

Université de Montréal

Imagerie des muscles du membre supérieur et du dos

par

Gnahoua Zoabli

Institut de génie biomédical

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Philosophiae Doctor (Ph.D.)
en génie biomédical

Décembre, 2005

©, Gnahoua Zoabli, 2005



W
4
U58
2006
v.091

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

Imagerie des muscles du membre supérieur et du dos

présentée par

Gnahoua Zoabli

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Jean Meunier, Ph.D.
président-rapporteur

Pierre A. Mathieu, Ph.D.
directeur de recherche

Farida Chériet, Ph.D.
membre du jury

Lahbib Soualmi, Ph.D.
examineur externe

Gilles Beaudoin, Ph.D.
représentant du doyen de la FES

RÉSUMÉ

Pour étudier l'activité des muscles, on se sert généralement du signal électrique qui donne lieu à la contraction musculaire. Ce signal électromyographique (EMG) dont l'amplitude est proportionnelle à la force développée par un muscle se propage jusqu'à la surface de la peau où on peut le capter avec des électrodes. L'amplitude du signal de surface est d'autant plus faible que la distance séparant le muscle de la peau est grande. De plus, le volume conducteur qui occupe cet espace agit comme un filtre passe-bas sur le contenu fréquentiel du signal. Compte tenu aussi que plusieurs muscles peuvent être simultanément actifs, l'interprétation du signal EMG n'est pas facile. Toutefois, en disposant d'informations anatomiques sur les muscles d'intérêt et sur le milieu séparant les muscles de la surface de la peau on dispose d'éléments importants pour fournir une interprétation éclairée du signal EMG. Pour bien faire ce travail, les images ou illustrations disponibles dans des atlas sont inadéquates et il faut disposer d'images plus représentatives de la situation dans laquelle les signaux EMG sont captés. Dans notre cas, on a choisi d'utiliser des images de résonance magnétique (IRM). Les structures d'intérêt ont été identifiées puis délimitées sur des tranches successives de manière à obtenir diverses dimensions telles la longueur, le volume ainsi que la position relative d'un muscle par rapport à ses voisins. Dans le cadre de cette thèse, on a procédé à des acquisitions d'IRM sur le bras droit de 7 sujets sains ainsi que sur les muscles du dos de 8 patients souffrant de la dystrophie musculaire de Duchenne (DMD). D'autre part, une banque d'images de 88 patients scoliootiques a été constituée à partir des archives d'un centre hospitalier. On a alors cherché à identifier les paramètres d'acquisition IRM qui

offraient le meilleur contraste pour la segmentation musculaire. Pour 17 de ces patients une analyse des masses musculaires et de l'épaisseur du pli sous-cutané au niveau des muscles paraspinaux a été réalisée.

Chez nos sujets sains, on s'est intéressé à étudier les variations de l'épaisseur de la peau et de celle du gras sous-cutané le long et autour du bras et de l'avant-bras. On a aussi identifié et mesuré 6 muscles au niveau du bras et 14 autres pour l'avant-bras. Sur chaque tranche IRM, la surface de chaque muscle a été obtenue afin de mieux estimer sa contribution potentielle à l'amplitude du signal EMG recueilli à la surface de la peau. La position relative de ces muscles a aussi été déterminée. À partir de ces mesures ainsi que des signaux enregistrés chez ces mêmes sujets dans le cadre d'un projet de maîtrise, on a démontré que l'amplitude et la densité spectrale de l'EMG de surface diminuaient avec l'augmentation de l'épaisseur de la peau et du gras sous-cutané. Les mesures de longueur, de surface et de volume qu'on a obtenues ont été comparées aux valeurs disponibles dans la littérature. Tandis que la longueur des muscles s'est avérée similaire à celle rapportée, le poids et le volume des petits muscles ont été surestimés.

À partir de plusieurs mesures effectuées sur chacune des 3 couches formant la peau et le gras sous-cutané, on a trouvé une plus grande épaisseur au niveau du bras que pour l'avant-bras. De plus, alors que cette épaisseur est constante le long du membre, elle varie sensiblement le long de sa circonférence. Parmi ces couches, c'est l'épaisseur de l'hypoderme qui varie le plus. On a constaté que cette épaisseur est sensiblement plus grande pour les femmes que pour les hommes.

