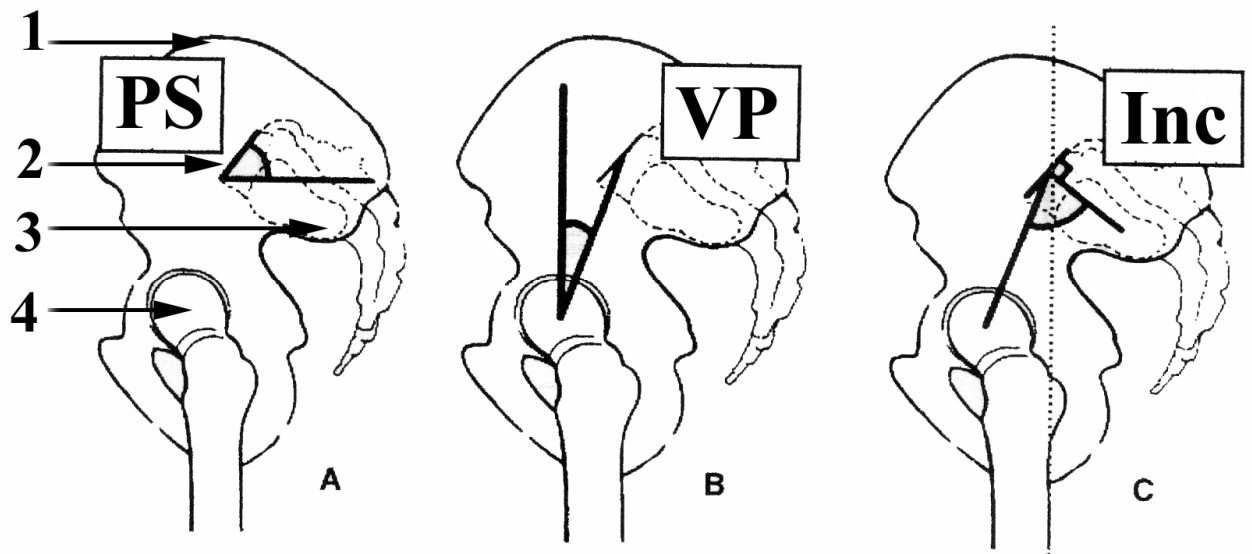


Figure 3-5 : les principaux angles mesurés sur une vue de profil du bassin.

1 : aile iliaque. 2 : plateau supérieur de S1. 3 : sacrum. 4 : Tête du fémur.

A : La pente sacrée (PS) est l'angle formé par une droite parallèle au plateau supérieur de S1 et une droite horizontale.

$PS = 40^\circ$ (25-55) (valeur moyenne, limites, retrouvées dans la littérature – 19.30.43.65.79.81.-)

B : La version pelvienne (VP) est l'angle formé par une droite unissant le milieu des têtes fémorales et le milieu du plateau supérieur de S1 et une droite verticale.

$VP = 12^\circ$ (0-30)

C : L'incidence (Inc) est l'angle formé par une droite unissant le milieu des têtes fémorales et le milieu du plateau supérieur de S1 et une droite perpendiculaire au plateau supérieur de S1. $Inc = VP + PS$.

$Inc = 50^\circ$ (40-75)

IV. Outil d'évaluation de la musculature du tronc par IRM.

IV.A. Pourquoi un nouvel outil d'évaluation musculaire ?

Comme il a été évoqué précédemment, l'estimation quantitative de la musculature du tronc est importante pour analyser les mécanismes de dégénérescence liés à des surcontraintes mécaniques dans la liaison intervertébrale.

Différents procédés permettant de quantifier les muscles sont rapportés dans la littérature :

- *Mesure de la force musculaire* par des appareils de mesure de force (16.18.39)
- *Mesure du signal à l'électromyographie* (28.53)
- *Mesure de l'aire musculaire à l'échographie* (25)
- *Mesure de l'aire musculaire au scanner* (12.27.48.75)
- *Mesure de l'aire musculaire à l'IRM* (3.11.39.55.56.67)
- *Mesure de la densité musculaire au scanner* (2.12.27.48.75)
- *Mesure de l'intensité du signal musculaire à l'IRM* (16.18.39.55.66)

L'IRM est de plus en plus souvent utilisée pour étudier les muscles squelettiques chez les sujets sains ou les patients souffrant de désordres musculaires. Cet examen non invasif a l'avantage sur l'EMG et l'échographie de donner des renseignements quantitatifs et qualitatifs sur le muscle. Par rapport au scanner cet examen est sans radiations ionisantes.

Principalement deux procédés ont été utilisés dans la littérature pour analyser les muscles à l'aide de l'IRM : mesure de l'aire musculaire sur une coupe axiale (3.11.39.55.56) ou mesure de l'intensité du signal musculaire (16.18.39.55.66.67).

Keller et al. ont montré que l'aire de section des muscles erector spinae est corrélée à la force musculaire (36). A l'inverse, d'après Mayer et al. (48), même quand la force musculaire est fortement réduite, il y a peu de changements dans l'aire de section des muscles erector spinae. Cependant ces auteurs retrouvent une altération significative de l'intensité du signal musculaire, indiquant une infiltration graisseuse du muscle. Les modifications de l'aire des muscles érecteurs chez les patients souffrant de lombalgies ont été reportées dans la littérature, spécialement dans les muscles multifidus et psoas major (3.10.11.12.55). A l'inverse, Hultman et al. n'ont pas observé de différences significatives entre les sujets sains et les patients souffrant de lombalgies (27). Ces auteurs ont retrouvé par contre une différence significative de l'intensité du signal musculaire dans ces deux groupes de sujets. D'autres études ont montré que chez des patients lombalgiques suivant un programme de rééducation avec des exercices de remusculation, le signal musculaire se modifiait alors que l'aire de section des muscles erector spinae restait inchangée (17.35).

Ces résultats contradictoires nous montrent que l'estimation de la musculature du tronc doit prendre en compte aussi bien l'intensité du signal musculaire que l'aire de section des muscles.

La thèse de V. Pomeroy (59) puis celle en court de E. Jolivet ont porté sur la modélisation du système musculaire. Des coupes axiales d'IRM sont utilisées pour mesurer l'aire des muscles et personnaliser le modèle musculaire. Dans ces travaux menés jusqu'à présent au LBM la valeur de l'aire musculaire était utilisée comme donnée pour la modélisation. Faisant suite à ces travaux nous avons voulu exploiter d'avantage les informations fournies par cet examen, en particulier sur des méthodes d'analyses quantitatives à partir d'imagerie IRM de la musculature du tronc.

Comme Holmback et al. l'ont proposé pour l'étude des muscles de la loge antérieure de la jambe (26), nous proposons pour l'étude des muscles du tronc de combiner les informations quantitatives (aire de section du muscle) et qualitatives (intensité du signal du muscle) de l'IRM.

Nous avons dans ce travail participé au développement d'un outil informatique d'évaluation musculaire qui permet sur des coupes axiales d'IRM de mesurer l'aire de la section d'un muscle, l'aire de sa composante contractile et l'aire de sa composante non contractile. En effet seule cette composante contractile du muscle est intéressante au regard du biomécanicien et elle doit donc être individualisée.

IV.B. Problèmes posés par l'évaluation IRM

Le scanner permet d'analyser la densité musculaire, mesurée en unités Hounsfield. La valeur de la densité du muscle squelettique est connue, elle est comprise entre -30 et 150 UH.

La quantification de la qualité du muscle en IRM pose des difficultés. A l'inverse du scanner L'IRM ne donne pas d'information sur la densité d'un tissu. Mais cet examen fournit l'intensité de son signal. Contrairement au scanner une infinité de séquences sont possibles à l'IRM. Les principaux paramètres d'acquisition de l'image que sont le temps de relaxation du proton, le temps d'écho, le nombre d'acquisitions, sont variables. Ils sont choisis par le radiologue en fonction de la structure à analyser, et toute modification d'un ou plusieurs de ces paramètres entraînera une modification du signal de cette structure. Il n'existe pas de séquence spécifique définie pour l'étude du système musculaire et il n'existe donc pas dans la littérature de données sur l'intensité du signal musculaire. La simple estimation de l'intensité du signal est donc insuffisante et des techniques plus avancées d'imagerie sont nécessaires.

IV.C. Séquence IRM

Le premier point de ce travail a été de choisir une séquence IRM qui permette une bonne définition du muscle et de ses contours.

IV.C.1. Données de la littérature

Taylor utilise une séquence IRM T2 pour étudier les lésions musculaires précoces induites par la chirurgie. Dans la période postopératoire précoce il existe en effet un œdème extracellulaire qui est mieux visualisé sur les séquences T2. Par contre, à

distance d'un traumatisme musculaire, les lésions consistent en une involution graisseuse de faisceaux musculaires et ces infiltrats graisseux sont mieux analysés en séquence T1.

La majorité des études musculaires à l'IRM sont réalisées avec des séquences T1. Les études les plus récentes sont réalisées sur des IRM de 1,5 Tesla. Les paramètres d'acquisitions ne sont pas toujours précisés dans la littérature. Le temps de répétition est long, de 400 à 700 ms. Le temps d'écho est court, de 10 à 20 ms. De 1 à 3 acquisitions sont réalisées. Plus le nombre d'acquisitions augmente plus la qualité de l'image augmente, mais la durée de l'examen est plus longue.

IV.C.2. Choix de la séquence

Sur un sujet volontaire (l'auteur) une dizaine de séquences différentes ont été testées sur l'IRM du CHU de Bordeaux, en collaboration avec le Professeur Dousset, chef de service de Neuroradiologie. La machine est un Gyroscan de 1.5 Tesla de la compagnie Philips Medical System.

Les IRM du tronc ont été réalisées chez un sujet en décubitus dorsal. L'antenne de surface était placée au niveau du tronc. Le champ de vue a été fixé à 390 mm dans le plan axial de réalisation des images.

La séquence qui nous a permis d'obtenir la meilleure définition des muscles du tronc et de leurs contours est une séquence en T1. Le temps de répétition (TR) = 650 ms, le temps d'écho (TE) = 13ms.

Cette séquence permet dans l'aire du muscle de bien différencier :

► ***Le tissu musculaire ou tissu contractile.***

► ***Le tissu non contractile.*** Celui-ci est représenté par

— *Le tissu graisseux.* Il apparaît sous forme d'infiltrat entre les faisceaux du muscle. Ce tissu graisseux est hyperintense (il apparaît plus "blanc" que le muscle) dans cette séquence.

— *Le tissu conjonctif* (fascias musculaires, éléments vasculo-nerveux). Ce tissu est hypointense (il apparaît plus "noir" que le muscle) dans cette séquence.

Nous avons testés cette séquence synchronisée à la respiration pour éviter toute altération du signal, en particulier sur les muscles rectus abdominis, par le mouvement

de la cavité thoracique et abdominale. L'acquisition des données se fait à un temps donné de la phase respiratoire, le temps d'acquisition est donc beaucoup plus long (X3). Cette synchronisation n'a pas été retenue dans le protocole définitif car la qualité des images des muscles du tronc n'était que très peu augmentée en contre partie d'un temps machine trop important.

IV.D. Choix du niveau des coupes.

Nous avons choisi d'effectuer des coupes horizontales sur l'ensemble du rachis lombaire et de la partie basse du rachis thoracique. Il en résulte que ces coupes ne sont pas dans l'axe du corps vertébral ni dans l'axe du disque intervertébral.

De la même façon les coupes axiales de l'IRM ne sont pas perpendiculaires aux axes des différents muscles du tronc. Les aires des sections musculaires sont ainsi surévaluées. Nous n'avons pas corrigé ces données. D'une part elles seront utilisables pour une quantification volumique du muscle. D'autre part un des buts du développement de cet outil est de pouvoir l'utiliser pour des applications cliniques et les corrélations qui seront étudiées dans la suite de ce travail resteront pertinentes si l'on considère que les axes des différents muscles du tronc sont relativement constants chez l'homme.

Douze coupes ont été effectuées dans ce protocole. L'épaisseur des coupes était de 4 mm avec un espace de 10 mm entre chaque coupe. La coupe la plus basse de la pile était positionnée pour passer par le milieu du corps vertébral de L4. La coupe la plus haute passait en général au niveau de T8, en fonction de la taille du sujet. Toutes les images ont été enregistrées avec une matrice de 512*512, et avec une taille de pixel de 0.76*0.76 mm. Deux acquisitions ont été réalisées pour un temps d'examen de 7 minutes.

IV.E. Mesure de l'aire de la section musculaire

IV.E.1. Données de la littérature

Certains auteurs ont étudié l'aire de la section des muscles erector spinae ou des muscles du tronc par IRM (3.11.39.55.13.67). La technique la plus couramment utilisée

est de réaliser un contournage des muscles. Chez les sujets présentant une atrophie musculaire ou une infiltration graisseuse, les limites des muscles peuvent être irrégulières, le contournage devient difficile et imprécis (36). Les fibres musculaires peuvent être séparées par du tissu graisseux qui peut être inclus à tort dans la mesure de l'aire de la section musculaire. Eliminer cet infiltrat graisseux intramusculaire lors du contournage du muscle, comme il a été suggéré dans la littérature (2.36.39), rend la technique plus fastidieuse et moins reproductible (figure 4.1).

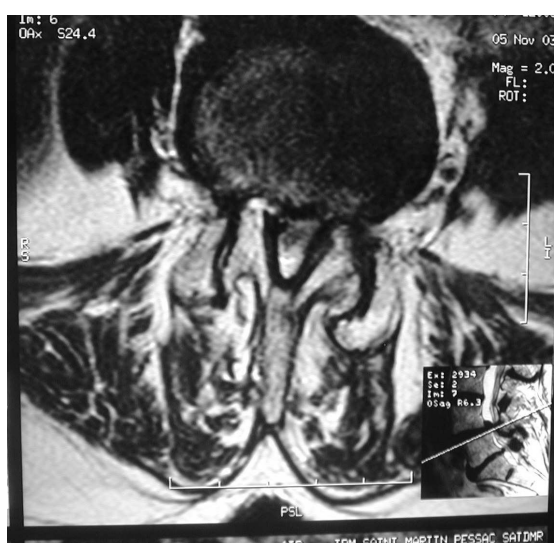


Figure 4.1 : Involution graisseuse importante des muscles erector spinae, en particulier du muscle multifidus. Le contournage de ces muscles sera long et imprécis si l'on ne veut sélectionner que les faisceaux musculaires.

IV.E.2. Technique de contournage musculaire

Sur une coupe IRM axiale nous contournons les muscles du tronc à l'aide d'une souris (figure 4.2). Etant donné que notre outil calculera la composante contractile de la section musculaire il n'est pas nécessaire d'éliminer tous les infiltrats graisseux intramusculaires lors du contournage. Ce temps est donc simplifié.

L'aire de la section musculaire est égale au nombre de pixels inclus dans la sélection, multiplié par la taille du pixel.

$$\text{Aire musculaire (mm}^2\text{)} = \text{nb pixels} * 0.034.$$



Figure 4.2 : contourage à l'aide d'un pointeur des muscles du tronc sur une coupe IRM axiale passant par L4.

IV.F. Mesure de l'aire de la composante contractile et non contractile du muscle

Macroscopiquement il existe deux signes cardinaux de la dégénérescence musculaire, qui peuvent être facilement détectés par IRM : Une diminution de la taille du muscle et une augmentation des dépôts graisseux (12). Dans l'aire de contour permettant de mesurer l'aire de la section musculaire certains pixels correspondent au tissu contractile, d'autres pixels correspondent à du tissu non contractile (dépôts graisseux). De nombreux facteurs peuvent faire varier la proportion de ces deux composantes : l'âge, le niveau d'activité physique, une intervention chirurgicale, certains traitements médicamenteux (anabolisants ou au contraire corticoïdes), une maladie neuromusculaire... Il est utile de quantifier ces deux composantes car seule la composante contractile est utile sur un plan biomécanique.

IV.F.1. Données de la littérature

Les auteurs ont étudiés l'intensité du signal musculaire de différentes façons dans la littérature.

– ***Estimation visuelle.*** (55.57.66)

D'après l'aspect du muscle sur les images IRM, la qualité musculaire peut être évaluée en utilisant la classification simplifiée de Lamminen et al. en quatre stades : muscle d'aspect normal, lésions dégénératives modérées, lésions dégénératives marquées, lésions dégénératives sévères (41).

– ***Calcul de l'intensité moyenne du signal dans une région d'intérêt*** (ROI, Region of interest) (16.18.39)

Une région d'intérêt est placée dans le muscle à étudier sur la coupe axiale de l'IRM. L'intensité moyenne des pixels contenus dans cette région est calculée.

– ***Calcul de l'intensité moyenne du signal dans le muscle à étudier*** (2.35.57)

Le muscle est contouré à l'aide d'une souris, l'intensité moyenne des pixels contenus dans cette sélection est calculée.

– ***Utilisation de l'histogramme*** pour déterminer la composante contractile du muscle. Cette méthode que nous utiliserons permet une analyse plus fine du signal du muscle et doit être développée.

IV.F.2. Méthode de l'histogramme

Le muscle est contouré à l'aide d'une souris. Un logiciel calcule et affiche un histogramme d'intensité pour la région sélectionnée, avec en abscisse les millisecondes et en ordonnées le nombre de pixels.

L'histogramme de l'aire d'une section musculaire montre typiquement deux pics séparés par une région de très faible signal. Le premier pic, autour de 300 à 500 ms, correspond au tissu contractile. Le deuxième pic, bien plus tardif, correspond au tissu graisseux, c'est-à-dire à la composante graisseuse intramusculaire (figure 4.3).

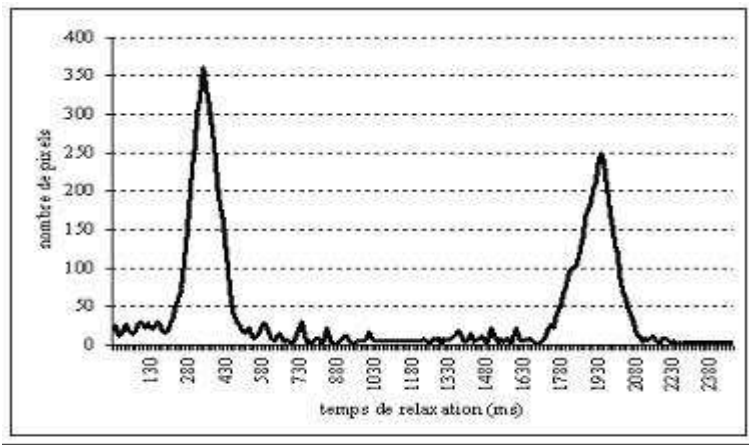


Figure 4.3 : Histogramme de l'aire de la section d'un muscle avec importante infiltration graisseuse intramusculaire. Le premier pic correspond au tissu contractile, le deuxième au tissu graisseux.

L'aire sous la courbe du premier pic correspond au tissu contractile. Pour calculer le nombre de pixels contenus dans cette aire, plusieurs méthodes plus ou moins simplifiées ont été proposées :

- Mise en place d'un seuil supérieur, juste à droite du pic musculaire (37.57). Tous les pixels situés sous ce seuil sont considérés comme du tissu contractile et tous les pixels au dessus de ce seuil sont considérés comme du tissu non contractile (figure 4.4).

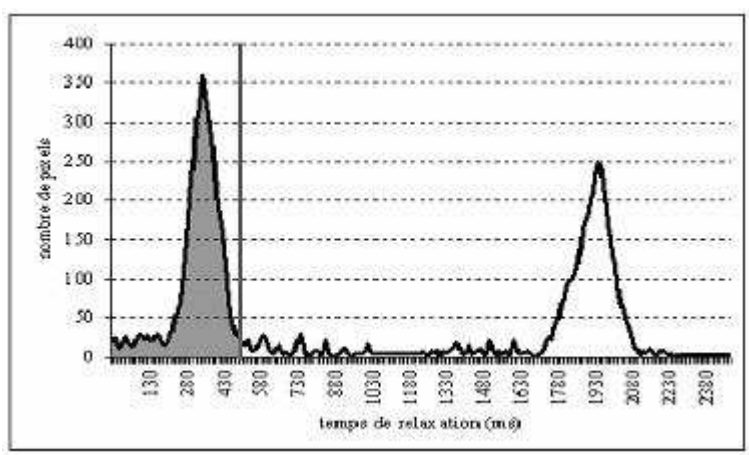


Figure 4.4 : Mise en place d'un seuil supérieur au pic musculaire. L'aire du tissu contractile est égale au nombre de pixels situés sous ce seuil et sous la courbe, multiplié par la taille du pixel.

— Mise en place d'un seuil inférieur et supérieur, de part et d'autre du pic musculaire (26.52). Tous les pixels situés entre ces deux seuils sont considérés comme du tissu contractile et tous les pixels au dessus de ce seuil supérieur et en dessous du seuil inférieur sont considérés comme du tissu non contractile (figure 4.5).

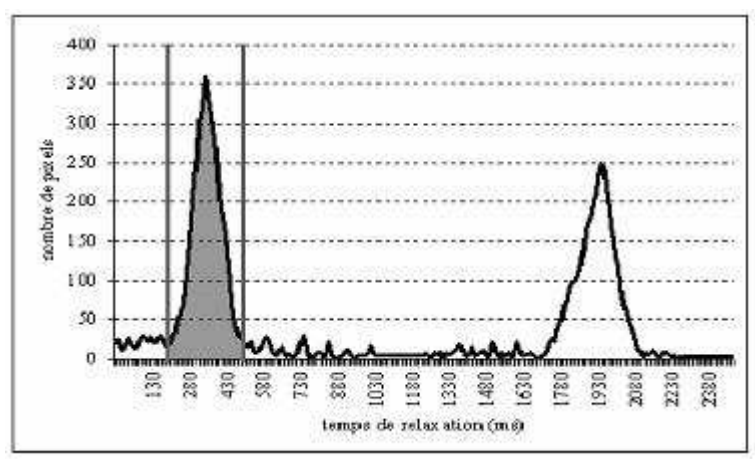


Figure 4.5 : Mise en place de deux seuils. L'aire du tissu contractile est égale au nombre de pixels situés entre ces deux seuils et sous la courbe, multiplié par la taille du pixel.