En relation avec la scoliose idiopathique adolescente, on a étudié les muscles du dos. Dans un premier temps, la banque de données d'IRM de 88 patients a été utilisée pour identifier une séquence de résonance magnétique (SE-T1) qui permettait d'obtenir le meilleur contraste permettant d'identifier la frontière entre les muscles ainsi qu'avec le pli cutané ou le gras infiltré dans les muscles. Avec cette séquence, on a par la suite identifié 17 patients pour qui la courbure scoliotique avait été complètement imagée. On s'est alors intéressé au volume des muscles paraspinaux et à l'épaisseur du pli cutané au niveau du dos en vue de pouvoir expliquer pourquoi on enregistre fréquemment un signal EMG de plus grande amplitude du côté convexe de la déviation. On a alors trouvé, contrairement à ce qui était attendu, qu'un plus grand volume musculaire pouvait se situer autant du côté convexe que concave et non pas toujours dans la région de l'apex. Quant à l'épaisseur du pli cutané au-dessus des muscles du dos, elle est à l'apex toujours plus grande du côté concave que convexe et cette différence diminue à mesure qu'on s'éloigne de l'apex. Avec ces informations, on peut alors considérer que la plus grande amplitude des signaux EMG mesurés du côté convexe pourrait être due à une plus grande excitabilité des fuseaux neuromusculaires du côté convexe vu l'étirement du muscle. Un mécanisme mis en place pour contrer le développement de la courbure pourrait aussi être à l'origine d'une commande motrice plus importante du côté convexe.

Chez les patients DMD, on sait que la dégénérescence musculaire conduit souvent au développement d'une scoliose. C'est dans le but de mieux cerner cette dynamique qu'un protocole impliquant la prise d'IRM ainsi qu'une analyse électromyographique des muscles du dos a été effectué chez ces patients. Alors que l'étude de l'EMG a été réalisée par un étudiant de maîtrise, une autre personne au niveau du doctorat travaillait à

l'élaboration d'un modèle par éléments finis personnalisé de ces mêmes sujets où les muscles étaient inclus. Les mesures anatomiques que nous avons obtenues ont donc aussi servi à l'élaboration de ce modèle.

L'analyse de l'érecteur du rachis s'est effectuée de T8 à L4. Quatre des patients DMD n'étaient pas encore scoliotiques, 2 étaient en voie de le devenir alors que les 2 autres étaient scoliotiques. Du côté convexe de la déviation, le volume musculaire des patients scoliotiques et en voie de le devenir était habituellement plus petit et l'infiltration y était plus importante. Il semble donc que chez les DMD, la scoliose pourrait être induite par une infiltration de gras inégale de part et d'autre de la colonne dorsale. Le côté convexe étant celui où l'épaisseur du pli cutané du dos est plus réduite et où il y a moins de fibres musculaires. La détection d'un signal EMG de plus grande amplitude du côté convexe pourrait résulter, comme pour la scoliose idiopathique adolescente, d'une plus grande activité des fuseaux neuromusculaires et/ou d'une commande plus importante du système nerveux central aux motoneurones impliqués.

On a trouvé que l'infiltration de gras s'initie au voisinage du niveau vertébral L2 et progresse de la position latérale vers le milieu de la colonne. Comme les variations d'infiltration de gras les plus importantes se situent au voisinage de l'apex, on considère qu'elles pourraient être à l'origine de la déformation scoliotique. Pour prédire la gravité de la dystrophie musculaire, les cliniciens disposent d'une échelle fondée sur des paramètres tels la capacité vitale à l'âge de 10 ans et l'âge auquel le patient cesse d'être ambulant. Comme cette échelle ne tient pas compte du niveau d'infiltration des muscles spinaux, on propose d'y ajouter la mobilité des patients DMD avec le pourcentage du

gras infiltré. Nous avons seulement étudié les muscles du dos mais il pourrait aussi être important de considérer des muscles moins accessibles tels que le psoas, le quadratus lumborum ou encore s'intéresser aux obliques externes ou aux muscles abdominaux car chacun d'eux contribue à la stabilité et à l'équilibre de la colonne vertébrale.

Dans l'ensemble, l'utilisation de l'IRM a permis d'effectuer des mesures permettant d'améliorer la compréhension du mécanisme de développement de la scoliose ou de façon générale de la déficience musculaire. Toutes ces nouvelles connaissances acquises sont de nature à contribuer positivement au traitement des patients souffrant de problèmes musculaires.

MOTS CLÉS : imagerie par résonance magnétique, segmentation d'images, muscles, peau, gras, membre supérieur, tronc, scoliose, dystrophie musculaire de Duchenne.