Ces seuils sont mis en place manuellement par certains auteurs d'après l'aspect visuel de l'histogramme (37).

Holmback et al. (26) proposent d'affiner la détermination de ces seuils en affichant les histogrammes de régions d'intérêt placés à différents endroits de l'image : deux ROI sont placés dans des zones musculaires pour quantifier le signal du tissu musculaire, un ROI est placé dans le tissu sous-cutané pour quantifier le signal de la graisse, un ROI est placé dans le fond de l'image pour quantifier le signal du bruit, et un ROI est placé dans une zone mixte (figure 4.6).

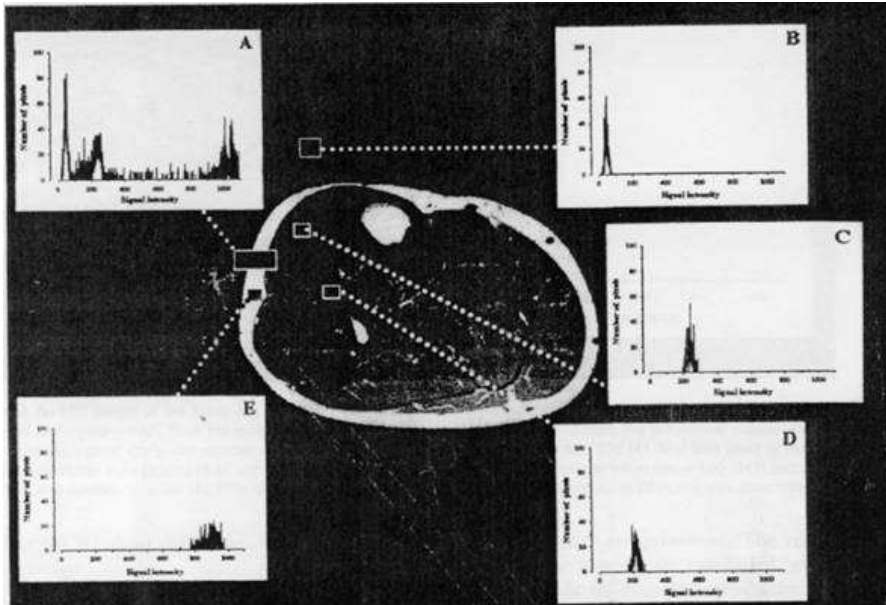


Figure 4.6 : Détermination visuelle des seuils du pic musculaire par analyse des histogrammes de ROIs placés dans différents endroits de l'image (tiré de l'article de Holmback et al., ref 26). Sur l'aspect visuel de ces différents histogrammes l'auteur vient ensuite placer manuellement les seuils sur l'histogramme du muscle.

IV.F.3. Technique de quantification de la composante contractile

Dans la technique d'évaluation de la composante contractile que nous proposons, nous utilisons une méthode objective de calcul pour positionner les seuils inférieurs et supérieurs au pic musculaire :

– Dans un premier temps l'intensité de signal du tissu contractile est déterminée. Nous plaçons quatre ROIs de 1 cm², en forme de carrés, dans une zone musculaire où n'apparaît aucun infiltrat graisseux (figure 4.7). Ces ROIs sont placés dans les muscles erector spinae et psoas major. Plusieurs ROIs sont nécessaires car des différences dans l'intensité moyenne du signal dans différents ROIs placés dans le même muscle ont été rapportées (36).

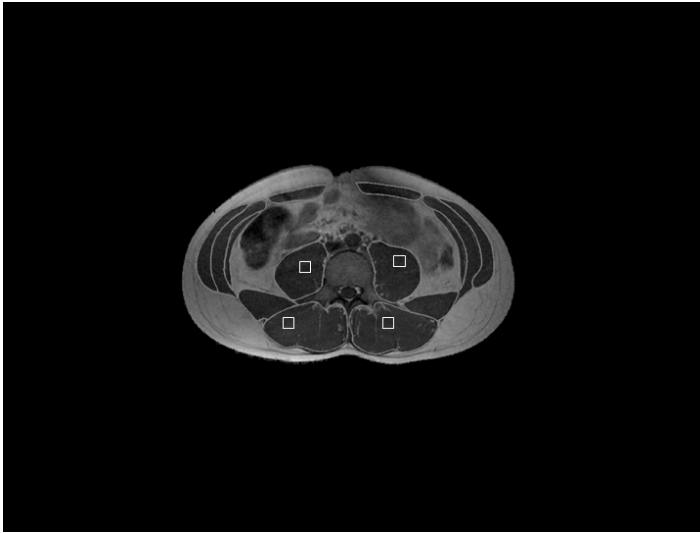


Figure 4.7 : mise en place de 4 ROIs dans une zone musculaire de chaque psoas major et erector spinae

— Les données de ces quatre ROIs sont combinées et utilisées pour calculer une intensité moyenne du signal de la partie contractile du muscle, associée à un intervalle de confiance entre les 5^{ième} et 95^{ième} percentiles. Les 5^{ième} et 95^{ième} percentiles sont définis comme la limite inférieure et supérieure du signal de la partie contractile, et utilisés pour différencier les pixels correspondant à la partie contractile du muscle et les pixels correspondant à la partie non contractile du muscle (tissu graisseux et tissu conjonctif).

— *L'aire de la partie contractile du muscle est égale au nombre de pixels contenus sous la courbe entre le 5^{ième} et 95^{ième} percentile, multiplié par la taille du pixel.*

L'aire de la partie non contractile du muscle est égale au nombre de pixels contenus sous la courbe en dessous du 5^{ième} percentile et au dessus du 95^{ième} percentile, multiplié par la taille du pixel.

Pour une appréciation visuelle de la partie contractile et non contractile des muscles une définition colorimétrique des pixels correspondants peut être réalisée (figure 4.8).



Figure 4.8. a: Les muscles du tronc sont contourés sur une coupe passant par L4. b: Les pixels correspondant au tissu contractile sont en gris. c: Les pixels correspondant au tissu non contractile sont en gris.

IV.G. Validation de l'outil d'évaluation musculaire

Nous avons voulu analyser la reproductibilité des mesures fournies par cet outil sur les muscles du tronc. La cohorte de sujets volontaires a été utilisée dans le cadre de cette étude.

Cette étude a fait l'objet d'un article (annexe 1).

Cette étude de reproductibilité a été effectuée sur une coupe IRM axiale du tronc passant par L4 et une coupe passant par T12. Ces deux niveaux n'ont pas été choisis de façon arbitraire mais parce qu'ils revêtent une importance particulière :

- Au niveau de la vertèbre L4 les muscles érecteurs du tronc, qui jouent un rôle très importants dans la statique du rachis comme nous l'avons vu en rappel, ont une aire de section maximale (32).
- La jonction thoracolombaire est le siège électif des fractures de la colonne vertébrale.

Nous avons effectué une imagerie du tronc chez 30 volontaires en séquence T1 dans un plan axial. Les coupes passant par L4 et T12 ont été sélectionnées sur le survey. Chaque muscle du tronc a été contouré à l'aide d'un pointeur sur les 30 coupes passant par L4 et T12 par trois observateurs à deux reprises. L'aire de section du muscle a été calculée en fonction du nombre de pixels contourés. Les composantes contractiles et non contractiles de chaque muscle ont été calculées comme précédemment expliqué. Toutes ces valeurs ont été enregistrées. Pour chaque muscle, l'agrément entre les mesures a été évalué par un coefficient de corrélation intra classe (ICC) et par un coefficient de variation (CV).

Les valeurs des ICC pour les mesures de l'aire de section des muscles et les mesures de la composante contractile des muscles étaient bonnes pour les muscles pariétaux au niveau L4 (de 0,66 à 0,87) et pour les muscles rectus abdominis au niveau T12 (0,89). Les valeurs des ICC étaient très bonnes (supérieures à 0,90), pour tous les autres muscles.

Les trois muscles pariétaux (muscle transverse, oblique interne, oblique externe) sont difficilement dissociables sur l'imagerie, expliquant les valeurs moins bonnes de l'ICC

pour ces muscles. En prenant en compte la somme de ces trois muscles l'ICC calculé est très bon. La valeur un peu moins bonne de l'ICC du muscle rectus abdominis au niveau T12 peut être expliquée par la difficulté à reconnaître les contours de ce muscle au niveau de son insertion proximale.

Les valeurs des ICC pour les mesures de la composante non contractile des muscles étaient bonnes (0,47 à 0,88). Le CV des mesures de la composante non contractile étaient aussi plus importants que pour les mesures de la composante contractile.

Les valeurs moins bonnes des ICC de la composante non contractile peuvent être expliquées par l'aire plus petite en proportion de la composante non contractile des muscles du tronc de cette cohorte de volontaires jeunes. En pratique cela importe peu car comme nous l'avons vu seule la composante contractile est intéressante pour une analyse biomécanique.

Ce travail nous a permis de valider cet outil qui a été utilisé pour la suite de ce mémoire.

*L'article a été soumis à la revue **European Spine Journal** en juillet 2006.*

De multiples applications de cet outil peuvent être envisagées dans la pathologie de la colonne vertébrale. Par exemple l'efficacité d'une rééducation musculaire pourrait être évaluée. Une étude sur l'effet délétère des rhizolyzes sur les muscles postérieurs est programmée. Cet outil peut également être utilisé pour étudier tous les muscles squelettiques.

V. Evaluation des lésions musculaires induites par la chirurgie

V.A. Modifications à l'IRM des muscles érecteurs du rachis suite à une chirurgie lombaire par voie postérieure.

Cette étude a fait l'objet d'un article (annexe 2).

La cohorte de patients opérés a été utilisée dans le cadre de ce travail.

Il a été montré que la chirurgie lombaire par voie postérieure pouvait induire des lésions iatrogéniques sur les muscles erector spinae. Husson et al. ont montré par des biopsies musculaires que la chirurgie entraînait des dégénérescences musculaires (29).

Dans cette étude nous avons voulu quantifier avec notre outil d'évaluation musculaire les changements à l'IRM des muscles erector spinae suite à une chirurgie lombaire par voie postérieure.

Il s'agit d'une étude prospective randomisée de patients subissant une arthrodèse lombaire. La protection possible de ces muscles pendant la chirurgie par utilisation de bloqueurs cholinergiques a également été évaluée.

Vingt patients devant subir une arthrodèse L4-L5 par vissage pédiculaire ont été inclus dans cette étude. L'âge moyen est de 48.9 ans. Dix patients ont eu une anesthésie avec curare et dix patients sans curare. Une IRM a été réalisée pour tous les patients la veille de l'intervention et six mois après l'opération sur la même machine. Des coupes axiales ont été réalisées en séquence T1. Les deux coupes passant juste au dessus et en dessous du matériel d'ostéosynthèse ont été sélectionnées sur le survey de l'IRM postopératoire. Les mêmes coupes correspondantes ont été ensuite sélectionnées sur l'IRM préopératoire. Chaque muscle erector spinae a été contouré avec une souris sur les quatre planches d'IRM. L'aire de la composante contractile des muscles erector spinae a été calculée en fonction du nombre de pixels contourés et de l'intensité du signal de chaque pixel.

L'aire de la composante contractile des muscles erector spinae est peu modifiée juste au dessus d'une arthrodèse lombaire. Elle diminue de 27 % dans la partie distale d'une

arthrodèse lombaire. Les curares n'ont pas montré d'efficacité dans la prévention des dommages musculaires.

Nous avons montré dans cette étude que c'est surtout la partie distale des muscles erector spinae qui subit une involution graisseuse secondairement à une chirurgie. Juste au dessus de l'arthrodèse nous n'avons pas retrouvé de dégénérescence musculaire. Nous pensons que la dégénérescence de la partie distale n'a pas une grande importance d'un point de vue clinique car les haubans musculaires postérieurs sus-jacents au site opératoire sont intacts jusqu'à la zone arthrodésée. L'originalité de cette étude réside dans le fait qu'elle montre que les muscles érecteurs ne sont pas touchés dans leur portion fonctionnelle. Nous pensons que la chirurgie par voie postérieure du rachis lombaire n'est pas aussi délétère que le laisse lire la littérature, sans jamais donner de chiffre quantitatif jusque-là.

Cet article a été accepté à la revue Spine en octobre 2006. Il est sous presse.

Il a fait l'objet d'une communication à la Société Française de Chirurgie du Rachis, Dijon, Juin 2006.

V.B. Prévention des lésions musculaires par le curare

Il a été montré que la chirurgie du rachis lombaire par voie postérieure était responsable de lésions iatrogènes des muscles érecteurs du rachis. La prévention de ces lésions par une curarisation peropératoire n'a jamais été évaluée. Nous avons voulu quantifier les altérations musculaires à la période péri opératoire. L'effet protecteur éventuel de l'utilisation de curare lors de l'anesthésie a été recherché.

Cette étude a fait l'objet d'un article (annexe 3).

La cohorte de patients opérés a été utilisée pour ce travail.

Dans cet article l'aspect biomécanique n'est pas évoqué. Cependant toute modification histologique du muscle se traduit par une modification de ses propriétés mécaniques. Les corrélations entre histologie musculaire et propriétés contractiles du muscle ne sont pas clairement précisées dans la littérature et dépassent le cadre de ce travail. Il nous a semblé néanmoins que la description de ces altérations musculaires et leurs éventuelles préventions devaient être prise en compte.

Il s'agit d'une étude prospective randomisée de vingt patients opérés d'une arthrodèse lombaire. Dix patients ont eu une anesthésie avec curare et dix patients sans curare. Plusieurs paramètres ont été évalués : l'augmentation de la pression intramusculaire lors de l'intervention engendrée par les écarteurs, les lésions histologiques précoces sur les muscles erector spinae, la mesure du taux sérique des iso-enzymes de la créatine phosphokinase qui sont des produits de dégradation musculaire, l'évaluation de la douleur en post opératoire.

La pression intramusculaire (PIM) du multifidus a été monitorée pendant l'intervention. Une biopsie du muscle multifidus a été réalisée à la fin de l'intervention pour une étude histologique. Le taux sérique de l'iso-enzyme MM de la créatinephosphokinase (CPK-MM) a été mesuré à 24h postopératoire. La douleur post-opératoire a été évaluée par les EVA et la consommation de morphine pendant les 24 premières heures.

Nous avons dans ce travail montré que l'utilisation d'un écarteur autostatique lors de la chirurgie lombaire est responsable d'une augmentation importante de la pression intramusculaire. Dans les deux groupes de patients il existe une augmentation de la pression intramusculaire lors de l'intervention jusqu'à 120 mmHg, responsable de lésions musculaires histologiques. Les taux sériques des iso-enzymes de la créatine phosphokinase sont moins élevés dans le groupe de patients curarisés mais sans différence significative et enfin les douleurs post opératoires sont similaires. Nous n'avons donc pas retrouvé de différences significatives entre les deux groupes de patients.

Cette étude nous a permis de montrer que l'utilisation de curare lors de l'anesthésie n'était pas efficace pour protéger les lésions des muscles erector spinae induites par la chirurgie.

Cet article a été accepté à la revue Spine en juin 2006. Il est sous presse.

Il a fait l'objet d'une communication à la Société Française de Chirurgie du Rachis, Dijon, Juin 2006.

VI. Interactions entre muscles et posture

VI.A. Corrélation entre la lordose lombaire, l'incidence pelvienne et les muscles du tronc.

Nous avons recherché dans cette étude les corrélations existantes entre les angulations régionales des vertèbres lombaires, la lordose lombaire, l'incidence pelvienne et les muscles du tronc. Un rappel des mesures de la lordose lombaire et des angulations régionales est fait en annexe 5.

Cette étude a fait l'objet d'un article (annexe 4).

La cohorte de sujets volontaires a été utilisée dans le cadre de ce travail. Les radiographies et les IRM ont été analysées d'une part avec l'outil spineview* pour chiffrer l'angulation régionale de chaque vertèbre lombaire, la lordose L1-S1 et les paramètres pelviens, et d'autre part avec l'outil d'évaluation de la musculature du tronc par IRM pour mesurer l'aire de la section musculaire et l'aire de la composante contractile de la section musculaire des muscles du tronc sur une coupe passant par L4.

Un des buts de ce travail est d'améliorer la prise en charge des patients présentant une fracture ou une séquelle de fracture de la colonne vertébrale. Comme nous l'avons vu la majorité des fractures de la colonne vertébrale surviennent au niveau de la charnière thoracolombaire ou au niveau du rachis lombaire. La gravité de la lésion sur le plan de la statique rachidienne est évaluée en mesurant l'angulation régionale : c'est l'angle formé par la parallèle au plateau supérieur de la vertèbre sus jacente à la vertèbre fracturée, et la parallèle au plateau inférieur de la vertèbre sous jacente (figure 6.A). Cet angle peut être comparé à des valeurs normales, qui ont été rapportées par Stagnara et al. pour chaque niveau vertébral (73). Le clinicien peut alors calculer l'angulation régionale traumatique :

ART = angulation régionale – valeur de référence du niveau lésé.

Pour corriger la fracture le clinicien doit réduire la déformation de la valeur de l'ART.

Nous avons énoncé lors d'une table ronde sur le traitement des fractures du rachis thoracolombaire que l'angulation régionale traumatique ne devait plus être utilisée (SFCR, Dijon, Juin 2006). En effet les valeurs de Stagnara et al. ne sont pas des valeurs normatives car il existe des écarts interindividus très importants. Sans radiographie de référence réalisée avant l'accident le clinicien ne sait donc pas quelle lordose exacte avait le segment lésé (figure 6.A).



Figure 6.A : Fracture de L1. L'angulation régionale est mesurée à 30°. Si une intervention chirurgicale est décidée, quelle angulation régionale L1 doit être redonnée au patient ?

Nous avons donc recherché dans ce travail si les connaissances fondamentales de la musculature du patient, les paramètres pelviens morphologiques, pouvaient aider le clinicien à évaluer de façon plus précise que par l'utilisation des valeurs moyennes de Stagnara et al. la lordose optimale à redonner à la vertèbre fracturée.

Cet article a été soumis à la Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Locomoteur en septembre 2006.

VI.B. Comparaisons des paramètres musculaires, des paramètres pelviens et de la lordose lombaire chez des sujets volontaires et des patients opérés d'une pathologie dégénérative à l'étage L4-L5.

Nous avons voulu pour clore ce travail comparer les paramètres musculaires et les paramètres pelviens ainsi que la lordose lombaire dans les deux cohortes qui ont servi de cadre à cette thèse.

« Groupe sujets sains »

La première série de sujets sains volontaires comprend 15 hommes et 15 femmes (âge $25,7 \pm 5,8$ ans [moyenne \pm SD], indice de masse corporelle $22,2 \pm 2,4$). Une IRM lombaire et des radiographies du rachis de face et de profil ont été réalisées chez ces sujets.

« Groupe patients »

La deuxième série de patients opérés comprend 20 patients ayant subi une arthrodèse lombaire à l'étage L4-L5. Il s'agissait de 10 hommes et de 10 femmes, (âge $48,9 \pm 12,5$ ans [moyenne \pm SD], indice de masse corporelle $26,6 \pm 4,3$). Une IRM lombaire et des radiographies préopératoires du rachis de face et de profil ont été réalisées. De nouvelles radiographies ont été effectuées 3 jours après l'intervention chirurgicale et un an après l'intervention.

Les tableaux 6-1 et 6-2 indiquent les valeurs des aires des muscles erector spinae et psoas major sur une coupe IRM axiale passant par L4 dans ces deux cohortes.

Le tableau 6-3 indique les valeurs des paramètres pelviens et de la lordose lombaire pour le groupe sujets sains.

Les tableaux 6-4, 6-5 et 6-6 indiquent les valeurs des paramètres pelviens et de la lordose lombaire pour le groupe patients en préopératoire, en postopératoire et au recul de 1 an.

	ASM	ACCSM	% TC
erector spinae	2727mm ² (651)	2424 mm ² (688)	89 %
psaos major	1653 mm ² (601)	1607 mm ² (602)	97%
Rapport E/F	1,64 (0,42)	1,51 (0,39)	

Tableau 6-1 : valeurs de l'aire de la section musculaire (ASM), de l'aire de la composante contractile de la section musculaire (ACCSM) des muscles erector spinae et psaos major et du rapport erector spinae / psaos major (rapport E/F) chez les sujets sains.

	ASM	ACCSM	% TC
erector spinae	2823mm ² (496)	2188 mm ² (408)	78 %
psaos major	1267 mm ² (460)	1243 mm ² (451)	98%
Rapport E/F	2,49 (0,86)	1,93 (0,60)	

Tableau 6-2 : valeurs de l'aire de la section musculaire (ASM), de l'aire de la composante contractile de la section musculaire (ACCSM) des muscles erector spinae et psaos major et du rapport erector spinae / psaos major (rapport E/F) pour le groupe patients.

Version pelvienne	13° (6)
Pente sacrée	42° (8)
Incidence	54° (10)
Lordose L1S1	62° (10)

Tableau 6-3 : mesure des paramètres pelviens et de la lordose L1-S1 pour les sujets sains.

Version pelvienne	18° (11)
Pente sacrée	39° (9)
Incidence	57° (18)
Lordose L1S1	51° (13)

Tableau 6-4 : mesure *préopératoire* des paramètres pelviens et de la lordose L1-S1 pour le groupe patients.

Version pelvienne	19° (10)
Pente sacrée	40° (10)
Incidence	59° (17)
Lordose L1S1	53° (13)

Tableau 6-5 : mesure *postopératoire* des paramètres pelviens et de la lordose L1-S1 pour le groupe patients.

Version pelvienne	19° (11)
Pente sacrée	39° (10)
Incidence	58° (16)
Lordose L1S1	52° (12)

Tableau 6-6 : mesure *à 1 an postopératoire* des paramètres pelviens et de la lordose L1-S1 pour le groupe patients.

Nous avons utilisé les équations qui déterminent la valeur de la lordose L1-S1 quand varie le paramètre incidence ou bien quand varient les paramètres incidence pelvienne et rapport E/F (*ces équations ont été calculées dans l'article n° 4*).

Variations de la lordose L1-S1 en fonction de l'incidence :

$$L1-S1 = 0,54 * Incidence + 32,56$$

Variations de la lordose L1-S1 en fonction de l'incidence et du rapport E/F :

$$L1S1 = 0,33 * Incidence + 13,08 * E/F + 22,39$$

Nous avons essayé de valider ces équations par confrontation des valeurs prédites avec les valeurs mesurées. Pour les sujets sains nous avons calculé la lordose lombaire L1-S1 en fonction soit de l'incidence pelvienne soit de l'incidence pelvienne et du rapport E/F, en utilisant les formules sus-décrites. L'écart entre les valeurs obtenues par ce calcul et les valeurs mesurées sur les radiographies a ainsi été obtenu. Le même calcul a été fait pour le groupe patients, en préopératoire, en postopératoire et au recul de 1 an.

L1S1	A incidence+E/F	5,4° (3,8)
	B incidence	6,7° (5,0)

Sujets sains : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence et le rapport E/F. B : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence.

L1S1	A incidence+E/F	11,8° (8,1)
	B incidence	9,5° (6,2)

Groupe patients ***en préopératoire*** : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence et le rapport E/F. B : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence.

L1S1	A incidence+E/F	9,9° (9,7)
	B incidence	7,0° (10,6)

Groupe patients *en postopératoire* : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence et le rapport E/F. B : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence.

L1S1	A incidence+E/F	9,7° (9,3)
	B incidence	7,1° (10,3)

Groupe patients *au recul* : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence et le rapport E/F. B : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence.

Discussion

La cohorte de sujets opérés est de vingt ans plus âgée en moyenne que la cohorte de sujets volontaires. Le rapport erector spinae / psoas major est modérément augmenté chez les patients plus âgés. Pourtant de nombreux articles ont précisé que les muscles érecteurs du tronc étaient moins efficaces avec l'âge et subissaient une involution graisseuse (2.12.19.48.81). Nos résultats sont concordants avec cette affirmation : l'aire des muscles erector spinae est similaire chez les sujets jeunes et chez les sujets plus âgés, par contre le pourcentage de tissu contractile est nettement moindre chez les patients plus âgés que chez les sujets jeunes (78% versus 89%). L'aire de la composante contractile diminue de 8%. Nos résultats montrent que la composante contractile du muscle psoas major reste très élevée. Par contre l'aire de ce muscle diminue de 25% avec l'âge. Il en résulte une diminution significativement plus importante ($p = 0,01$) de l'aire de la composante contractile de la section musculaire du muscle psoas major que de l'aire de la composante contractile de la section musculaire du muscle erector spinae, expliquant la légère augmentation du rapport E/F avec l'âge. Les patients opérés ne présentaient pas de troubles majeurs de la statique rachidienne. Ces patients ont été opérés pour une pathologie dégénérative à l'étage L4-L5. L'étude de ce rapport E/F serait intéressante à mesurer chez les patients présentant une diminution de la lordose lombaire marquée, en particulier les patients souffrant de cyphose arthrogénique. En effet chez ces patients il est toujours retrouvé une dégénérescence importante des muscles erector spinae. Le débat sur l'étiopathogénie de ces cyphose arthrogénique n'est pas clos : est-ce que la dégénérescence des muscles érecteurs, responsable d'une diminution du bras de levier postérieur, est responsable de la cyphose ? Ou est-ce que la cyphose, entraînant un étirement et un mauvais fonctionnement des muscles erector spinae est responsable de leur dégénérescence ? L'étude du rapport E/F pourrait nous aider à comprendre le primum novens de cette affection. S'il reste élevé, l'hypothèse d'une altération initiale de la statique vertébrale pourrait être retenue. S'il est diminué, l'hypothèse d'une dégénérescence initiale des muscles erector spinae serait vraisemblable. Dans ce dernier cas, l'incompétence des muscles erector spinae pourrait expliquer certains échecs de correction chirurgicale des cyphoses arthrogéniques. En effet on peut se demander si la correction chirurgicale de ces déformations n'est pas

vouée à l'échec lorsque les muscles postérieurs sont inefficaces et ont entraîné une cyphose secondaire. Dans ce cas le patient rééquilibré par une opération risque de présenter une récurrence de la cyphose par incompétence des muscles erector spinae.

Les paramètres pelviens du groupe sujets sains du groupe patients ont des valeurs similaires. Par contre la lordose lombaire préopératoire du groupe patients est moins importante que la lordose lombaire des sujets sains. D'autre part l'écart entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et les valeurs calculées en prenant en compte l'incidence ou l'incidence et le rapport E/F est nettement majoré en préopératoire dans le groupe patients par rapport aux sujets sains. Cet écart est pour tous les patients opérés dans le même sens : la lordose mesurée est inférieure à la lordose calculée. Le groupe patients est donc hypolordosé par rapport à la cohorte de sujets sains. Plusieurs explications peuvent être avancées : d'une part la population de sujets opérés est plus âgée que la population de sujets sains. Or il a été montré que la lordose lombaire diminuait avec l'âge (31). D'autre part ces patients ont un segment L4-L5 pathologique, qui a nécessité une intervention chirurgicale. Or un affaissement du disque L4-L5 diminue la lordose de ce segment. Enfin les patients lombalgiques ont souvent une attitude antalgique en légère cyphose pour limiter les pressions au niveau des articulations postérieures et pour agrandir les dimensions du canal vertébral et des foramens.

En postopératoire les paramètres pelviens du groupe patients ne sont pas modifiés. La lordose L1-S1 augmente de façon très modérée et l'écart entre les valeurs mesurées de la lordose lombaire L1-S1 et les valeurs calculées en prenant en compte l'incidence ou l'incidence et le rapport E/F reste majoré. Il n'y a pas de modifications au recul de 1 an. L'intervention chirurgicale n'a pas « normalisé » cette lordose lombaire. Ce n'était certes pas le but de l'intervention, qui était d'effectuer une décompression neurologique. Mais seul le suivi prospectif de cette cohorte de patients, en décelant d'éventuelles complications mécaniques induites par l'hypolordose résiduelle, nous renseignera sur la nécessité de relordoser ces patients sur le segment fusionné.

VII. conclusion

Les muscles du tronc, la forme et la position du bassin, jouent un rôle fondamental dans l'équilibre de la colonne vertébrale. Mais les relations entre les paramètres musculaires, les paramètres pelviens et la posture sont peu décrites dans la littérature. L'utilisation d'un outil d'évaluation musculaire nous a permis d'augmenter l'état des connaissances fondamentales sur les muscles du tronc et leurs interactions avec la posture.

– Nous avons quantifié les lésions induites par une chirurgie postérieure sur les muscles erector spinae : Dans la partie distale de la zone opératoire la composante contractile de l'aire de ces muscles diminue de près de 30 %. A l'inverse dans la partie proximale de la zone opératoire la composante contractile reste intacte. L'utilisation de curare pour protéger les muscles erector spinae n'a pas montré d'efficacité.

– Cet outil nous a permis de montrer qu'il existe une corrélation chez des sujets sains entre d'une part le rapport aire du muscle erector spinae / aire du muscle psoas major sur une coupe passant par L4 et d'autre part la lordose lombaire L1-S1 et les angulations régionales de chaque vertèbre lombaire. L'incidence pelvienne est malgré tout le paramètre le plus important à prendre en compte dans le traitement chirurgical d'une déformation de la colonne vertébrale au niveau lombaire. Nous avons proposé une équation permettant de calculer la lordose lombaire optimale à redonner au patient en fonction de son incidence pelvienne. Pour un cal vicieux ou une fracture d'une vertèbre lombaire nous avons proposé une équation permettant de calculer l'angulation régionale de la vertèbre optimale à redonner au patient en fonction de son incidence pelvienne.

Les propriétés mécaniques du muscle n'ont pas été prises en compte dans cette étude en raison d'un manque de connaissances actuelles sur les relations entre imagerie et propriétés mécaniques d'un tissu musculaire. La poursuite des études histologiques

initiées dans ce travail doit nous permettre de mieux connaître ces relations entre l'intensité du signal musculaire à l'IRM et la force contractile du tissu.

Une approche volumique des muscles du tronc n'a pas été réalisée dans ce travail : nous avons calculé l'aire de la section des différents muscles du tronc sur une coupe axiale d'IRM. Néanmoins la base de données collectée dans ce travail doit permettre d'affiner la modélisation des muscles du tronc et permettre une étude tridimensionnelle complète.

Le choix de développer un outil d'évaluation musculaire par un calcul d'aire de section sur des coupes axiales d'IRM nous paraît néanmoins pertinent car il nous a permis de proposer un outil d'évaluation simple, avec un protocole d'utilisation qui est clairement défini et validé, et qui peut être utilisé en pratique clinique.

VIII. Bibliographie

1. Aubin CE, Descrimes JL, Dansereau J, Skalli W, Lavaste F, Labelle H. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Ann Chir.* 1995;49:749-61. French.
2. Airaksinen O, Herno A, Kaukanen E, Saari T, Sihvonen T, Suomalainen O. Density of lumbar muscles 4 years after decompressive spinal surgery. *Eur Spine J.* 1996;5:193-7.
3. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine.* 2004;29:E515-9.
4. Beausejour M, Aubin CE, Feldman AG, Labelle H. Simulation of lateral bending tests using a musculoskeletal model of the trunk. *Ann Chir.* 1999;53:742-50. French.
5. Beneke R, Neuerburg J, Bohndorf K. Muscle cross-section measurement by magnetic resonance imaging. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991;63:424-9.
6. Bogduk N, Macintosh JE, Pearcy MJ. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine.* 1992;17:897-913.
7. Champain S, Benchikh K, Nogier A, Mazel C, Guise JD, Skalli W. Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies. *Eur Spine J.* 2006;15:982-91.
8. Cheng CK, Chen HH, Kuo HH, Lee CL, Chen WJ, Liu CL. A three-dimensional mathematical model for predicting spinal joint force distribution during manual liftings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13(1 Suppl 1):S59-S64.
9. Cholewicki J, McGill SM, Norman RW. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach. *J Biomech.* 1995;28:321-31
10. Cooper RG, St Clair Forbes W, Jayson MI. Radiographic demonstration of paraspinal muscle wasting in patients with chronic low back pain. *Br J Rheumatol.* 1992;31:389-94.
11. Dangaria TR, Naesh O. Changes in cross-sectional area of psoas major muscle in unilateral sciatica caused by disc herniation. *Spine.* 1998;23:928-31.

12. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J.* 2000;9:266-72.
13. Delmas A. Types rachidiens de statique corporelle. *Revue de morphologie humaine.* 1951:27-32.
14. Descrimes JL, Aubin CE, Skalli W, Zeller R, Dansereau J, Lavaste F. Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique : aspects mécaniques. *Rachis* 1995;7:301-14.
15. Dumas GA, Poulin MJ, Roy B, Gagnon M, Jovanovic M. Orientation and moment arms of some trunk muscles. *Spine.* 1991;16:293-303.
16. Flicker PL, Fleckenstein JL, Ferry K, Payne J, Ward C, Mayer T, Parkey RW, Peshock RM. Lumbar muscle usage in chronic low back pain. Magnetic resonance image evaluation. *Spine.* 1993;18:582-6.
17. Frontera WR, Meredith CN, O'Reilly KP, Knuttgen HG, Evans WJ. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol.* 1988;64:1038-44.
18. Gejo R, Matsui H, Kawaguchi Y, Ishihara H, Tsuji H. Serial changes in trunk muscle performance after posterior lumbar surgery. *Spine.* 1999;24:1023-8.
19. Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, Blanke KB, Mc Eney KW. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine* 1995;20:1351-8.
20. Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein JN, Gilbertson LG. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine.* 1993;18:1531-41.
21. Gracovetsky SA, Marriott A, Richards MP, Newman NM, Asselin S. The impact of inefficient clinical diagnosis on the cost of managing low back pain. *J Healthc Risk Manag.* 1997;17:21-31.
22. Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:650-9.
23. Guigui P, Lambert P, Lassale B, Deburge A. Long-term outcome at adjacent levels of lumbar arthrodesis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1997;83:685-96.

24. Han JS, Goel VK, Ahn JY, Winterbottom J, McGowan D, Weinstein J, Cook T. Loads in the spinal structures during lifting: development of a three-dimensional comprehensive biomechanical model. *Eur Spine J.* 1995;4:153-68.
25. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbar multifidus muscle. Comparison of two different modalities. *Spine.* 1995;20:54-8.
26. Holmback AM, Askaner K, Holtas S, Downham D, Lexell J. Assessment of contractile and noncontractile components in human skeletal muscle by magnetic resonance imaging. *Muscle Nerve.* 2002;25:251-8.
27. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlson H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Disord.* 1993;6:114-23.
28. Humphrey AR, Nargol AV, Jones AP, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J.* 2005;14:175-84.
29. Husson JL, Poncer R, Missouri F, Lancien G, Lambotte JC, Ferte L. Modifications histologiques de la musculature vertébrale après abord postérieur du rachis lombosacré. Masson Ed. Paris, 1993.
30. Jackson RP, Kanemura T, Kawakami N, Hales C. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine* 2000;25:575-586.
31. Jackson RP, Peterson MD, McMaunus AC, Hales C. Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. *Spine* 1998;23:1750-67.
32. Jorgensen MJ, Marras WS, Gupta P, Waters TR. Effect of torso flexion on the lumbar torso extensor muscle sagittal plane moment arms. *Spine J.* 2003;3:363-9.
33. Jorgensen MJ, Marras WS, Gupta P. Cross-sectional area of the lumbar back muscles as a function of torso flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:280-6.
34. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery: a histologic and enzymatic analysis. *Spine* 1996;21:941-4.
35. Keller A, Brox JI, Gunderson R, Holm I, Friis A, Reikeras O. Trunk muscle strength, cross-sectional area, and density in patients with chronic low back pain

- randomized to lumbar fusion or cognitive intervention and exercises. *Spine*. 2003;29:3-8.
36. Keller A, Gunderson R, Reikeras O, Brox JJ. Reliability of computed tomography measurements of paraspinal muscle cross-sectional area and density in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2003;28:1455-60.
37. Kent-Braun JA, Ng AV, Young K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. *J Appl Physiol*. 2000;88:662-8.
38. Kim HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S, Song MY. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *Eur Spine J*. 2006;15:409-14.
39. Kim DY, Lee SH, Chung SK, Lee HY. Comparison of multifidus muscle atrophy and trunk extension muscle strength: percutaneous versus open pedicle screw fixation. *Spine*. 2005;30:123-9.
40. Koubaa WZ, Defives T, Pierunek M, Simonet J, Skalli W, Lavaste F. Modélisation tridimensionnelle par éléments finis de la jonction thoraco-lombaire. *Rachis* 1995;7:181-96.
41. Lamminen AE, Tantt JI, Sepponen RE, Suramo IJ, Pihko H. Magnetic resonance of diseased skeletal muscle: combined T1 measurement and chemical shift imaging. *Br J Radiol* 1990;63:591-6.
42. Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J Biomech*. 1992;25:1153-64.
43. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence : A fundamental pelvic parameter for three dimensional-regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J* 1998;7:99-103.
44. Macintosh JE, Bogduk N. The attachments of the lumbar erector spinae. *Spine*. 1991;16:783-92.
45. Marras WS, Davis KG, Ferguson SA, Lucas BR, Gupta P. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine*. 2001;26:2566-74. Erratum in: *Spine* 2002;27:118.
46. Marras WS, Granata KP. Spine loading during trunk lateral bending motions. *J Biomech*. 1997;30:697-703.

47. Marras WS, Jorgensen MJ, Granata KP, Wiand B. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16:38-46.
48. Mayer TG, Vanharanta H, Gatchel RJ, Mooney V, Barnes D, Judge L, Smith S, Terry A. Comparison of CT scan muscle measurements and isokinetic trunk strength in postoperative patients. *Spine*. 1989;14:33-6.
49. McGill SM. A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *J Biomech*. 1992;25:395-414.
50. McGill SM, Juker D, Axler C. Correcting trunk muscle geometry obtained from MRI and CT scans of supine postures for use in standing postures. *J Biomech*. 1996;29:643-6.
51. McGill SM, Norman RW. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine*. 1986;11:666-78.
52. Mitsiopoulos N, Baumgartner RN, Heymsfield SB, Lyons W, Gallagher D, Ross R. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *J Appl Physiol*. 1998;85:115-22.
53. Money V, Gulick J, Perlman M, Levy D, Pozos R, Leggett S, Resnick D. Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. *J Spinal Disord*. 1997;10:348-56.
54. Nussbaum MA, Chaffin DB. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. *J Biomech*. 1998;31:667-72.
55. Parkkola R, Rytokoski U, Kormano M. Magnetic resonance imaging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine*. 1993;18:830-6.
56. Peltonen JE, Taimela S, Erkintalo M, Salminen JJ, Oksanen A, Kujala UM. Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength--a longitudinal study in adolescent girls. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1998;77:66-71.
57. Phoenix J, Betal D, Roberts N, Helliwell TR, Edwards RH. Objective quantification of muscle and fat in human dystrophic muscle by magnetic resonance image analysis. *Muscle and Nerve* 1996;19:302-10.

58. Poelstra KA, Eijkelkamp MF, Veldhuizen AG. The geometry of the human paraspinal muscles with the aid of three-dimensional computed tomography scans and 3-Space Isotrak. *Spine*. 2000 Sep 1;25:2176-9.
59. Pomeroy V. Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc : relation entre musculature, troubles posturaux et surcharges vertébrales [thèse]. Paris : ENSAM ; 2002.
60. Pomeroy V, Vital JM, Lavaste F, Imbert G, Skalli W. Muscular modelling: relationship between postural default and spine overloading. *Stud Health Technol Inform*. 2002;88:321-5.
61. Portier L, Thibault A, Skalli W, Santin JJ, Zeller R, Lavaste F. Approche d'une modélisation globale, tridimensionnelle par éléments finis, du rachis pour l'étude de la scoliose. *Rachis* 1993;5:227-32.
62. Potvin JR, McGill SM, Norman RW. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine*. 1991 Sep;16:1099-107.
63. Rillardon L, Levassor N, Guigui P, Wodecki P, Cardinne L, Templier A, Skalli W. Validation d'un outil de mesure des paramètres pelviens et rachidiens de l'équilibre sagittal du rachis. *Rev Chir Orthop* 2003;89:218-27.
64. Robin S, Skalli W, Lavaste F. Influence of geometrical factors on the behavior of lumbar spine segments: a finite element analysis. *Eur Spine J*. 1994;3:84-90.
65. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine*. 2005;30:346-53.
66. Salminen JJ, Erkintalo-Tertti MO, Paajanen HE. Magnetic resonance imaging findings of lumbar spine in the young: correlation with leisure time physical activity, spinal mobility, and trunk muscle strength in 15-year-old pupils with or without low-back pain. *J Spinal Disord*. 1993;6:386-91.
67. Savage RA, Millerchip R, Whitehouse GH, Edwards RH. Lumbar muscularity and its relationship with age, occupation and low back pain. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1991;63:265-8.
68. Schultz A, Galante J. A mathematical model for the study of the human vertebral column: computational techniques. *J Biomech* 1970;6:373-83;

69. Shirazi-Adl A, El-Rich M, Pop DG, Parnianpour M. Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads--application of kinematics-based algorithm. *Eur Spine J.* 2005;14:381-92.
70. Skalli W, Lavaste F. Informatique et modélisation statique et dynamique du rachis. In : *Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur, Cahiers d'enseignement de la SOFCOT*, Elsevier Ed, Paris, 2002.
71. Skalli W, Robin S, Lavaste F, Dubousset J. A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model. *Spine.* 1993 ;18:536-45.
72. Staffel F. Die menschlichen haltungstypen und ihre beziehungen zu den ruckgratsverkrümmungen. Weisbaden 1889.
73. Stagnara P. Les déformations du rachis. Paris Ed Masson, 1984.
74. Stokes IA, Gardner-Morse M. Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. *J Biomech.* 1995;28:173-86.
75. Storheim K, Holm I, Gunderson R, Brox JI, Bo K. The effect of comprehensive group training on cross-sectional area, density, and strength of paraspinal muscles in patients sick-listed for subacute low back pain. *J Spinal Disord Tech.* 2003;16:271-9.
76. Takashima ST, Singh SP, Haderspeck KA, Schultz AB. A model for semi-quantitative studies of muscle actions. *J Biomech.* 1979;12:929-39.
77. Templier A. Paramètres et méthodes d'évaluation des implants rachidiens lombaires [thèse]. Paris : ENSAM ; 1998.
78. Tracy MF, Gibson MJ, Szypryt EP, Rutherford A, Corlett. The geometry of the muscles of the lumbar spine determined by magnetic resonance imaging. *Spine.* 1989;14:186-93.
79. Vedantam R, Lenke LG, Keeney JA, Bridwell KH. Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. *Spine* 1998;23(2):211-215.
80. Vital JM, Gille O, Gangnet N. Equilibre sagittal et applications cliniques. *Revue du Rhumatisme* 2004;71:120-128.
81. Voutsinas SA, Mc Ewen GD. Sagittal profiles of the spine. *Clin Orthop* 1986;210:235-42.

82. Zander T, Rohlmann A, Calisse J, Bergmann G. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clin Biomech* 2001;16 Suppl 1:S73-80.

IX. Annexe 1

Reliability of magnetic resonance imaging measurements of the cross-sectional area of trunk muscle contractile and noncontractile components.

O. Gille, E. Jolivet, R. Saintonge, E. Saubusse, V. Dousset, JD. Laredo, JM. Vital, W. Skalli.

Abstract

Study design: This study describes a MRI method for determining the cross-sectional area (CSA) of trunk muscles and their contractile (CCSA) and noncontractile (NCCSA) components.

Objective: to analyze the reliability of this method.

Summary of background data: The authors who have analysed lumbar muscles with MRI. have used the CSA or the muscle signal intensity. Using a computer-based image analysis system we propose to combine these quantitative and qualitative informations for measurement of the CCSA and NCCSA of each trunk muscle.

Methods: T1-weighted images were obtained in the axial plane. Each trunk muscle from 30 volunteers was surrounded on the L4 and T12 levels using a mouse-guided tool by three raters on two occasions. The CSA were calculated from the number of pixels surrounded, the NCCSA and CCSA were calculated from the signal intensity of each pixel. All values were recorded. For each muscle, the agreement was evaluated by an intraclass correlation coefficient (ICC) and a coefficient of variation (CV).

Results: ICC values for measurements of CSA and CCSA were very good, except for isolated parietal muscles at L4 level and the rectus abdominis at T12 level for which they were good. ICC values for measurements of NCCSA were good. The CV of the NCCSA was also higher than that of the CCSA. This was to be expected because of the relatively small proportion of the area of the NCCSA in the muscles of this young cohort.

Conclusions: Magnetic resonance imaging measurements of trunk muscle cross-sectional area and those of the contractile and noncontractile components are reliable. This method of assessing trunk muscles may have practical clinical applications.

Key words: contractile component, cross-section area muscle; MRI; trunk muscles

Introduction

Extensive studies on the function of lumbar muscles exist in the literature. It has been established that they play an important role in maintaining the sagittal balance of the vertebral column (16.23) and that weakening of the lumbar muscles is correlated with chronic low back pain (1.2.14.27.29). Similarly, it has been shown that strengthening exercises improves the status of the lumbar muscles and reduces low back pain (18.28.31). Other studies have demonstrated that lumbar surgery through a posterior approach can lead to lumbar muscle changes (1.11.22). Most of these studies involved the erector spinae muscles.

To analyze the lumbar muscles, clinicians have employed various means including measurement of muscular strength with force measuring devices (8.11.22), measurement of the electromyographic signal (15.26), measurement of the cross-sectional area (CSA) of the muscles with ultrasound studies (12), computed tomographic (CT) scans (6.14.19.24.31) or magnetic resonance imaging (MRI) (2.5.22.27.28.30), measurements of muscle signal intensity with CT (1.6.14.19.24.31) or MRI (8.11.22.27.29).

MRI is increasingly used to study skeletal muscles in healthy subjects and patients with muscular disorders. This examination, which is non-invasive with no ionizing radiation, can provide quantitative and qualitative information on these muscles. We report an MRI technique for evaluating trunk muscles. This technique takes both on MRI axial slices the CSA and the muscles signal intensity into account. Using a computer-based image analysis system developed by the ENSAM Biomechanics Laboratory in Paris, we combined MRI data measuring the muscle CSA, which was separated into the contractile component (CCSA) and non-contractile component (NCCSA), i.e., the muscular fat and connective tissue.

The purpose of this study was to analyze the reliability of this method of measuring the CSA, CCSA and NCCSA of trunk muscles on MRI axial slices through L4 and through T12.

Materials and methods

Patients and Study Design. Thirty volunteer subjects were enrolled in this study. There were 15 males (age 26.9 ± 5.8 [mean \pm SD] height 178.0 ± 8.5 weight 76.5 ± 11.2) and

15 females (age 24.0 ± 2.3 height 164.9 ± 5.9 weight 55.1 ± 6.5). Patients with neuromuscular dysfunction, inflammatory disease, chronic low back pain, spinal deformity, previous vertebral fractures or prior spine surgery were excluded from the study. Written informed consent was obtained from each subject, and the Ethics Committee for Medical Research in Health approved the study. MRI of the trunk was obtained with a receiver body array coil and a field of view of 390 mm in the register axial plane (Gyrosan Philips Medical System 1.5 Tesla). Images were obtained from subjects in a supine position. Images were T1-weighted with repetition time TR = 650 ms, echo time TE = 13 ms. Twelve slices were obtained starting from the middle of the vertebral body of L4 with a thickness of 4 mm and a 10 mm interslice gap. All images were scanned with a matrix of 512*512, and with a pixel size of 0.76*0.76 mm. Two acquisitions were performed and the total scanning time was 7 min. Images were stored in a DICOM format and analysed on a personal computer. The two slices passing through the middle of the vertebral body of L4 and T12 were selected on the survey image.

Measure of the Cross-sectional Area.

On the L4 slice erector spinae, psoas major, quadratus lumborum, transversus abdominis, internal oblique, external oblique and rectus abdominis muscles were surrounded using a mouse-guided tool (figure 1). On the T12 slice erector spinae, latissimus dorsi, external oblique and rectus abdominis muscles were surrounded. The original software permitted both calculation of the number of pixels in selected areas and measurement of the anatomic CSA of the muscle (pixel size: 0.58 mm²). Secondly, the signal intensity of the contractile tissue was determined using six regions of interest (ROIs) of 1 cm² for the 30 subjects in both psoas major and erector spinae muscles at the L4 level and in both erector spinae at the T12 level. Each ROI selected a non-fatty region of the muscle (figure 1). The data from the 6 ROIs of each subject were pooled and used to produce a muscle group mean signal intensity and associated 5th and 95th percentile confidence limits. The 5th and the 95th percentile were used as the lower and upper limits of normal muscle signal and used in the analysis of the whole slice in order to distinguish between pixels corresponding to normal muscle and those corresponding to abnormal muscles or fat. CCSA was defined as the muscle area corresponding to

pixel values between the 5th and the 95th percentile. NCCSA was defined as the muscle area corresponding to pixel values below the 5th and above the 95th percentile (figure 2).

Data and statistical analyses. For the reliability analyses, each of the two slices (T12 and L4) from the 30 subjects was measured by three raters trained with the technique on two occasions two weeks apart. Each muscle was surrounded and its CSA, NCCSA and CCSA were recorded. The sum of both left and right values gave the final result.

For each muscle, the agreement between two sets of 30 measurements performed by three observers was evaluated by calculating an intraclass correlation coefficient (ICC) as described elsewhere (32). This coefficient expresses the proportion of the global variability that is due to the variability among subjects. It measures the inter- and intra-rater agreement, because in the case of a perfect agreement, the coefficient is equal in one and total variance is constituted only by the variance among subjects, there being no variance between raters. An intra-class coefficient greater than 0.91, or between 0.71 and 0.91, or between 0.51 and 0.70, or less than 0.51 means, respectively, very good agreement, or good agreement, or moderate agreement, or poor agreement. The coefficient of variation (CV) was also calculated. All statistical analyses were performed using the SAS software, version 8.2 (SAS Institute, Inc., Cary, North Carolina, USA).

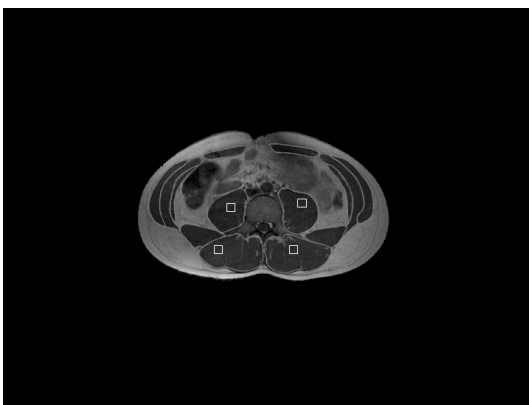


Figure 1. trunk muscles are surrounded on MRI axial slices through L4 and regions of interest are selected in both psoas major and erector spinae muscles.

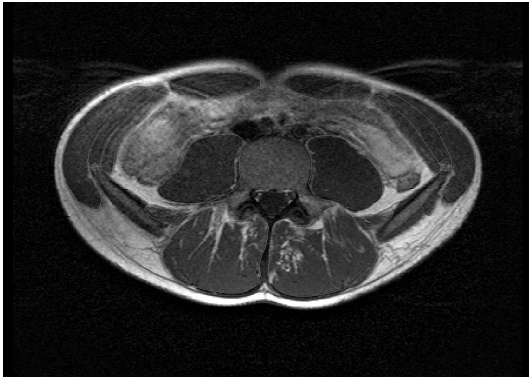


Figure 2. a: trunk muscles are surrounded. b: pixels corresponding to contractile component (CCSA) are in grey. c: pixels corresponding to non-contractile component (NCCSA) are in grey.

Results

The average measurements of each muscle in the thirty subjects are shown in table 1.

The mean muscle signal intensity measured by the three raters was 321 ms (319-324[mini-maxi]) with lower and upper limits of 146 (143-151) and 496 (488-504) ms, respectively.

The ICC and CV are indicated for each muscle in table 2. Regarding the slice through L4, the reliability of the measurement of CSA, CCSA was very good for all the muscles except the parietal muscles (internal oblique, external oblique and transversus abdominis). In contrast, when these parietal muscles are surrounded as a united mass of muscle, the reliability was very good for this group. Regarding the slice through T12, the reliability of the measurements of CSA and CCSA were very good for the erector spinae and latissimus dorsi muscles and good for the rectus abdominis. The reliability of the measurement of NCCSA was always lesser than reliability of the measurement of CSA and CCSA. The CVs were greater for the measurement of the NCCSA than for that of the CCSA.

	CSA		CCSA			NCCSA		
	mean	Sd	mean	Sd	%	mean	Sd	%
Rectus abdominis L4	1233	408	1130	357	92	103	32	8
Erector spinae L4	4702	1123	4180	1187	89	522	96	11
Psoas major L4	2850	1036	2770	1038	97	80	31	3
Quadratus lumborum L4	1276	517	1240	525	97	36	11	3
External oblique L4	1971	546	1850	555	94	121	25	6
Internal oblique L4	1750	711	1680	704	96	70	31	4
Transversus abdominis L4	831	219	800	228	96	32	12	4
Parietal muscles L4	4553	1365	4330	1379	95	223	54	5
Rectus abdominis T12	1114	360	1070	348	96	44	16	4
Erector spinae T12	3125	878	2950	908	94	175	63	6
Latissimus dorsi T12	1634	761	1470	772	90	164	82	10

Table 1: Mean and standard-deviation of CSA, CCSA and NCCSA of the trunk muscles measured on both sides in 30 subjects six times. The percentages of CCSA and NCCSA are given for each muscle.

	CSA		CCSA		NCCSA	
	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV
Rectus abdominis L4	0.91	7,0	0.91	12,1	0.72	52,8
Erector spinae L4	0.95	3,5	0.92	7,5	0.88	27,1
Psoas major L4	0.94	5,2	0.97	5,2	0.74	54,4
Quadratus lumborum L4	0.94	9,6	0.91	12,1	0.75	64,4
External oblique L4	0.82	12,9	0.83	12,8	0.47	90,0
Internal oblique L4	0.87	15,3	0.86	15,5	0.51	112,7
Transversus abdominis L4	0.66	19,0	0.68	19,8	0.47	94,3
Parietal muscles L4	0.97	4,5	0.97	5,4	0.51	82,9
Rectus abdominis T12	0.89	10,1	0.86	13,8	0.84	48,2
Erector spinae T12	0.94	6,5	0.95	7,0	0.82	46,0
Latissimus dorsi T12	0.94	11,0	0.93	12,9	0.63	117,9

Table 2: ICC and CV values for measurements of CSA, CCSA and NCCSA of the trunk muscles at L4 and T12 levels.

Discussion

As various clinical conditions can affect the relative amount of contractile and noncontractile tissue components in human muscle, quantifying these tissue components is of great value. Intramuscular fat content is usually quantified using computed tomography (1.6.14.19.24.31) or MRI (2.5.8.11.22.27.29.30). Macroscopically, there are two cardinal signs of muscle degeneration, which can be easily detected on MRI or CT images: a decrease in the size of the muscles and an increase in the amount of fat deposits (6). Most of the authors have analysed lumbar muscles using MRI. Some of them have studied the CSA (2.5.22.27.28.30), or the muscle signal intensity. Muscle signal intensity can be evaluated in several ways including visual assessment according to the aspect of the muscle (27.29), the mean signal intensity in a region of interest (8.11.22), the mean signal intensity in a muscle (1.19) or applying thresholds with the histogram method (27). Keller et al. have shown that the CSA of erector spinae muscles is correlated to back muscle strength (20). In contrast, according to Mayer et al. (24), even in the presence of a large reduction in trunk muscle strength, there are only very small changes in trunk muscle CSA. However the authors found a significant decrease in the muscle signal intensity indicating fatty infiltration of the muscle. Changes in the CSA of trunk muscles in patients with low back pain have been reported, especially in the multifidus and the psoas muscle (2.4.5.6.27). In contrast, Hultman et al. did not observe a significant difference in CSA between normal subjects and patients with chronic low back pain, but they detected a significant difference in radiologic signal intensity (14). Others studies have shown that in chronic low back pain patients who followed exercises programs, there was a significant increase in muscle signal intensity while the CSA was unchanged (9.18).

These inconsistent results show that the assessment of trunk muscles should take into account the signal intensity of the muscle as well as its cross-sectional area. MRI provides a safe method to determine the different components of the muscle and this technique has become more accessible and simpler to use than in the past. It should be preferred over CT scans. As Holmback et al. (13) proposed for ankle studies, we recommend combining quantitative measurements (CSA) with a qualitative assessment (muscle signal intensity) using MRI to calculate the CCSA and NCCSA.

An important part of the MRI technique for the assessment of contractile and noncontractile components in skeletal muscle is the choice of thresholds of signal intensity. The software calculated and displayed an intensity histogram for the selected region, which typically contained two distinct peaks separated by a region of very low signal. The peak with the lower signal intensity reflects muscle, and the higher intensity peak reflects fat. Previous studies have placed an upper threshold (21) just to the right of the muscle peak (all pixels below this threshold were considered contractile tissue and every pixel above it noncontractile tissue) or both upper and lower thresholds on each side of the muscle peak (13.25). Usually thresholds are set manually by the authors according to the aspect of the histogram of ROIs in the muscle, sometimes refined using ROIs in fatty tissue and/or in a mixed area (13.21). In our study we used an objective thresholding technique to quantify the CCSA, using the percentile method. Several ROIs are necessary because differences in the mean signal intensity among different ROI in the same muscle have been described (19).

Several studies have validated MRI measurements of muscle composition in human cadavers, and concluded that MRI can be used for in vivo measurements of contractile and noncontractile components of human skeletal muscle (3.7.25). The reliability of muscle CSA has been determined from duplicate images obtained on separate occasions and measurements of duplicate images are highly reproducible (3.10.17.25). The reliability of repeated measurements (several days apart) of muscle CSA from the same MR image has also been determined, and found to be very high (7.17.25). Two studies have assessed inter- and intra-rater reliability for different tissue components (13.25). Mitsiopoulos et al. (25) investigated the thigh muscles of six young subjects and found the reliability of both CSA and noncontractile tissue components to be high (ICC > 0.96). Holmback et al. (13) investigated the CCSA and NCCSA of the ankle dorsiflexor muscle compartment of 30 young subjects and found the reliability of CCSA and NCCSA to be excellent with ICC = 0.99 and ICC = 0.82, the coefficients of variation being less than 1.8% and 16%, respectively.

This study describes a new MRI method for determining the cross-sectional area of trunk muscles and their contractile and noncontractile components. T1-weighted MRI was used because this sequence allows to separate the contractile and the noncontractile (fat and connective tissue) components of the muscles. Precision of MRI measurements

requires easy identification of the limits of the muscle on the image. Consequently, the quality of the image will influence the reliability of the measurement and can be optimised by applying suitable protocol parameters. With T1-weighted images, two important parameters are the repetition time and echo time. Those used in this study were similar to those in other studies (2.8.11.22.27.28).

We chose to study the reproducibility of measurements on slices through L4 and slices through T12. Other studies have also involved slices through L4 (1.8.18.27.29.30). Cross-sectional imaging at the L4 level most correctly reflects muscular size of dorsal lumbar muscles because they decrease in size in the cranial direction. The maximum CSA for lumbar muscle has been reported to vary between the L3-L4 and L4-L5 levels (16). In addition, we chose to make measurements on slices through T12 because the thoracolumbar junction is frequently the site of spinal disorders, especially traumatic disorders. To the best of our knowledge, the reliability of measurements of CSA, CCSA and NCCSA using MRI has never been reported in spinal muscles. We found that the ICC values for measurements of CSA and CCSA were very good, except for isolated parietal muscles at L4 level and the rectus abdominis at T12 level, so we judged that determination of intra- and inter-rater ICC values would be superfluous. The limits separating the internal oblique, external oblique and transversus abdominis muscles were typically difficult to distinguish. Even though these muscles do not have the same functional actions, it appeared preferable to measure them together instead of separately in order to improve the reliability of the measurements.

In patients with severe muscular atrophy and fatty infiltration, the muscle borders are irregular and difficult to trace precisely (19). The muscular bundles may be separated by fat and a muscle border may include such fat resulting in a misleading CCSA. However, excluding this type of intramuscular fatty infiltrate when outlining the muscles, as suggested in the literature (1.19.22), renders the technique more fastidious and less reliable. With our technique, if the outline includes the intramuscular fatty tissue, the measurement of the CCSA will not be affected. The CCSA has greater clinical usefulness and the lower reliability of noncontractile components has little clinical or practical implications. The CV of the small NCCSA was higher than that of the large CCSA. This was to be expected because of the relatively small proportion of the area of

the NCCSA in the muscles of young subjects. The smaller the area, the greater was the CV.

Conclusion

The evaluation of trunk muscles should include the cross-sectional area as well as the signal intensity of the muscles. In this study we used a computer-based image analysis system permitting measurements on axial MRI slices of the CSA, CCSA and NCCSA of the trunk muscles. Magnetic resonance imaging measurements of trunk muscle cross-sectional area and those of the contractile and noncontractile components are reliable. This method of assessing trunk muscles may have practical clinical applications.

References

1. Airaksinen O, Herno A, Kaukanen E, Saari T, Sihvonen T, Suomalainen O. Density of lumbar muscles 4 years after decompressive spinal surgery. *Eur Spine J.* 1996;5:193-7.
2. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine.* 2004;29:E515-9.
3. Beneke R, Neuerburg J, Bohndorf K. Muscle cross-section measurement by magnetic resonance imaging. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991;63:424-9.
4. Cooper RG, St Clair Forbes W, Jayson MI. Radiographic demonstration of paraspinal muscle wasting in patients with chronic low back pain. *Br J Rheumatol.* 1992;31:389-94.
5. Dangaria TR, Naesh O. Changes in cross-sectional area of psoas major muscle in unilateral sciatica caused by disc herniation. *Spine.* 1998;23:928-31.
6. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J.* 2000;9:266-72.
7. Engstrom CM, Loeb GE, Reid JG, Forrest WJ, Avruch L. Morphometry of the human thigh muscles. A comparison between anatomical sections and computer tomographic and magnetic resonance images. *J Anat.* 1991;176:139-56.
8. Flicker PL, Fleckenstein JL, Ferry K, Payne J, Ward C, Mayer T, Parkey RW, Peshock RM. Lumbar muscle usage in chronic low back pain. Magnetic resonance image evaluation. *Spine.* 1993;18:582-6.
9. Frontera WR, Meredith CN, O'Reilly KP, Knuttgen HG, Evans WJ. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol.* 1988;64:1038-44.
10. Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Day MK, Lee PL, Kwong-Fu H, Edgerton VR. Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J Orthop Res.* 1992;10:928-34.
11. Gejo R, Matsui H, Kawaguchi Y, Ishihara H, Tsuji H. Serial changes in trunk muscle performance after posterior lumbar surgery. *Spine.* 1999;24:1023-8.

12. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbar multifidus muscle. Comparison of two different modalities. *Spine*. 1995;20:54-8.
13. Holmback AM, Askaner K, Holtas S, Downham D, Lexell J. Assessment of contractile and noncontractile components in human skeletal muscle by magnetic resonance imaging. *Muscle Nerve*. 2002;25:251-8.
14. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlson H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Disord*. 1993;6:114-23.
15. Humphrey AR, Nargol AV, Jones AP, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J*. 2005;14:175-84.
16. Jorgensen MJ, Marras WS, Gupta P. Cross-sectional area of the lumbar back muscles as a function of torso flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18:280-6.
17. Juul-Kristensen B, Bojsen-Moller F, Finsen L, Eriksson J, Johansson G, Stahlberg F, Ekdahl C. Muscle sizes and moment arms of rotator cuff muscles determined by magnetic resonance imaging. *Cells Tissues Organs*. 2000;167:214-22.
18. Keller A, Brox JI, Gunderson R, Holm I, Friis A, Reikeras O. Trunk muscle strength, cross-sectional area, and density in patients with chronic low back pain randomized to lumbar fusion or cognitive intervention and exercises. *Spine*. 2003;29:3-8.
19. Keller A, Gunderson R, Reikeras O, Brox JI. Reliability of computed tomography measurements of paraspinal muscle cross-sectional area and density in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2003;28:1455-60.
20. Keller A, Johansen JG, Hellesnes J, Brox JI. Predictors of isokinetic back muscle strength in patients with low back pain. *Spine*. 1999;24:275-80.
21. Kent-Braun JA, Ng AV, Young K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. *J Appl Physiol*. 2000;88:662-8.
22. Kim DY, Lee SH, Chung SK, Lee HY. Comparison of multifidus muscle atrophy and trunk extension muscle strength: percutaneous versus open pedicle screw fixation. *Spine*. 2005;30:123-9.

23. Marras WS, Jorgensen MJ, Granata KP, Wiand B. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16:38-46.
24. Mayer TG, Vanharanta H, Gatchel RJ, Mooney V, Barnes D, Judge L, Smith S, Terry A. Comparison of CT scan muscle measurements and isokinetic trunk strength in postoperative patients. *Spine*. 1989;14:33-6.
25. Mitsiopoulos N, Baumgartner RN, Heymsfield SB, Lyons W, Gallagher D, Ross R. Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *J Appl Physiol*. 1998;85:115-22.
26. Money V, Gulick J, Perlman M, Levy D, Pozos R, Leggett S, Resnick D. Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. *J Spinal Disord*. 1997;10:348-56.
27. Parkkola R, Rytokoski U, Kormano M. Magnetic resonance imaging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine*. 1993;18:830-6.
28. Peltonen JE, Taimela S, Erkintalo M, Salminen JJ, Oksanen A, Kujala UM. Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength--a longitudinal study in adolescent girls. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1998;77:66-71.
29. Salminen JJ, Erkintalo-Tertti MO, Paajanen HE. Magnetic resonance imaging findings of lumbar spine in the young: correlation with leisure time physical activity, spinal mobility, and trunk muscle strength in 15-year-old pupils with or without low-back pain. *J Spinal Disord*. 1993;6:386-91.
30. Savage RA, Millerchip R, Whitehouse GH, Edwards RH. Lumbar muscularity and its relationship with age, occupation and low back pain. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1991;63:265-8.
31. Storheim K, Holm I, Gunderson R, Brox JJ, Bo K. The effect of comprehensive group training on cross-sectional area, density, and strength of paraspinal muscles in patients sick-listed for subacute low back pain. *J Spinal Disord Tech*. 2003;16:271-9.
32. Vangeneugden T, Laenen A, Geys H, Renard D, Molenberghs G. Applying linear mixed models to estimate reliability in clinical trial data with repeated measurements. *Controlled Clinical Trials* 2004;25:13-30.

X. Annexe 2

Erector spinae muscle changes on MRI following lumbar surgery through a posterior approach

O. Gille, E. Jolivet, V. Dousset, C. Degrise, I. Obeid, JM. Vital, W. Skalli.

Abstract

Study design: Prospective randomized study of patients undergoing lumbar arthrodesis.

Objectives: To quantify MRI changes of the erector spinae following lumbar surgery through a posterior approach and the possible protection of these muscles during surgery by the use of cholinergic blockade.

Summary of background data: It has been shown that lumbar spine surgery through a posterior approach can induce iatrogenic lesions in the erector spinae. We have shown in a previous study that histologic changes on muscular biopsy performed in the multifidus at the end of the surgical procedure were not modified by the use of cholinergic blockade during surgery.

Methods: Twenty patients scheduled to undergo pedicle-screw enhanced L4-L5 arthrodesis were enrolled in this study. Ten patients received curare during anesthesia and ten patients did not. MRI was obtained the day before the operation and at six months follow-up on the same MR scanner. T1-weighted images were obtained in the axial plane. The two slices immediately proximal and distal to the pedicle screw construct on the postoperative MRI were selected. The corresponding slices were selected on the preoperative MRI. Each erector spinae on the four slices was surrounded using a mouse-guided tool. The contractile component of the cross-sectional area (CCSA) was calculated from the number of pixels surrounded and the signal intensity of each pixel.

Results: There was only slight changes in the erector spinae CCSA proximal to a posterior lumbar arthrodesis. Erector spinae CCSA decreased by 27% distal to the arthrodesis. Curare showed no efficacy in preventing muscle damage.

Conclusions: Erector spinae muscle alterations mainly occur distal to posterior lumbar surgical procedures.

Key words: contractile component, cross-section area muscle; lumbar surgery, MRI; trunk muscles

Introduction

Studies have already shown that lumbar surgery through a posterior approach results in erector spinae muscle changes. To analyze lumbar muscles, clinicians have employed various means including histological studies (1-4), measurement of muscular strength with force measuring devices (5-7), measurement of the electromyographic signal (8,9), measurement of the cross-sectional area (CSA) of the muscles with ultrasound studies (10), measurement of the muscle CSA using computed tomographic (CT) scans (11-15) or magnetic resonance imaging (MRI) (7,10,16-19), and measurements of muscle signal intensity with CT (11-15,20) or MRI (5-7,17,21). However, results of these studies have often been inconsistent and there is a paucity of quantitative data on the postoperative muscular alterations in question.

We describe a new MRI technique for evaluating trunk muscles. This technique based on MRI axial slices takes both muscle CSA and muscle signal intensity into account. Using a computer-based image analysis system we combined MRI data measuring the muscle CSA, which was separated into the contractile component (CCSA) and non-contractile component (NCCSA).

The goals of the present study were 1) to evaluate possible protection of these muscles during surgery by the use of cholinergic blockade and 2) to assess the quantitative course of the erector spinae CCSA following lumbar surgery through a posterior approach.

Materials and methods

Twenty patients scheduled to undergo lumbar arthrodesis were included in this study. There were ten men and ten women (average age, 48.9 ± 7.5 years [mean \pm SD]; body mass index, 26.6 ± 4.3). The inclusion criteria of the patients in the study were scheduled pedicle-screw enhanced L4-L5 arthrodesis for degenerative disorders, and age between 40 and 60 years. The exclusion criteria were documented allergy to curare, patients who had a high risk of allergic reactions, personal or family history of malignant hyperthermia, pregnancy, previous lumbar surgery, or an associated neuromuscular disorder.

This was a prospective randomized double-blinded study. Using a randomization table, we separated the patients into two groups, a curare group and a control group (without

curare). In the surgical unit, only the anesthesiology team knew to which group each patient belonged. The study was approved by the local ethics committee and informed consent was obtained from the patients.

Anesthetic protocol:

Induction was achieved using 0.5 mg/kg sufentanil and a Diprifusor™ (Astra Zeneca) device to obtain a target propofol concentration of 4 to 5 mg/ml, providing better hemodynamic stability than one would obtain using bolus injections. Anesthesia was maintained with propofol at the minimum necessary concentration to keep the bispectral index lower than 60 and bolus injections of sufentanil according to the clinical status of the patient. In the patients who received curare, in addition to the standard and bispectral index monitoring (Spacelab-type), we followed the cholinergic blockade (Tofgard) status with train-of-four monitoring applied to the facial nerve. The curare group received a supplemental bolus of 0.5 mg/kg of atracurium for induction and 0.1 mg/kg after the second response of the orbicular eye muscle to train-of-four stimulation. In the recovery room, the curare antagonist neostigmine (40 mg/kg) was systematically administered along with atropine (15-20 mg/kg).

Surgical procedure:

All patients were positioned in the same manner on the operating table on four pads. A 10 cm incision was performed in all the patients. The same self-retaining retractor was used (Richard's retractor, Smith-Nephew, Memphis, Tennessee) and the same distance between the retractor blades (8 cm) was applied in all the patients.

Every patient had stenosis of L4-L5 scheduled for surgical decompression and pedicle-screw-enhanced fusion of that segment. All patients underwent posterolateral grafting with autologous bone. The patients returned to the upright position the day after the operative procedure with the support of an external lumbar orthosis for three months. Active rehabilitation exercises were prescribed at the beginning of the third postoperative month.

MRI protocol:

All patients had MRI the day before their operation and six months postoperatively in the same magnetic resonance imager. MRI of the trunk was obtained with a receiver body array coil and a field of view of 390 mm in the register axial plane (Gyrosan Philips Medical System 1.5 Tesla). Images were obtained from subjects in a supine

position. Images were T1-weighted with repetition time (TR) of 650 ms and echo time (TE) of 13 ms. Twelve slices were obtained starting from the middle of the superior endplate of S1. The slices were 4 mm in thickness and separated by 10 mm interslice gaps. All images were scanned with a matrix of 512*512 and a pixel size of 0.76*0.76 mm. Two acquisitions were performed and the total scanning time was 7 min. Images were stored in a DICOM format and analyzed on a personal computer. The two slices passing just above and below the posterior device on the postoperative MRI were selected on the survey image. The same corresponding slices were selected on the preoperative MRI.

Measure of the contractile cross-sectional area (CCSA):

On each slice erector spinae were surrounded using a mouse-guided tool. The original software developed for this study by the ENSAM Biomechanics Laboratory in Paris permitted both calculation of the number of pixels in selected areas and measurement of the anatomic cross-sectional area of the muscle ($CSA = \text{number of pixels} * \text{pixel size}$). Secondly, the signal intensity of the contractile tissue in the twenty patients was determined using four regions of interest (ROIs) of 1 cm² in the erector spinae muscles. Each ROI was selected in a non-fatty region of the muscle. The data from the four ROIs of each subject were pooled and used to produce a muscle-group mean signal intensity and associated 5th and 95th percentile confidence limits. The 5th and the 95th percentile were used as the lower and upper limits of normal muscle signal and used in order to distinguish between pixels corresponding to normal muscle and those corresponding to abnormal muscles or fat. CCSA was defined as the muscle area corresponding to pixel values between the 5th and the 95th percentile (figures 1 to 4).

Previously, we performed a reliability analysis in thirty healthy subjects using the same MRI protocol. Three raters measured the MRI slices on two occasions two weeks apart. We found that the intra-class coefficient value for measurement of CCSA of erector spinae was 0.92.

Data and statistical analyses:

Comparison of the two groups was performed using the Mann-Whitney nonparametric test. A difference was considered significant for values of $p < 0.05$. All statistical analyses were performed using the SAS software, version 8.2 (SAS Institute, Inc., Cary, North Carolina, USA).

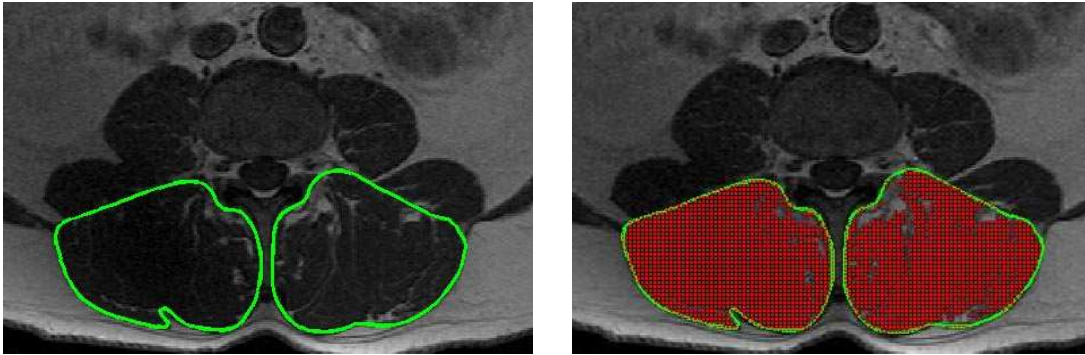


Figure 1. Preoperative MRI slice above the arthrodesis.

- a. Trunk muscles are surrounded on the axial MRI slice immediately proximal to the level of the arthrodesis
- b. Pixels corresponding to contractile component of the cross-sectional area (CCSA) are red.

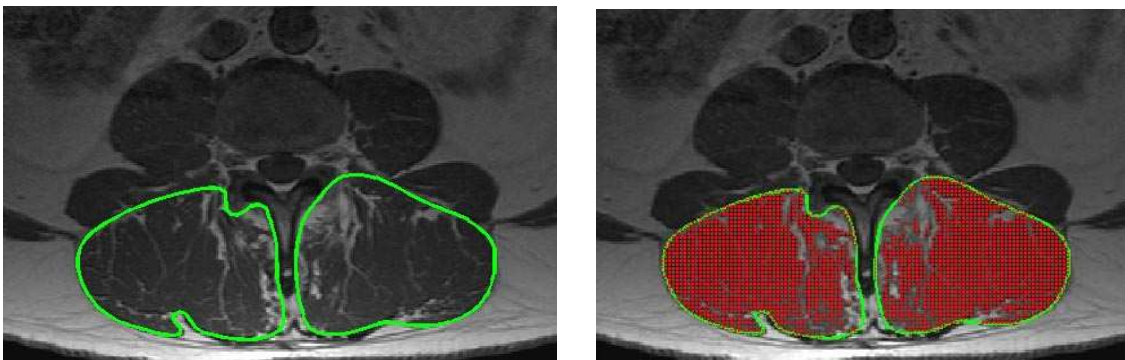


Figure 2. Postoperative MRI slice above to the arthrodesis.

- a. Trunk muscles are surrounded on the axial MRI slice immediately proximal to the level of the arthrodesis
- b. Pixels corresponding to CCSA area are red. There were only slight changes in CCSA compared to the preoperative images.

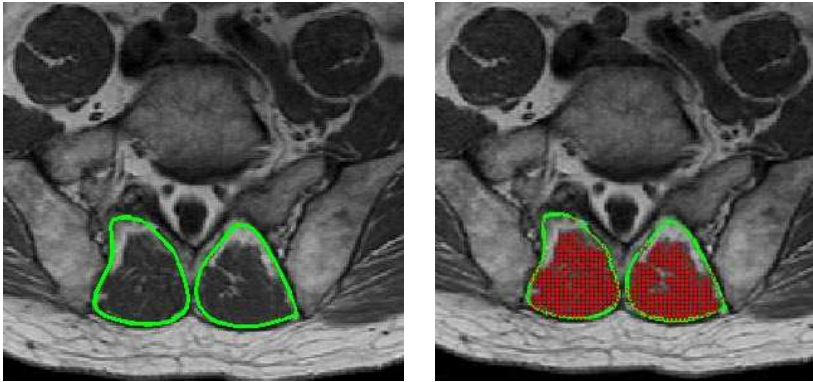


Figure 3. Preoperative MRI slice below the arthrodesis.

- a. Trunk muscles are surrounded on the axial MRI slice immediately distal to the level of the arthrodesis.
- b. Pixels corresponding to CCSA are red.

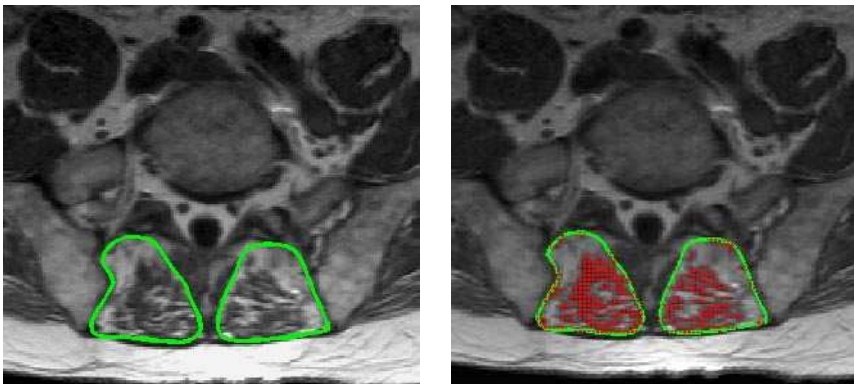


Figure 4. Postoperative MRI slice below the arthrodesis.

- a. Trunk muscles are surrounded on the axial MRI slice immediately distal to the level of the arthrodesis
- b. Pixels corresponding to CCSA area are red.

Compared to the preoperative images, the average decrease in CCSA was 27 %.

Results

The average operating time was 85 ± 18 min [mean \pm SD], the average time of muscle retraction was 58 ± 14 min, and the average operative blood loss was of 250 ± 150 ml. There was no complication due to the use of curare. There was no postoperative infection. There was no difference in age, sex, body mass index, operative duration, or duration of muscular retraction between the two groups.

Group of patients receiving neuromuscular blockers:

At the upper level, the average preoperative CCSA of the erector spinae was 25 cm² and 24 cm² at 6 months follow-up. The average decrease in CCSA was 2%.

At the lower level, the average preoperative CCSA of the erector spinae was 14 cm² and 11 cm² at 6 months follow-up corresponding to an average decrease in CCSA of 24% (table 1).

Group of patients not receiving neuromuscular blockers:

At the upper level, the average preoperative CCSA of the erector spinae was 26 cm² and 24 cm² at 6 months follow-up (average decrease in CCSA, 6%).

At the lower level, the average preoperative CCSA of the erector spinae was 13 cm² and 9 cm² at 6 months follow-up (average decrease in CCSA, 30%) (table 2).

There was no significant difference between the measurements of the two groups at either level (upper level, $p=0.33$; lower level, $p=0.26$).

The decrease in CCSA distal to the arthrodesis was significantly higher than that proximal to it in both groups ($p<0.001$ in the two groups).

	Upper level	Lower level
Preoperative CCSA	25 cm ² (5)	14 cm ² (6)
Postoperative CCSA	24 cm ² (5)	11 cm ² (5)
Decrease	2 %	24 %

Table 1: Mean values (SD) and decrease in the preoperative and postoperative CCSA of the erector spinae on axial MRI just above and just below the area of the arthrodesis *in the curare group*.

	Upper level	Lower level
Preoperative CCSA	26 cm ² (7)	13 cm ² (5)
Postoperative CCSA	24 cm ² (5)	9 cm ² (4)
Decrease	6 %	30 %

Table 2: Mean values (SD) and decrease in the preoperative and postoperative CCSA of the erector spinae on axial MRI just above and just below the area of the arthrodesis *in the group without curare*.

Discussion

It is known that trunk muscle function is altered after spinal surgery through a posterior approach (1.2.6.15). In a series of patients operated for lumbar stenosis with muscle retraction-time more than 80 minutes, extensor muscle strength was reported to be only 50% of normal level six months after surgery (6). The assessment of muscle lesions due to surgery is important, because it has been demonstrated that weakening of the lumbar muscles is correlated with chronic low back pain (11.16.17.20.21).

MRI provides a safe method with no ionizing radiation to determine the different components of the muscle and this technique has become more accessible and simpler to use than in the past. MRI can provide quantitative and qualitative information on these muscles. Macroscopically, there are two cardinal signs of muscle degeneration, which can be easily detected on MRI images: a decrease in the size of the muscles and an increase in the amount of fat deposits (13). The two techniques primarily used in muscle analyses are measurement of the cross-sectional area on axial slices (7.10-19) and measurement of muscle signal intensity (5-7.11-15.17.20.21). Muscle cross-sectional area is generally measured using a pointer to follow muscle contours on axial slices. Muscle signal intensity can be evaluated in several ways including visual assessment according to the aspect of the muscle (17.21), the mean signal intensity in a region of interest (5-7), the mean signal intensity in a muscle (14.20) and applying thresholds with the histogram method (17). Usually thresholds are set manually by the authors according to the aspect of the histogram of ROIs in the muscle. Refinements of this technique have been proposed using ROIs in fatty tissue and/or in a mixed area (22.23).

On postoperative imaging studies, reductions in the cross-sectional area of the spinal muscles as well as changes in muscular signal intensity on CT and MRI have been described (6.7.14.15.20). In a report by Keller et al. no decrease in spinal muscle CSA was observed after surgery, but muscle density determined by CT was adversely affected (14). In contrast, after an average follow-up of twenty months, Kim et al. (7) observed a decrease in the CSA of spinal muscles on MRI after open pedicle screw fixation, but no decrease in CSA after use of percutaneous pedicle screw osteosynthesis. These inconsistent results suggest that the assessment of trunk muscles should take into account the signal intensity of the muscle as well as its cross-sectional area.

The present study used an original MRI method for determining the cross-sectional area of trunk muscles and their contractile and noncontractile components to quantify muscular alterations after posterior lumbar surgery. This method takes into account both the CSA and signal intensity of erector spinae muscles on MRI axial slices. Using a computer-based image analysis system, we combined MRI data measuring the muscle CSA, which was separated into the contractile component (CCSA) and non-contractile component (NCCSA), i.e., the muscular fat and connective tissue. In our study we used an objective thresholding technique to quantify the CCSA, which were reported in terms of percentiles. Several ROIs were necessary because differences in the mean signal intensity among various ROIs in the same muscle have been described (14). T1-weighted MRI was used because contractile and the noncontractile (fat and connective tissue) components of the muscles can be distinguished from each other on T1 images (5-7.16-19). Precision of MRI measurements requires easy, reproducible identification of the muscle limits on the images. Consequently, image quality influences the measurement reliability and can be optimized by applying suitable protocol parameters. With T1-weighted images, two important parameters are the repetition time and echo time. In the present study, the settings of these two parameters were similar to those applied in other studies (5-7.10.16.17).

In patients with severe muscular atrophy and fatty infiltration, the muscle borders are irregular and difficult to trace precisely (14). The muscular bundles may be separated by fat and a muscle border may include such fat resulting in a misleading CCSA. However, excluding this type of intramuscular fatty infiltrate when outlining the muscles, as suggested in the literature (7.14.20), renders the technique more fastidious and less reliable. With our technique, if the outline includes the intramuscular fatty tissue, the measurement of the CCSA will not be affected.

We have shown in a previous study that histological changes on muscular biopsy performed in the multifidus at the end of the surgical procedure, postoperative consumption of morphine, and serum CPK-MM activity measured 24 hours after the intervention, were not modified by the use of cholinergic blockade during surgery (24). To the best of our knowledge, the usefulness of neuromuscular blockade to protect the lumbar muscles during posterior lumbar surgery has never been evaluated on postoperative CT or MRI. In the present study, the patient's state of cholinergic

blockade was monitored using a technique that has been validated in the literature (25-28). In the present study, we decided to perform the follow-up MRI six months postoperatively, because Gejo et al. observed MRI signal changes in the erector spinae muscles during the first six postoperative months (6). Our study suggests that neuromuscular blockade fails to protect the erector spinae muscles from fatty involution following lumbar surgery through an open posterior approach. There was no significant difference between the two patient groups in terms of CCSA reduction either proximal or distal to the arthrodesis. We did not assess muscle changes at the operated level itself, because of potential artifacts involving the osteosynthesis materials.

Fatty involution of the erector spinae proximal to the operated level was negligible. It was more marked distal to the arthrodesis. The vascularization and innervation of these muscles is segmental, with numerous vertical anastomoses (29). Fewer such anastomoses exist in the lower lumbar spine, possibly explaining the relatively severe MRI muscle changes there compared to the sparing observed in the more proximal muscles. The duration of the surgical procedure influences the degree of muscle changes. It has been demonstrated that the longer muscles are retracted, the greater the extent of the resulting histological lesions (30). In the present study, the operation lasted approximately 90 minutes. The self-retaining retractors were never applied to the muscles for more than two hours. Nevertheless, the mechanism of muscle damage remains unclear. Kawaguchi et al. reported a substantial increase in intramuscular pressure during surgery and hypothesized that the pressure applied by self-retaining retractors on the erector spinae resulted in the observed postoperative lesions (1). Previous studies have shown that lesions can develop in skeletal muscle after pressures as low as 30 mmHg (31). IMP tends to be lower in patients who receive curare (24). In these patients, IMP nevertheless remains sufficient to reduce capillary blood flow if the rise in pressure is maintained for long periods, and consequently histological muscle lesions can occur. We think this is why the results we observed were comparable in the two groups of patients.

Conclusion

In this study, curare showed no efficacy in preventing muscle damage caused by posterior lumbar surgery. Proximal to open posterior lumbar arthrodesis, erector spinae muscle CCSA was only slightly reduced. In contrast, distal to open posterior lumbar arthrodesis, CCSA of the erector spinae was reduced by 27 %.

References

1. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery: a histologic and enzymatic analysis. *Spine* 1996;21:941-4.
2. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery. Part 2: histologic and histochemical analyses in humans. *Spine* 1994;19:2598-602.
3. Taylor H, McGregor AH, Medhi-Zadeh S, Richards S, Kahn N, Zadeh JA, Hughes SP. The impact of self-retaining retractors on the paraspinal muscles during posterior spinal surgery. *Spine* 2002;27:2758-62.
4. Weber BR, Grob D, Dvorak J, Muntener M. Posterior surgical approach to the lumbar spine and its effect on the multifidus muscle. *Spine*. 1997;22:1765-72.
5. Flicker PL, Fleckenstein JL, Ferry K, Payne J, Ward C, Mayer T, Parkey RW, Peshock RM. Lumbar muscle usage in chronic low back pain. Magnetic resonance image evaluation. *Spine*. 1993;18:582-6.
6. Gejo R, Matsui H, Kawaguchi Y, Ishihara H, Tsuji H. Serial changes in trunk muscle performance after posterior lumbar surgery. *Spine*. 1999;24:1023-8.
7. Kim DY, Lee SH, Chung SK, Lee HY. Comparison of multifidus muscle atrophy and trunk extension muscle strength: percutaneous versus open pedicle screw fixation. *Spine*. 2005;30:123-9.
8. Humphrey AR, Nargol AV, Jones AP, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J*. 2005;14:175-84.
9. Money V, Gulick J, Perlman M, Levy D, Pozos R, Leggett S, Resnick D. Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. *J Spinal Disord*. 1997;10:348-56.
10. Peltonen JE, Taimela S, Erkintalo M, Salminen JJ, Oksanen A, Kujala UM. Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength--a longitudinal study in adolescent girls. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1998;77:66-71.

11. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlsen H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Disord.* 1993;6:114-23.
12. Storheim K, Holm I, Gunderson R, Brox JI, Bo K. The effect of comprehensive group training on cross-sectional area, density, and strength of paraspinal muscles in patients sick-listed for subacute low back pain. *J Spinal Disord Tech.* 2003;16:271-9.
13. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J.* 2000;9:266-72.
14. Keller A, Gunderson R, Reikeras O, Brox JI. Reliability of computed tomography measurements of paraspinal muscle cross-sectional area and density in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2003;28:1455-60.
15. Mayer TG, Vanharanta H, Gatchel RJ, Mooney V, Barnes D, Judge L, Smith S, Terry A. Comparison of CT scan muscle measurements and isokinetic trunk strength in postoperative patients. *Spine.* 1989;14:33-6.
16. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine.* 2004;29:E515-9.
17. Parkkola R, Rytokoski U, Kormano M. Magnetic resonance imaging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine.* 1993;18:830-6.
18. Dangaria TR, Naesh O. Changes in cross-sectional area of psoas major muscle in unilateral sciatica caused by disc herniation. *Spine.* 1998;23:928-31.
19. Savage RA, Millerchip R, Whitehouse GH, Edwards RH. Lumbar muscularity and its relationship with age, occupation and low back pain. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991;63:265-8.
20. Airaksinen O, Herno A, Kaukanen E, Saari T, Sihvonen T, Suomalainen O. Density of lumbar muscles 4 years after decompressive spinal surgery. *Eur Spine J.* 1996;5:193-7.
21. Salminen JJ, Erkintalo-Tertti MO, Paajanen HE. Magnetic resonance imaging findings of lumbar spine in the young: correlation with leisure time physical activity,

- spinal mobility, and trunk muscle strength in 15-year-old pupils with or without low-back pain. *J Spinal Disord.* 1993;6:386-91.
22. Holmback AM, Askaner K, Holtas S, Downham D, Lexell J. Assessment of contractile and noncontractile components in human skeletal muscle by magnetic resonance imaging. *Muscle Nerve.* 2002;25:251-8.
23. Kent-Braun JA, Ng AV, Young K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. *J Appl Physiol.* 2000;88:662-8.
24. Gille O, Obeid I, Degrise C, Guerin P, Skalli W, Vital JM. The use of curare during anesthesia to prevent iatrogenic muscle damage caused by lumbar spinal surgery through a posterior approach. *Spine*, In press.
25. Laxenaire MC. Neuromuscular blocking drugs and allergic risk. *Can J Anaesth.* 2003;50:429-33.
26. Swinhoe C.F., Peacock J.E., Reilly C.S.-Evaluation of the predictive performance of target-controlled infusion system for the administration of propofol. *Br. J. Anaesth.*, 1995, 74, suppl. 1 ,A276.
27. Loan PB, Paxton LD, Mirakhur RK, Connolly FM, McCoy EP. The TOF-Guard neuromuscular transmission monitor. A comparison with the Myograph 2000. *Anaesthesia.* 1995;50:699-702.
28. Billard V, Constant I. Automatic analysis of electroencephalogram: what is its value in the year 2000 for monitoring anesthesia depth? *Ann Fr Anesth Reanim.* 2001;20:763-85.
29. Paturet G. *Treaty of Human Anatomy. Tome 1. Osteology, arthrology and myology.* Masson ed. Paris 1951.
30. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery. Part 1: histologic and histochemical analysis in rats. *Spine* 1994;19:2590-7.
31. Ogata K, Whiteside LA. Effects of external compression on blood flow to muscle and skin. *Clin Orthop* 1982;168:105-7.

XI. Annexe 3

The use of curare during anesthesia to prevent iatrogenic muscle damage caused by lumbar spinal surgery through a posterior approach.

O. Gille, I. Obeid, C. Degrise, P. Guerin, W. Skalli, JM. Vital.

Abstract

Study design: Prospective randomized study of patients undergoing lumbar arthrodesis.

Objectives: To evaluate the use of curare during anesthesia to limit muscle lesions caused by surgery.

Summary of background data: It has been shown that lumbar spine surgery through a posterior approach can induce iatrogenic lesions in the erector spinae. The prevention of these lesions by intraoperative cholinergic blockade has never been evaluated.

Methods: Twenty patients scheduled to undergo pedicle-screw enhanced L4-L5 arthrodesis were enrolled in this study. The average age was 48.9 years. Ten patients received curare during anesthesia and ten patients did not. Postoperative pain was assessed using a visual analog scale (VAS) and the consumption of morphine by patient-controlled analgesia during the first 24 hours. Intramuscular pressure (IMP) in the multifidus was monitored during the intervention. A biopsy of the multifidus muscle was performed at the end of the intervention for histological study. Serum activity of the MM iso-enzyme of the creatine phosphokinase (CPK-MM) was measured 24 hours postoperatively.

Results: The average consumption of morphine and the mean value of the VAS at 24 hr were not statistical different between these two groups. The use of a self-retaining retractor during lumbar surgery resulted in a substantial increase in IMP, resulting in histological muscle lesions and an increase in serum CPK-MM activity. There was no significant difference between the two groups of patients.

Conclusions: The use of curare during anesthesia did not limit the muscle damage caused by surgery.

Key words: creatine phosphokinase; curare; intramuscular pressure; multifidus; spine

Introduction

The role of lumbar muscles has been extensively studied in the literature. It has been shown that loss of lumbar muscle strength is correlated with chronic low back pain (1-5). Other studies have shown that lumbar surgery through a posterior approach results in erector spinae muscle changes, demonstrated through clinical studies measuring extensor strength (6,7), histological studies (6,8-12), and postoperative imaging studies by computed tomography (CT) (7) or magnetic resonance imaging (MRI) (1,13,14). Erector spinae are detached from the paravertebral gutters then held laterally by self-retaining retractors during posterior lumbar surgery. Studies by Kawaguchi et al. suggest that pressure caused by self-retaining retractors leads to lesions of the erector spinae (8). The purpose of the present study was to evaluate possible protection of these muscles during surgery by the use of cholinergic blockade.

Materials and methods

Twenty patients scheduled to undergo lumbar arthrodesis were included in this study. There were ten men and ten women (average age, 48.9 ± 7.5 years [mean \pm SD]; body mass index, 26.6 ± 4.3).

The inclusion criteria of the patients in the study were scheduled pedicle-screw enhanced L4-L5 arthrodesis for degenerative disorders, and age between 40 and 60 years. The exclusion criteria were documented allergy to curare, patients who had a high risk of allergic reactions, personal or family history of malignant hyperthermia, pregnancy, previous lumbar surgery, or an associated neuromuscular disorder.

This was a prospective randomized double-blinded study. Using a randomization table, we separated the patients into two groups, a control group (without curare) and a curare group. In the surgical unit, only the anesthesiology team knew to which group each patient belonged. The study was approved by the local ethics committee and informed consent was obtained from the patients.

Anesthetic protocol:

The protocol for induction was anesthesia with the objective of concentrating propofol using a DiprifusorTM (Astra Zeneca) device at a target concentration from 4 to 5 mg/ml, providing better hemodynamic stability than one would obtain using bolus injections, and 0.5 mg/kg sufentanil. Anesthesia was maintained with propofol at the

minimum necessary concentration, findings to obtain a bispectral index lower than 60 and bolus injections of sufentanil adapted to clinical. In addition to standard monitoring, we used bispectral index monitoring (Spacelab-type) with a score lower than 60 as objective and train-of-four monitoring of the cholinergic blockade (Tofgard) applied to the facial nerve for the curare group. The curare group received in addition a bolus of 0.5 mg/kg of atracurium for induction and 0.1mg/kg after the second response of the orbicular eye muscle to train-of-four stimulation.

In the recovery room the curare antagonist neostigmine (40 mg/kg) was systematically administered along with atropine (15-20 mg/kg).

Analgesic protocol:

The analgesic protocol was started in the operating room. It consisted of paracetamol 1g four times/24 hours for 24 hours, ketoprofene 1 mg/kg four times/24 hours for 24 hours, titration of morphine (3 mg/5 min) in the recovery room to obtain a score lower than 4 on a visual analog scale of pain (VAS) and a respiratory frequency greater than 10/minute, followed by patient controlled analgesia (PCA) using an automated syringe that delivered 1 mg boluses of morphine with a lockout time of 7 minutes, adapted to the respiratory frequency. Oral analgesia was started 24 hours postoperatively.

Surgical procedure:

All patients were positioned in the same manner on the operating table on four pads. A 10 cm incision was performed in all the patients. The same self-retaining retractor was used (Richard's retractor, Smith-Nephew, Memphis, Tennessee) and the same distance between the retractor blades (8 cm) was applied in all the patients.

Intramuscular pressure measurements:

Intramuscular pressure (IMP) was measured using an intra-compartment pressure monitor (Stryker UK, Newbury). This device allows repeated measures. The measurement needle was inserted into the multifidus muscle 1 centimeter from the midline using a guide, at a 45° angle with the fascia of the lumbar muscles in the caudal direction, and with the needle parallel to the muscle fibers. This needle was connected to a sterile tube linked to the measuring device. The measurement of IMP was noted before the incision, before application of the self-retaining retractor, then 5, 30 and 60 minutes after application of the retractor, and 5 minutes after removing it.

Muscular histology:

At the end of the intervention, a muscular biopsy was performed in the multifidus muscle at the middle of the retractor blade. This biopsy was harvested in the heart of the multifidus muscle, 1 cm from the midline. The muscular fragment, which measured approximately 10 mm by 5 mm by 5 mm, was quickly frozen. Each frozen fragment was sliced with a cryostat and examined using hematoxylin-eosin-safran (HES) stain and trichrome stain. Edema, necrosis, opaque fibers, empty sarcolemmal tubes, ragged red fibers and cellular infiltration were recorded. Each of these histological parameters was quantified according to the percentage of pathological surface area found (score 0: no abnormality, score 1: abnormal surface area less than 25%, score 2: abnormal surface area less than 50%, score 3: abnormal surface area greater than 50%). The total score was calculated by adding all six values.

Pain assessment:

We recorded the quantity of morphine consumed after the intervention and VAS pain assessments reported by the patients every 3 hours during the first 24 hours.

Dosage of the iso-enzymes of creatine phosphokinase:

A blood specimen was taken 24 hours after the surgical procedure and serum CPK-MM activity was measured by electrophoresis. The normal value is lower than 140 U/l.

Statistical analysis:

Comparison of the two groups was performed using the Mann-Whitney nonparametric test. A difference was considered significant for values of $p < 0.05$.

Results

The average operating time was 85 ± 18 min, the average time of muscle retraction was 58 ± 14 min, and the average operative blood loss was of 250 ± 150 ml.

There was no complication due to the use of curare. There was no difference in age, sex, body mass index, operative duration, or duration of muscular retraction between the two groups.

Pressure measurement:

In the group of patients receiving neuromuscular blockers, the intramuscular pressure was 9 ± 5 mm Hg before the incision [mean \pm SD], 8 ± 5 mm Hg before retraction, 101 ± 24 mm Hg after 5 minutes of retraction, 76 ± 27 mm Hg after 30 minutes of retraction,

56±29 mm Hg after 60 minutes of retraction, and 5±3 mm Hg 5 minutes after relaxation of the retractors.

In the group of patients not receiving neuromuscular blockers, the intramuscular pressure was 12±5 mm Hg before the incision, 10±3 mm Hg before retraction, 118±36 mm Hg after 5 minutes of retraction, 89±38 mm Hg after 30 minutes of retraction, 77±32 mm Hg after 60 minutes of retraction, and 5±2 mm Hg 5 minutes after relaxation of the retractors. There was no significant difference between the measurements of the two groups (figure 1).

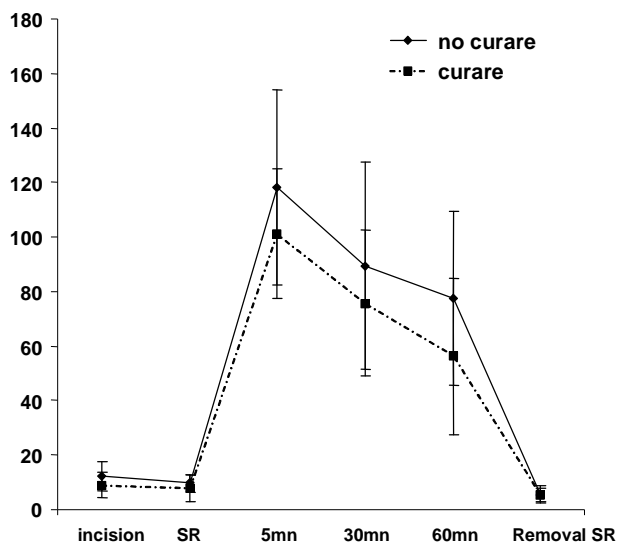


Figure 1: Course of the intramuscular pressure in mmHg in both groups before the incision, before application of the self-retaining retractor, after 5, 30, and 60 minutes of retraction and 5 minutes after removing the retractor. Average values and standard deviation are represented. SR: self-retaining retractor.

Muscular histology:

The average muscle lesion score was 0.8 in the curare group and 0.6 in the control group (table 1). the difference was not statistically significant.

	Edema	necrosis	OF	EST	CI	RRF	Total score
No curare	1.4	0.3	0.7	0.2	0.1	0.8	0.6
Curare	1.6	0.2	1.1	0.5	0	1.2	0.8

Table 6-1: Average score of histological lesions in both groups. Edema, necrosis, opaque fibers (OF), empty sarcolemmal tubes (EST), cellular infiltration (CI) and ragged red fibers (RRF) were calculated. Total score was the sum of these parameters.

Pain assessment:

The average consumption of morphine at 24 hr was 19.1 ± 14.1 mg of morphine in the group of patients receiving curare and 12.2 ± 10.4 mg in the group not receiving curare (figure 2). The mean value of the VAS was 3.5 ± 2.2 in the group of patients who had neuromuscular blockade and 3.0 ± 2.1 in the group without neuromuscular blockade. There was no statistical difference between these two groups.

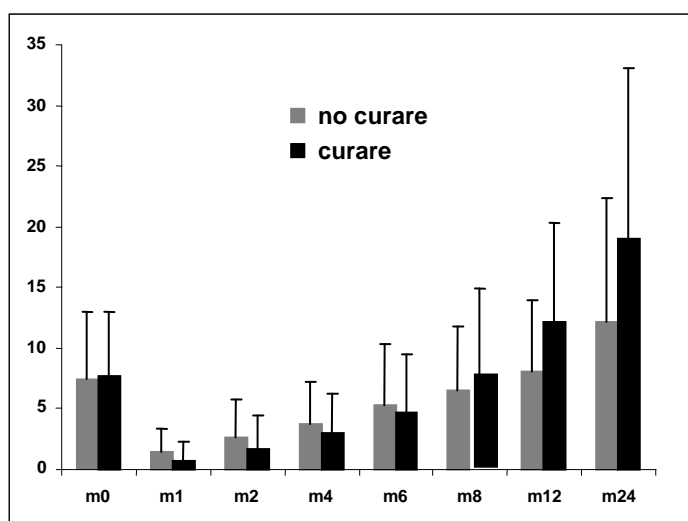


Figure 2: Consumption of morphine in mg in both groups at 24 hours. Doses are accumulated. Average values and standard deviation are represented.

Dosage of the CPK-MM:

The serum CPK-MM activity measured 24 hours after the intervention was 512 ± 436 U/l and 1004 ± 969 U/l, respectively, in the patients who had curare and those who did not. Among the patients who had neuromuscular blockade, 70% exhibited serum CPK-MM activity lower than 500 U/l compared to only 40% in the control group. However, this difference was not statistically significant ($p = 0.16$).

Discussion

It is known that trunk muscle function is altered after spinal surgery through a posterior approach (6,7). On postoperative imaging studies, reductions in the cross-sectional area of the spinal muscles as well as changes in muscle signal intensity on CT and MRI have been described (1,7,13,14). Nevertheless, the mechanism of muscle damage remains unclear. Kawaguchi et al. reported a substantial increase in intramuscular pressure during surgery and hypothesized that the pressure applied by self-retaining retractors on the erector spinae resulted in the observed postoperative lesions (8). The increase in IMP varies according to the type of retractor used (11,15) and varies according to the distance between the point where pressure is applied and the midline (16). To the best of our knowledge, the usefulness of neuromuscular blockade to protect the muscles has never been evaluated in spinal surgery. In the present study, the patient's state of cholinergic blockade was monitored using a technique that has been validated in the literature (17-20). We observed maximum IMP after applying the retractor. IMP then decreased slowly during the operation. This "creep" phenomenon has been observed previously and may represent stress-relaxation of the muscle tissue (of 8,21). The use of curare tended to decrease the IMP, but not significantly.

From a clinical point of view, the cholinergic blockade did not appear to reduce early postoperative pain, the patient-controlled morphine consumption being similar in both groups.

Serum CPK-MM activity was determined as a marker of skeletal muscle damage after surgery, because skeletal muscle contains substantial amounts of CPK-MM (22). Serum CPK-MM activity increases after operative procedures and reaches peak values the day after surgery, before returning to preoperative levels after one week (23). It has been

reported that serum CPK-MM activity the day after an intervention depends on the patient's sex and weight, operative duration, the length of the incision and the amount of increase in IMP (23). In addition, the course of serum CPK-MM activity after lumbar surgical procedures has been shown to be correlated to the histological damage to the muscles caused by the intervention (23). In the present study, the use of curare tended to decrease serum CPK-MM activity, but this decrease was not significant.

Kawaguchi et al. (8-10) studied changes in multifidus muscles secondary to posterior lumbar surgery. They presumed these lesions were due to the increase in IMP caused by self-retaining retractors. We used the same histological criteria as Kawaguchi et al. to analyze the multifidus muscle specimens in our study. According to these criteria, the histological lesions we found were moderate (8-10). In the present study, the self-retaining retractor was used for less than 60 minutes and it has been demonstrated that the longer muscles are retracted, the greater the extent of the resulting histological lesions (9).

In this study, curare showed no efficacy in preventing muscle damage caused by posterior lumbar surgery. Previous studies have shown that lesions can develop in skeletal muscle after pressures as low as 30 mmHg (24). IMP tends to be lower in patients who receive curare. In these patients, IMP nevertheless remains sufficient to reduce capillary blood flow if the rise in pressure is maintained for long periods, and consequently histological muscle lesions can occur. Other studies have demonstrated that by regularly relaxing retractors completely five minutes every hour, muscle damage can be limited (21,25). We recommend the latter technique, because curare did not effectively prevent muscle damage.

Conclusion

The findings of this study were consistent with previous reports that the use of a self-retaining retractor during lumbar surgery results in a substantial increase in IMP leading to histological muscle lesions and an increase in serum CPK-MM activity. The present trial showed that use of curare during anesthesia failed to limit this muscle damage.

References

1. Airaksinen O, Herno A, Kaukanen E, Saari T, Sihvonen T, Suomalainen O. Density of lumbar muscles 4 years after decompressive spinal surgery. *Eur Spine J.* 1996;5:193-7.
2. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine.* 2004;29:E515-9.
3. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlson H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Disord.* 1993;6:114-23.
4. Parkkola R, Rytokoski U, Kormanen M. Magnetic resonance imaging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine.* 1993;18:830-6.
5. Salminen JJ, Erkintalo-Tertti MO, Paajanen HE. Magnetic resonance imaging findings of lumbar spine in the young: correlation with leisure time physical activity, spinal mobility, and trunk muscle strength in 15-year-old pupils with or without low-back pain. *J Spinal Disord.* 1993;6:386-91.
6. Gejo R, Matsui H, Kawaguchi Y, Ishihara H, Tsuji H. Serial changes in trunk muscle performance after posterior lumbar surgery. *Spine* 1999;24:1023-8.
7. Mayer TG, Vanharanta H, Gatchel RJ, Mooney V, Barnes D, Judge L, Smith S, Terry A. Comparison of CT scan muscle measurements and isokinetic trunk strength in postoperative patients. *Spine.* 1989;14:33-6.
8. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery: a histologic and enzymatic analysis. *Spine* 1996;21:941-4.
9. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery. Part 1: histologic and histochemical analysis in rats. *Spine* 1994;19:2590-7.
10. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery. Part 2: histologic and histochemical analyses in humans. *Spine* 1994;19:2598-602.

11. Taylor H, McGregor AH, Medhi-Zadeh S, Richards S, Kahn N, Zadeh JA, Hughes SP. The impact of self-retaining retractors on the paraspinal muscles during posterior spinal surgery. *Spine* 2002;27:2758-62.
12. Weber BR, Grob D, Dvorak J, Muntener M. Posterior surgical approach to the lumbar spine and its effect on the multifidus muscle. *Spine*. 1997;22:1765-72.
13. Gejo R, Kawaguchi Y, Kondoh T, Tabuchi E, Matsui H, Torii K, Ono T, Kimura T. Magnetic resonance imaging and histologic evidence of postoperative back muscle injury in rats. *Spine*. 2000;25:941-6.
14. Kim DY, Lee SH, Chung SK, Lee HY. Comparison of multifidus muscle atrophy and trunk extension muscle strength: percutaneous versus open pedicle screw fixation. *Spine*. 2005;30:123-9.
15. Styf JR, Willen J. The effects of external compression by three different retractors on pressure in the erector spine muscles during and after posterior lumbar spine surgery in humans. *Spine* 1998;23:354-8.
16. Kawaguchi Y, Yabuki S, Styf J, Olmarker K, Rydevik B, Matsui H, Tsuji H. Back muscle injury after posterior lumbar spine surgery. Topographic evaluation of intramuscular pressure and blood flow in the porcine back muscle during surgery. *Spine*. 1996;21:2683-8.
17. Laxenaire MC. Neuromuscular blocking drugs and allergic risk. *Can J Anaesth*. 2003;50:429-33.
18. Swinhoe C.F., Peacock J.E., Reilly C.S.-Evaluation of the predictive performance of target-controlled infusion system for the administration of propofol. *Br. J. Anaesth.*, 1995, 74, suppl. 1 ,A276.
19. Loan PB, Paxton LD, Mirakhur RK, Connolly FM, McCoy EP. The TOF-Guard neuromuscular transmission monitor. A comparison with the Myograph 2000. *Anaesthesia*. 1995;50:699-702.
20. Billard V, Constant I. Automatic analysis of electroencephalogram: what is its value in the year 2000 for monitoring anesthesia depth? *Ann Fr Anesth Reanim*. 2001;20:763-85.
21. Datta G, Gnanalingham KK, Peterson D, Mendoza N, O'Neill K, Van Dellen J, McGregor A, Hughes SP. Back pain and disability after lumbar laminectomy: is there a relationship to muscle retraction? *Neurosurgery*. 2004;54:1413-20; discussion 1420.

22. Tsung SH. Creatine kinase isoenzyme patterns in human tissue obtained at surgery. *Clin Chem.* 1976;22:173-5.
23. Kawaguchi Y, Matsui H, Tsuji H. Changes in serum creatine phosphokinase MM isoenzyme after lumbar spine surgery. *Spine* 1997;22:1018-23.
24. Ogata K, Whiteside LA. Effects of external compression on blood flow to muscle and skin. *Clin Orthop* 1982;168:105-7.
25. Kawaguchi Y, Matsui H, Gejo R, Tsuji H. Preventive measures of back muscle injury after posterior lumbar spine surgery in rats. *Spine* 1998;23:2282-7.

XII. Annexe 4

Corrélations entre les angulations régionales des vertèbres lombaires, l'incidence pelvienne et les muscles du tronc.

O. Gille, E. Jolivet, V. Dousset, R. Saintonge, JM. Vital, W. Skalli.

Condensé

Introduction

L'angulation régionale traumatique (ART) est souvent calculée pour évaluer la gravité d'une fracture du rachis. Mais il existe des écarts inter-individus très importants des angulations régionales physiologiques. L'incidence pelvienne et la musculature du tronc, qui sont des paramètres propres au patient, influencent la lordose lombaire. Nous avons recherché la relation qui unit l'incidence pelvienne et les muscles du tronc à l'angulation régionale des vertèbres lombaires. Nous proposons dans cette étude une méthode de quantification par IRM des muscles du tronc. Le but est de pouvoir estimer, en cas de fracture d'une vertèbre lombaire, la valeur antérieure à l'accident de l'angulation régionale de la vertèbre fracturée. La réduction optimale de la déformation pourra ainsi être proposée.

Matériel et méthode

15 hommes et 15 femmes volontaires ont été inclus dans cette étude. Les sujets ayant un antécédent rachidien ou musculaire ont été exclus. Tous les sujets ont eu une radiographie du rachis de profil en position debout. Chaque radiographie a été analysée à l'aide du logiciel SpineviewTM. L'incidence pelvienne et l'angulation régionale de chaque vertèbre lombaire ont été mesurées. Une IRM avec séquence T1 du tronc et des coupes axiales passant par le milieu de la vertèbre L4 a été réalisée. Sur les images enregistrées les muscles du tronc ont été contourés à l'aide d'un pointeur. L'aire de la

section de chaque muscle a été calculée (= nombre de pixels * taille du pixel dans la zone sélectionnée). L'intensité du signal du tissu contractile a été déterminée en utilisant des régions d'intérêt (ROI). L'aire de la composante contractile de la section musculaire (ACCSM) a été définie comme l'aire correspondant aux pixels dont la valeur était comprise entre les 5° et le 95° percentiles des ROIs.

Les corrélations entre l'incidence pelvienne, les ACCSM des muscles du tronc et l'angulation régionale de chaque vertèbre lombaire ont été calculées en utilisant le coefficient de Spearman.

Résultats

Des corrélations ont été retrouvées entre d'une part les angulations régionales lombaires et d'autre part l'incidence pelvienne et le rapport entre les ACCSM des muscles erector spinae sur les ACCSM des muscles psoas major. Les équations qui déterminent la valeur de l'angulation régionale des vertèbres lombaires en fonction de l'incidence pelvienne ont été calculées. L'estimation de la lordose lombaire et des angulations régionales des vertèbres lombaires en tenant compte de l'incidence pelvienne diminue l'erreur moyenne de 40 à 50% par rapport aux valeurs de référence des angulations régionales physiologiques de Stagnara et al. La prise en compte du rapport musculaire extenseurs/fléchisseurs réduit peu l'erreur moyenne.

Discussion

Nous proposons donc devant un cal vicieux ou une fracture du rachis lombaire de mesurer l'incidence du patient sur une radiographie de profil du bassin. La valeur antérieure à l'accident de l'angulation régionale de la vertèbre fracturée peut ainsi être calculée. Le but du traitement sera donc de restaurer cette angulation régionale.

Introduction

La prise en charge des fractures ou des cals vicieux du rachis pose le difficile problème de la restauration de l'équilibre sagittal de la colonne vertébrale. En l'absence de radiographie du rachis antérieure au traumatisme, l'équilibre sagittal pré lésionnel du patient est inconnu. L'angulation régionale traumatique (ART) est souvent calculée pour évaluer la gravité de la déformation. L'ART est égale à l'angulation régionale de la vertèbre lésée sur la radiographie de profil moins l'angulation régionale physiologique, dont les valeurs moyennes ont été données pour chaque niveau vertébral par Stagnara et al. (1). En fait se référer à l'ART pour traiter un patient est très critiquable et imprécis. En effet il existe des écarts inter-individus très importants des angulations régionales. Ainsi pour L1 l'angulation régionale varie de -16° à $+20^{\circ}$ suivant les sujets d'après ces auteurs (1). Les valeurs données par Stagnara et al. (1) ne sont donc pas des valeurs normatives.

Il a été montré que l'incidence pelvienne était corrélée à la lordose lombaire (2.3.4). Cet angle est morphologique et ne varie pas en fonction de la posture du sujet et ne varie plus à l'âge adulte. Cet angle peut être calculé, même chez un sujet traumatisé, sur un cliché de profil du bassin effectué en position couchée. D'autre part il est bien établi que les muscles paravertébraux jouent un rôle important dans le maintien de l'équilibre sagittal de la colonne vertébrale (5.6.7).

Nous avons recherché la relation qui unit l'incidence pelvienne et les muscles du tronc à l'angulation régionale des vertèbres lombaires. Nous proposons dans cette étude une méthode de quantification par IRM des muscles du tronc qui prend en compte sur les coupes axiales d'une part l'aire musculaire et d'autre part l'intensité du signal musculaire. Le but de cette étude est d'estimer, en cas de fracture d'une vertèbre

lombaire, la valeur antérieure à l'accident de l'angulation régionale de la vertèbre fracturée. La réduction optimale de la déformation pourra ainsi être proposée.

Matériel et méthode

Patients et dessin de l'étude

Trente sujets volontaires ont été inclus dans cette étude. Il y avait 15 hommes (âge 26,9 ans \pm 5,8 [moyenne \pm SD] taille 178,0 cm \pm 8,5 poids 76,5 kg \pm 11,2) et 15 femmes (âge 24,0 ans \pm 2,3 taille 164,9 cm \pm 5,9 poids 55,1 kg \pm 6,5). Les sujets avec une dysfonction neuromusculaire, une maladie inflammatoire, des lombalgies chroniques, une déformation vertébrale, un antécédent de fracture du rachis ou un antécédent de chirurgie du dos ont été exclus de cette étude. Un consentement éclairé a été obtenu de tous les sujets et l'étude a été approuvée par le comité d'éthique local. Tous les sujets ont eu une radiographie du rachis de profil en position debout, les bras en antépulsion de 30°. Chaque radiographie a été analysée à l'aide du logiciel SpineviewTM. L'incidence pelvienne et l'angulation régionale de chaque vertèbre lombaire (angle formé par la droite parallèle au bord supérieur du corps de la vertèbre sus-jacente et par la droite parallèle au bord inférieur du corps de la vertèbre sous-jacente) ont été mesurées. Une IRM du tronc a été réalisée dans le plan axial (Gyrosan Philips Medical System 1.5 Tesla). Les images ont été obtenues chez des sujets en position couchée. Les images étaient des séquences T1 avec un temps de répétition TR = 650 ms, et un temps d'écho TE = 13 ms avec deux acquisitions. Une coupe passant par le milieu de L4 de 4 mm d'épaisseur a été réalisée. Toutes les images ont été faites avec une matrice de 512*512, et avec une taille de pixel de 0,76*0,76 mm. Les images ont été enregistrées au format DICOM et analysées sur un ordinateur personnel.

Mesure de l'aire de la composante contractile de la section des muscles du tronc

Les muscles erector spinae, psoas major, quadratus lumborum, transversus abdominis, oblicus medialis, oblicus lateralis et rectus abdominis ont été contourés à l'aide d'un pointeur sur les coupes axiales de l'IRM. Un logiciel développé par le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM Paris permet d'une part de calculer le nombre de pixels de l'aire sélectionnée et de mesurer l'aire de la section du muscle (ASM = nombre de pixels * taille du pixel dans la zone sélectionnée). De plus l'intensité du tissu contractile a été déterminée en utilisant quatre régions d'intérêt (ROI) d' 1 cm² pour les 30 patients : chaque ROI sélectionnait une région non grasseuse des deux psoas major et des deux erector spinae. Les données des 4 ROIs de chaque sujet étaient combinées pour produire une intensité de signal moyen du muscle, associée à un intervalle de confiance entre les 5° et 95° percentiles. Les 5° et 95° percentiles étaient utilisés comme limite inférieure et supérieure du signal musculaire normal, permettant de distinguer les pixels correspondant au muscle normal et ceux correspondant à du tissu grasseux ou du tissu conjonctif. L'aire de la composante contractile de la section musculaire (ACCSM) a été définie comme l'aire correspondant au nombre de pixels dont la valeur était comprise entre les 5° et le 95° percentiles des ROIs multiplié par la taille du pixel, dans la zone sélectionnée. (figures 1 et 2).

Analyses statistiques

L'ASM et l'ACCSM de chaque muscle droit et gauche ont été additionnées. Les rapports entre l'ASM et l'ACCSM des muscles erector spinae du rachis et des muscles psoas major ont été calculés (rapport Extenseurs/Fléchisseurs E/F). Les corrélations entre l'incidence pelvienne, chaque groupe musculaire, le rapport E/F et l'angulation

régionale de chaque vertèbre lombaire ont été calculées en utilisant le coefficient de Spearman. La corrélation a été jugée significative pour $p < 0,05$.

Une analyse de répétabilité des mesures de l'ASM et l'ACCSM a été réalisée. Trois opérateurs ont effectué chacun les mesures de l'ASM et l'ACCSM des muscles du tronc pour les 30 sujets à deux reprises à 15 jours d'intervalle. Les valeurs du coefficient de corrélation intra-classe étaient de 0,97 à 0,91 pour les différents muscles, montrant une très bonne répétabilité de ces différentes mesures. L'étude statistique a été réalisée à l'aide du logiciel SAS* (SAS Institute, Inc., Cary, North Carolina, USA).

Résultats

Les mesures moyennes et les écart-types pour les 30 sujets de l'angle d'incidence, des angles d'angulation régionale pour chaque vertèbre lombaire et de la lordose L1-S1 sont indiquées dans le tableau 1. Les mesures moyennes et les écart-types pour les 30 sujets de l'ASM et de l'ACCSM des muscles du tronc sont indiquées dans le tableau 2.

Une corrélation a été retrouvée entre d'une part la lordose L1-S1 et l'angulation régionale des vertèbres L1 à L4 et d'autre part l'incidence pelvienne. Les analyses graphiques de ces corrélations sont représentées par les figures 3 à 7. Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre l'incidence pelvienne et l'angulation régionale de L5.

Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre d'une part la taille, le poids, l'indice de masse corporelle et d'autre part les muscles du tronc. Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre d'une part la lordose L1-S1 et les angulations régionales des vertèbres lombaires et d'autre part les muscles quadratus lumborum, transversus abdominis, oblicus medialis, oblicus lateralis, rectus abdominis. Par contre il existe une corrélation entre d'une part la lordose L1-S1 et les angulations régionales des vertèbres lombaires

et d'autre part le rapport E/F (erector spinae/psoas major). Les analyses graphiques de ces corrélations sont représentées par les figures 8 à 12.

Les coefficients de corrélation entre la lordose L1-S1, les angulations régionales des vertèbres L1 à L5, l'incidence pelvienne et le rapport E/F sont données dans le tableau 3.

L'analyse statistique des corrélations entre les différents paramètres permet d'établir des équations qui déterminent la valeur de l'angulation régionale des vertèbres L1 à L4 et la lordose L1-S1 quand varie le paramètre incidence ou quand varient les paramètres incidence pelvienne et rapport E/F.

Variations des angulations régionales et de la lordose L1-S1 en fonction de l'incidence :

$$L1 = 0,44 * \text{Incidence} - 20,6$$

$$L2 = 0,42 * \text{Incidence} - 9,2$$

$$L3 = 0,44 * \text{Incidence} + 2,3$$

$$L4 = 0,41 * \text{Incidence} + 18,7$$

$$L1-S1 = 0,54 * \text{Incidence} + 32,6$$

Variations des angulations régionales et de la lordose L1-S1 en fonction de l'incidence et du rapport E/F :

$$L1 = 0,34 * \text{Incidence} + 6,49 * \text{E/F} - 25,6$$

$$L2 = 0,30 * \text{Incidence} + 7,01 * \text{E/F} - 14,6$$

$$L3 = 0,35 * \text{Incidence} + 6,13 * \text{E/F} - 2,5$$

$$L4 = 0,28 * \text{Incidence} + 7,81 * \text{E/F} + 12,7$$

$$L1S1 = 0,33 * \text{Incidence} + 13,08 * \text{E/F} + 22,4$$

Nous avons essayé de valider ces équations par confrontation des valeurs prédites avec les valeurs mesurées. Pour chaque patient nous avons calculé les angulations régionales de L1 à L4 et la lordose lombaire L1-S1 en fonction soit de l'incidence pelvienne soit de l'incidence pelvienne et du rapport E/F, en utilisant les formules sus-décrites.

Nous avons mesuré l'écart entre les valeurs mesurées des angulations régionales des vertèbres L1 à L4 et de la lordose lombaire L1-S1 et a) la valeur calculée en prenant en compte l'incidence et le rapport E/F b) la valeur calculée en prenant en compte l'incidence c) les valeurs de référence de Stagnara et al (1). entre les valeurs de références définies par Stagnara et al. et les valeurs mesurées. Pour l'angulation régionale de L1, l'écart moyen entre les valeurs mesurées et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence et le rapport E/F est de $4,1^\circ$; l'écart moyen entre les valeurs mesurées et la valeur calculée en prenant en compte l'incidence est de $4,4^\circ$; l'écart moyen entre les valeurs mesurées et la valeur de référence donnée par Stagnara et al. (-1°) est de $6,8^\circ$ (tableau 4).

L'estimation des angulations régionales de L1 à L4 et de la lordose lombaire en tenant compte de l'incidence pelvienne diminue l'erreur moyenne de 36 à 50% par rapport aux valeurs de référence de Stagnara et al (1). L'estimation des angulations régionales de L1 à L4 et de la lordose lombaire en tenant compte de l'incidence pelvienne et du rapport E/F diminue l'erreur moyenne de 40 à 52% par rapport aux valeurs de référence de Stagnara et al (1).

Discussion

Le traitement des fractures ou des cals vicieux du rachis doit essayer de redonner à la colonne vertébrale du patient son équilibre sagittal antérieur à l'accident. Le clinicien

mesure l'angulation régionale sur la radiographie de profil pour évaluer la gravité de la déformation dans le plan sagittal. C'est l'angle formé par la droite parallèle au bord supérieur du corps de la vertèbre sus-jacente au niveau lésé et par la droite parallèle au bord inférieur du corps de la vertèbre sous-jacente. Mais bien sûr cette angulation régionale n'a pas la même signification en fonction du niveau vertébral : par exemple une cyphose régionale de -20° est moins péjorative en T10 qu'en L4. Pour cette raison il est souvent utilisé l'angulation régionale traumatique (ART), défini par Stagnara et al. (1). L'ART est égale à l'angulation régionale calculée moins l'angulation physiologique dont les valeurs moyennes ont été données par Stagnara et al. (1) pour chaque niveau vertébral. Par exemple pour une cyphose régionale de -20° en T10 ou en L4 l'ART respective est de -13° et -53° , car les valeurs de l'angulation régionale physiologique de T10 et de L4 sont de -9° et 33° respectivement (1). Mais il existe des écarts inter-individus très importants des valeurs de l'angulation physiologique données par Stagnara et al. (1). Dans notre série de 30 sujets les intervalles de confiance des angulations régionales de L1, L2, L3, L4 et L5 sont respectivement de 15° , 14° , 15° , 18° et 13° . Pour traiter correctement une fracture ou un cals vicieux du rachis, l'idéal serait de disposer de radiographies du rachis, effectuées avant l'épisode traumatique, pour connaître l'angulation régionale à restaurer de la vertèbre fracturée. Malheureusement cette situation est rare.

Nous avons recherché des corrélations entre l'angulation régionale de chaque vertèbre lombaire et l'incidence. Ces mesures ont été calculées à l'aide du logiciel SpineviewTM, dont la précision a été validée (8.9). Une corrélation a été retrouvée entre l'angulation régionale des vertèbres L1 à L4 et l'incidence pelvienne. Plus l'incidence est élevée et plus l'angulation régionale de L1 à L4 est élevée. Chez un patient qui présente une

fracture lombaire, il faudra restaurer d'autant plus de lordose que l'incidence du patient est importante.

Nous avons recherché des corrélations entre l'angulation régionale de chaque vertèbre lombaire et la musculature du tronc du sujet. Kim et al. ont montré que la lordose lombaire était corrélée avec le ratio extenseurs sur fléchisseurs du tronc sur un appareil de mesure de forces (7). D'après une étude IRM Jorgensen et al. ont montré que la lordose lombaire est corrélée à l'aire de la section des muscles erector spinae (5). L'IRM est utilisée de plus en plus souvent pour étudier les muscles squelettiques chez les sujets sains ou les patients souffrant de désordres musculaires. Cet examen non invasif sans radiation ionisante peut donner des informations qualitatives ou quantitatives sur les muscles. Principalement deux procédés ont été utilisés pour analyser les muscles à l'aide de l'IRM : mesure de l'aire musculaire sur une coupe axiale (5.10-15) ou mesure de l'intensité du signal musculaire (12.13.16-18). La mesure de l'aire musculaire se fait habituellement à l'aide d'un pointeur qui vient contourner le muscle à étudier sur une coupe axiale (19). L'intensité du signal musculaire peut être évaluée de différentes façons, incluant l'estimation visuelle d'après l'aspect du muscle (13.18), le calcul de l'intensité moyenne du signal dans une zone d'intérêt (ROI) du muscle (12.16.17.19) ou dans le muscle en totalité (19-21), ou en appliquant des limites sur l'histogramme de part et d'autre du pic correspondant au signal musculaire (13). Habituellement les limites sont placées manuellement par les auteurs d'après l'aspect de l'histogramme des ROIs dans le muscle. L'analyse de l'histogramme peut être affinée en plaçant des ROIs dans une zone grasseuse ou dans une zone mixte muscle/graisse (22.23). Dans notre étude nous utilisons une technique objective pour placer sur l'histogramme les limites de part et d'autre du pic musculaire en utilisant la

méthode des percentiles. Plusieurs ROIs sont nécessaires parce que des différences dans la moyenne de l'intensité du signal entre différentes ROIs dans le même muscle ont été décrites (19). La prise en compte des paramètres quantitatifs et qualitatifs que sont l'aire musculaire et l'intensité du signal musculaire à l'IRM nous permet de calculer pour chaque muscle l'aire de la composante contractile de la section musculaire (ACCSM).

Les patients présentant une atrophie musculaire avec une involution graisseuse ont des limites musculaires irrégulières à l'IRM (19). Les faisceaux musculaires peuvent être séparés par de la graisse et le contourage musculaire peut donc inclure du tissu graisseux, pouvant résulter une appréciation erronée de l'ACCSM. Le contourage musculaire devrait donc exclure tous ces infiltrats graisseux intramusculaires, comme il a été proposé dans la littérature (12.19.20), rendant la technique fastidieuse et aléatoire. Avec notre technique, si le contourage musculaire inclut du tissu graisseux intramusculaire la mesure de l'ACCSM sera de toute façon identique et le risque d'erreur de mesure est donc minimisé.

Nous avons choisi d'étudier l'ACCSM des muscles du tronc sur une coupe passant par L4. D'autres études ont également utilisé cette coupe passant par L4 (12.13.17.18.20.24). En effet elle reflète correctement la taille des muscles erector spinae et des psoas major qui ont ensuite une aire décroissante en direction caudale. L'aire de ces deux muscles est maximale entre les niveaux L3-L4 et L4-L5 (5).

Nous avons retrouvé une corrélation entre l'angulation régionale pour chaque vertèbre lombaire et le rapport entre l'ACCSM des muscles erector spinae et psoas major (rapport E/F). Chez un patient qui présente une fracture lombaire, il faudra restaurer d'autant plus de lordose que le rapport E/F est grand. Dans notre protocole la

radiographie a été faite en position debout et l'IRM en position couchée. D'une part les IRM debout sont peu disponibles à l'heure actuelle. D'autre part chez un patient traumatisé du rachis l'IRM debout n'est pas réalisable et des corrélations entre des données de la radiographie debout et de l'IRM debout n'auraient donc pas eu d'implications cliniques en pathologie traumatique rachidienne. De la même façon la coupe axiale de l'IRM ne passe pas de façon strictement perpendiculaire aux fibres musculaires des muscles erector spinae et psoas major (6). Notre but étant d'utiliser les informations de l'IRM réalisée avant le traitement nous n'avons pas tenu compte de ce facteur.

Les angulations régionales des vertèbres L1 à L4 et la lordose L1-S1 peuvent être calculées en fonction des paramètres incidence pelvienne et rapport E/F. L'estimation de ces angulations régionales et de la lordose lombaire en tenant compte de l'incidence pelvienne diminue l'erreur moyenne de 36 à 50% par rapport aux valeurs de référence communément admises de Stagnara et al (1). La prise en compte du rapport E/F améliore de façon très modérée cette erreur. L'incidence pelvienne nous semble donc être le facteur principal à prendre en compte pour traiter un trouble de la statique vertébrale dans le plan sagittal.

Conclusion

Dans ce travail nous proposons une évaluation simple des muscles du tronc par l'IRM, cet examen pouvant être fait en routine dans le bilan d'une fracture rachidienne. Les muscles du tronc ont été quantifiés uniquement sur une coupe axiale. Nous n'avons pas effectué de modélisation 3D qui aurait peut-être permis de retrouver une relation plus

forte entre muscle et posture. Mais la complexité actuelle de la modélisation musculaire en 3D aurait empêchée son utilisation en pratique clinique.

La prise en compte de l'incidence pelvienne réduit l'écart de 50 % entre d'une part les mesures des angulations régionales lombaires et d'autre part les mesures prédites, comparées à l'ART. Nous proposons donc devant un cal vicieux ou une fracture du rachis lombaire de mesurer l'incidence du patient pour estimer la valeur antérieure à l'accident de l'angulation régionale de la vertèbre lésée. L'objectif thérapeutique sera de restaurer cette angulation régionale.

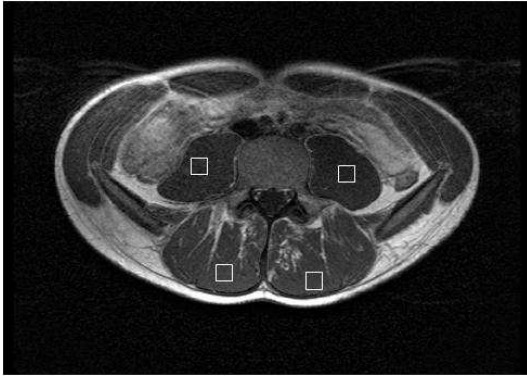


Figure 1 : contourage des muscles du tronc sur une coupe IRM passant par L4. Mise en place de 4 régions d'intérêt dans les muscles erector spinae et psoas major.

Outlining of the trunk muscles on MRI axial slice through L4.



Figure 2 : Sur la même coupe les pixels correspondant à la composante contractile de la section musculaire (ACCSM) sont représentés en gris.

On the same slice, the pixels corresponding to the contractile component of the muscles are grey.

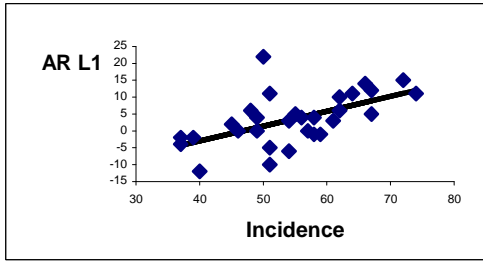


Figure 3 : relation entre l'angulation régionale de L1 et l'incidence
 Relationship between the L1 regional angle and the pelvic incidence

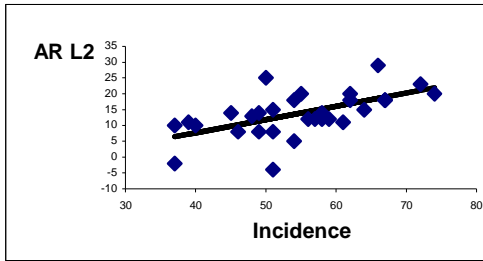


Figure 4 : relation entre l'angulation régionale de L2 et l'incidence
 Relationship between the L2 regional angle and the pelvic incidence

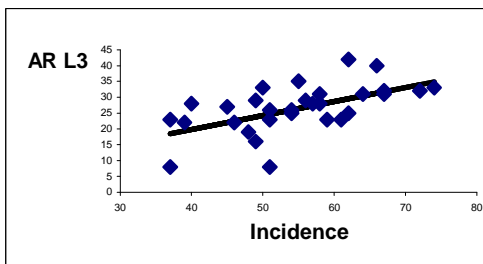


Figure 5 : relation entre l'angulation régionale de L3 et l'incidence
 Relationship between the L3 regional angle and the pelvic incidence

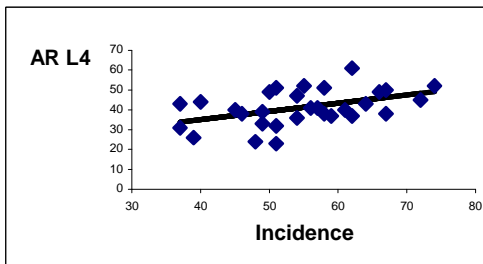


Figure 6 : relation entre l'angulation régionale de L4 et l'incidence
 Relationship between the L4 regional angle and the pelvic incidence

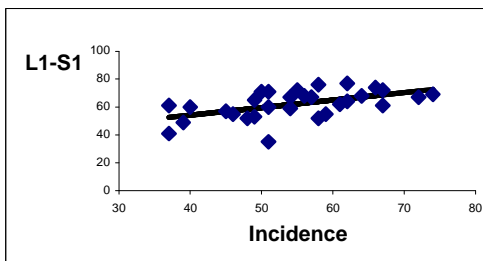


Figure 7 : relation entre la lordose L1-S1 et l'incidence
 Relationship between the L1-S1 lordosis and the pelvic incidence

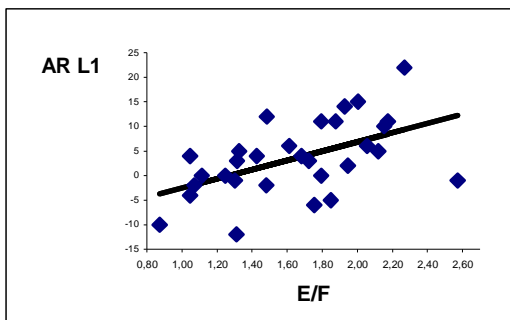


Figure 8 : relation entre l'angulation régionale de L1 et le rapport entre l'aire de la
 composante contractile des muscles extenseurs et du psoas major
 Relationship between the L1 regional angle and the ratio between the area of the
 contractile components of the extensors and psoas major muscles.

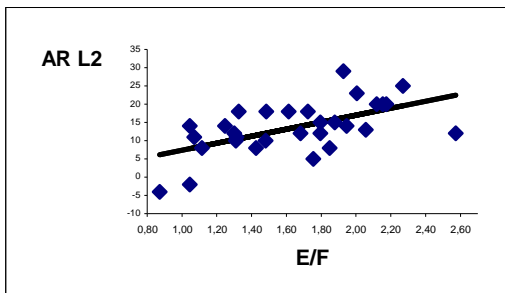


Figure 9 : relation entre l'angulation régionale de L2 et le rapport entre l'aire de la composante contractile des muscles extenseurs et du poas major

Relationship between the L2 regional angle and the ratio between the area of the contractile components of the extensors and psoas major muscles.

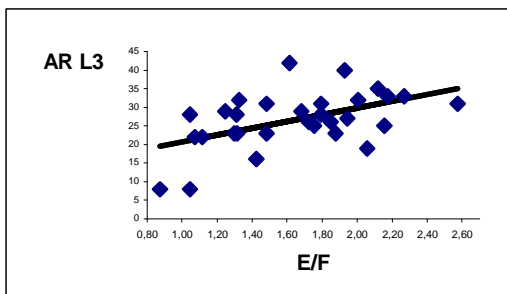


Figure 10 : relation entre l'angulation régionale de L3 et le rapport entre l'aire de la composante contractile des muscles extenseurs et du poas major

Relationship between the L3 regional angle and the ratio between the area of the contractile components of the extensors and psoas major muscles.

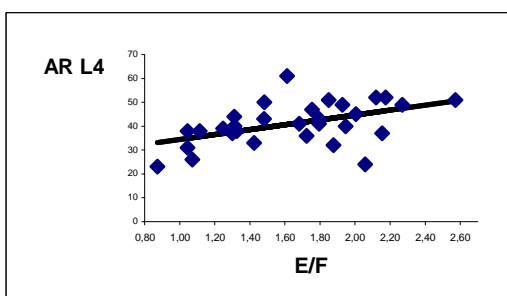


Figure 11 : relation entre l'angulation régionale de L4 et le rapport entre l'aire de la composante contractile des muscles extenseurs et du poas major

Relationship between the L4 regional angle and the ratio between the area of the contractile components of the extensors and psoas major muscles.

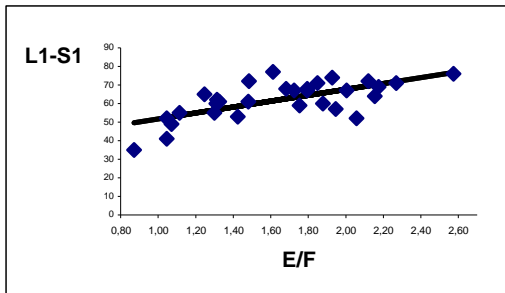


Figure 12 : relation entre la lordose L1-S1 et le rapport entre l'aire de la composante contractile des muscles extenseurs et du poas major

Relationship between the L1-S1 lordosis and the ratio between the area of the contractile components of the extensors and psoas major muscles.

Incidence	54° (10)
Angulation régionale L1	4°(8)
Angulation régionale L2	14°(7)
Angulation régionale L3	27°(8)
Angulation régionale L4	41°(9)
Angulation régionale L5	41°(6)
Lordose L1S1	62°(10)

Tableau 1 : mesures moyennes (écart-types) pour les 30 sujets de l'angle d'incidence, des angles d'angulation régionale pour chaque vertèbre lombaire et de la lordose L1-S1.

Average measurements (standard deviation) of the incidence, regional angles of each lumbar vertebra, and L1-S1 lordosis in the 30 subjects.

	ASM	ACCSM	% TC
Erector spinae	2727 (651)	2424 (688)	89 %
psoas major	1653 (601)	1607 (602)	97%
Quadratus lumborum	740 (300)	719 (304)	97%
oblicus lateralis	1143 (317)	1073 (321)	94%
oblicus medialis	1015 (412)	974 (408)	96%
transversus abdominis	481 (127)	464 (132)	96%
Rectus abdominis	715 (236)	655 (207)	92%
Rapport E/F	1,75 (0,42)	1,66 (0,39)	

Tableau 2 : mesures moyennes (écart-types) pour les 30 sujets de l'aire (mm²) de section musculaire (ASM) et de l'aire de la composante contractile de la section musculaire (ACCSM) des muscles erector spinae, psoas major, quadratus lumborum, oblicus lateralis, oblicus medialis, transversus abdominis et rectus abdominis et du rapport erector spinae / psoas major (rapport E/F). Le pourcentage de tissu contractile (%TC = ACCSM/ASM*100) est noté pour chaque muscle.

Average measurements (standard deviation) of the muscle cross-sectional area and its contractile component of the trunk muscles.

	L1		L2		L3		L4		L5		L1S1		(E/F)	
	r	p	r	p	r	P	r	p	r	P	r	p	r	p
(E/F)	0,55	P<0,001	0,64	P<0,0001	0,58	P<0,001	0,54	p<0,001	0,43	0,008	0,68	P<0,001		
Inc	0,57	P<0,001	0,58	P<0,001	0,58	P<0,001	0,45	0,006	0,10	0,291	0,53	P=0,001	0,38	0,019

Tableau 3 : corrélations entre l'angulation régionale pour chaque vertèbre lombaire, la lordose L1S1, l'incidence pelvienne et le rapport entre la composante contractile de la section musculaire (ACCSM) des muscles muscles erector spinae et des psoas major (rapport E/F). r : coefficient de corrélation de Spearman. p : valeur du test de distribution de student.

Correlations between 1) regional vertebral angles corresponding to each lumbar vertebra, L1S1 lordosis and incidence and 2) ratio between the area of the contractile components of the extensors and psoas major muscles

L1	A	incidence+E/F	4,1°(3,8)
	B	incidence	4,4°(4,4)
	C	Stagnara (-1°)	6,8°(5,6)
L2	A	incidence+E/F	4,0°(3,0)
	B	incidence	4,3°(3,6)
	C	Stagnara (8°)	7,2°(5,2)
L3	A	incidence+E/F	4,5°(3,4)
	B	incidence	4,5°(4,2)
	C	Stagnara (19°)	9,3°(5,3)
L4	A	incidence+E/F	5,4°(4,8)
	B	incidence	6,4°(4,5)
	C	Stagnara (33°)	10,0°(6,6)
L1S1	A	incidence+E/F	5,4°(3,8)
	B	incidence	6,7°(5,0)
	C	Stagnara (56°)	9,7°(6,3)

Tableau 4 : Ecart moyen (écart-type des écarts) entre les valeurs mesurées des angulations régionales des vertèbres L1 à L4 et de la lordose lombaire L1-S1 et A/ la valeur calculée en prenant en compte l'incidence et le rapport E/F B/ la valeur calculée en prenant en compte l'incidence C/ les valeurs de référence de Stagnara et al (1).

Mean differences among measurements of the L1, L2, L3 and L4 regional angles, the L1S1 lordosis, and the calculated values.

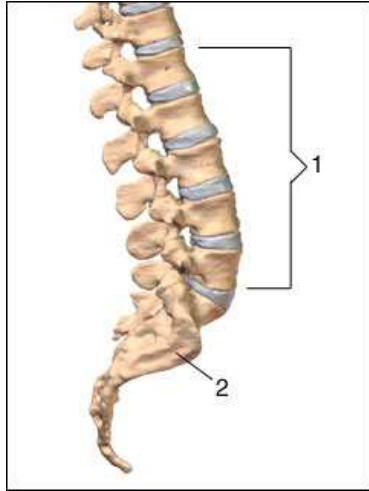
Bibliographie

1. Stagnara P. Les déformations du rachis. Paris Ed Masson, 1984.
2. Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, Prat-Pradal D, Legaye J, Duval-Beaupere G, Pelissier J. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *Eur Spine J.* 2006;15:415-22.
3. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence : A fundamental pelvic parameter for three dimensional-regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J* 1998;7:99-103.
4. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine.* 2005;30:346-53.
5. Jorgensen MJ, Marras WS, Gupta P. Cross-sectional area of the lumbar back muscles as a function of torso flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:280-6.
6. Marras WS, Jorgensen MJ, Granata KP, Wiand B. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:38-46.
7. Kim HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S, Song MY. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *Eur Spine J.* 2006;15:409-14.
8. Champain S, Benchikh K, Nogier A, Mazel C, Guise JD, Skalli W. Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies. *Eur Spine J.* 2006;15:982-91.

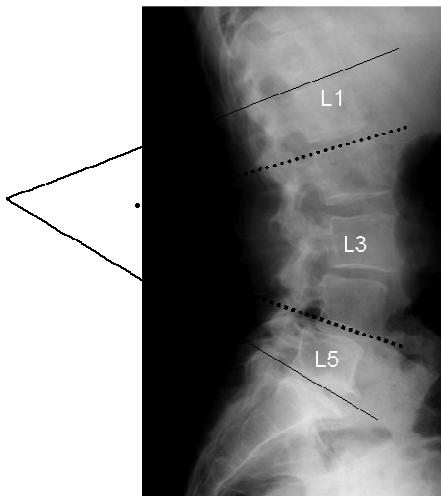
9. Rillardon L, Levassor N, Guigui P, Wodecki P, Cardinne L, Templier A, Skalli W. Validation d'un outil de mesure des paramètres pelviens et rachidiens de l'équilibre sagittal du rachis. *Rev Chir Orthop* 2003;89:218-27.
10. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine*. 2004;29:E515-9.
11. Dangaria TR, Naesh O. Changes in cross-sectional area of psoas major muscle in unilateral sciatica caused by disc herniation. *Spine*. 1998;23:928-31.
12. Kim DY, Lee SH, Chung SK, Lee HY. Comparison of multifidus muscle atrophy and trunk extension muscle strength: percutaneous versus open pedicle screw fixation. *Spine*. 2005;30:123-9.
13. Parkkola R, Rytokoski U, Kormano M. Magnetic resonance imaging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. *Spine*. 1993;18:830-6.
14. Peltonen JE, Taimela S, Erkintalo M, Salminen JJ, Oksanen A, Kujala UM. Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength--a longitudinal study in adolescent girls. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1998;77:66-71.
15. Savage RA, Millerchip R, Whitehouse GH, Edwards RH. Lumbar muscularity and its relationship with age, occupation and low back pain. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1991;63:265-8.
16. Gejo R, Matsui H, Kawaguchi Y, Ishihara H, Tsuji H. Serial changes in trunk muscle performance after posterior lumbar surgery. *Spine*. 1999;24:1023-8.

17. Flicker PL, Fleckenstein JL, Ferry K, Payne J, Ward C, Mayer T, Parkey RW, Peshock RM. Lumbar muscle usage in chronic low back pain. Magnetic resonance image evaluation. *Spine*. 1993;18:582-6.
18. Salminen JJ, Erkintalo-Tertti MO, Paajanen HE. Magnetic resonance imaging findings of lumbar spine in the young: correlation with leisure time physical activity, spinal mobility, and trunk muscle strength in 15-year-old pupils with or without low-back pain. *J Spinal Disord*. 1993;6:386-91.
19. Keller A, Gunderson R, Reikeras O, Brox JI. Reliability of computed tomography measurements of paraspinal muscle cross-sectional area and density in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2003;28:1455-60.
20. Airaksinen O, Herno A, Kaukanen E, Saari T, Sihvonen T, Suomalainen O. Density of lumbar muscles 4 years after decompressive spinal surgery. *Eur Spine J*. 1996;5:193-7.
21. Keller A, Johansen JG, Hellesnes J, Brox JI. Predictors of isokinetic back muscle strength in patients with low back pain. *Spine*. 1999;24:275-80.
22. Holmback AM, Askaner K, Holtas S, Downham D, Lexell J. Assessment of contractile and noncontractile components in human skeletal muscle by magnetic resonance imaging. *Muscle Nerve*. 2002;25:251-8.
23. Kent-Braun JA, Ng AV, Young K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. *J Appl Physiol*. 2000;88:662-8.
24. Keller A, Brox JI, Gunderson R, Holm I, Friis A, Reikeras O. Trunk muscle strength, cross-sectional area, and density in patients with chronic low back pain randomized to lumbar fusion or cognitive intervention and exercises. *Spine*. 2003;29:3-8.

XIII. Annexe 5 : Rappels anatomiques



La colonne vertébrale comprend 5 vertèbres lombaires (1). Elles sont numérotées de L1 à L5, la vertèbre L1 étant la vertèbre apicale, et la vertèbre L5 s'articulant avec le sacrum (2).



Mesure de la lordose lombaire L1-L5 : c'est l'angle formé par la droite parallèle au plateau supérieur de la vertèbre L1 et la droite parallèle au plateau inférieur de la vertèbre L5.

Mesure de l'angulation régionale de la vertèbre L3 : c'est l'angle formé par la droite parallèle au plateau supérieur de la vertèbre L2 et la droite parallèle au plateau inférieur de la vertèbre L4.

XIV. Annexe 6 : Contribution personnelle

Articles 1 et 4 :

Ma contribution personnelle a porté sur le recrutement des sujets volontaires, la détermination en collaboration avec le Professeur Dousset de la séquence IRM à utiliser. Nous avons avec Erwan Jolivet défini le mode d'analyse du signal musculaire. J'ai participé avec E. Jolivet et R. Saintonge à l'étude de reproductibilité des mesures. L'analyse des données a été faite en collaboration avec E. Saubusse. J'ai effectué la rédaction des articles.

Articles 2 et 3 :

Dans ce travail j'ai organisé la randomisation des patients, effectué l'intervention chirurgicale, effectué les prises de pression musculaire en collaboration avec le Dr Obeid, planifié les rendez-vous d'IRM avant et 6 mois après l'intervention. Les données ont été collectées avec le Dr Degrise (anesthésiste). J'ai réalisé l'analyse des données et j'ai effectué la rédaction des articles.