ABSTRACT

To study the activity of the muscles, one uses generally the electric signal which gives place to the muscular contraction. This electromyographic signal (EMG) is propagated from the muscle to the surface of the skin where it can be collected with electrodes. The larger the distance separating the muscle from the skin the lower the amplitude of the EMG signal. Moreover, the volume conductor which occupies this space acts like a low-pass filter on the frequency contents of the signal. Considering these transformations and given that several muscles can be simultaneously active, the interpretation of an EMG signal can give place to several situations. An approach to identify the most judicious choices consists in having anatomical information on the concerned muscular structures and the conducting medium separating the muscles from the skin surface. To be really useful, it is necessary to have images less generic than those available in the atlases. With this intention, we chose to use magnetic resonance images (MRI) where the structures of interest were identified then delimited on successive slices so as to obtain various dimensions such as length, volume as well as the relative position of a muscle compared to its neighbors. Within the framework of this thesis, we carried out acquisitions of MRI on the right arm of 6 healthy subjects and on the back muscles of 8 patients suffering from Duchenne muscular dystrophy (DMD). In addition, a bank of scoliotic images of 88 patients was setup. We then identified the MRI acquisition parameters which offered the best contrast for muscle segmentation. For 17 of these patients an analysis of muscular masses and of skinfold thickness over the paraspinal muscles were carried out.

For the healthy subjects, we were interested to study the variations of the skin thickness and that of the subcutaneous fat along and around the arm and the forearm. We also identified and measured 6 muscles of the arm and 14 for the forearm. On each MRI slice, the surface of each muscle was obtained in order to better consider its potential contribution to the amplitude of the EMG signal collected at the skin surface. The relative position of these muscles was also given. Starting from these measurements as of the signals recorded at these same subjects within a M.Sc. project, we found that the amplitude and the power spectrum density of the surface EMG decreased as the skinfold thickness increases. With voxels of $1.4 \times 1.4 \times 1.5 \text{ mm}^3$, our volume, surface, and length measures were compared with those available in the literature. While the length of the muscles proved to be similar to that reported, the weight and the volume of the small muscles were over-estimated. Starting from several measurements taken on each layer forming the skin and the subcutaneous fat, we found a greater thickness at the arm level than for the forearm. Moreover, whereas this thickness is constant longitudinally, it varies appreciably along its circumference. Among these layers, it is the thickness of the hypodermis which varies the most. It was noted that this thickness is appreciably larger for the women than for the men. For the scoliotic patients, their back muscles were studied. Initially, the MRI data bank of 88 patients was used to identify a magnetic resonance sequence (SE-T1) which provided the best contrast to identify the boundaries between the muscles and with the subcutaneous fat or the fat infiltrated in the muscles. With this sequence, we thereafter identified 17 patients for whom the scoliotic curves had been completely pictured. We were then interested in the volume of the paraspinal muscles and the skinfold thickness over the back muscles for being able to explain why

one frequently records an EMG signal of greater amplitude on the convex side of the deviation. Having standardized the length of each curvature and having divided it into three sections of equal length, we then found, contrary with what was awaited, that a greater muscular volume could be located at as much convex side than concave and not always in the area of the apex. As for the skinfold thickness above the back muscles, it is larger at the apex on the concave side than the convex one and this difference decreases as the distance to the apex increases. With this information, one can then consider that the largest EMG amplitude measured on the convex side is due to a greater excitability of the neuromuscular spindles on the convex side considering the stretching of the muscle on this side. Additionally to this, the skinfold being less thick on the convex side of the apex, its EMG signal is less attenuates than on the concave side. Finally, a mechanism initiated to counterbalance the development of the curve could also be at the origin of a more important motor activity on the convex side.

Whereas for the adolescent idiopathic scoliosis (AIS), the implication of the asymmetrical musculature is regarded as one of the factors being able to induce the deformation of the column, it is known that among DMD patients there is a muscular degeneration which often leads to the development of a scoliosis. It is with an aim of better determining this muscular dynamics that a protocol implying the acquisition of MRI as well as an electromyographic analysis of the back muscles was carried out among these patients. Whereas an EMG study was carried out by a M. Sc. student, another person who was a PhD candidate worked on the development of a personalized model by finite elements where the muscles of these same subjects were included. Anatomical measurements that we obtained thus were also used for the development of this model.

The analysis of the back muscles of DMD patients was carried out from T8 to L4. Four of these patients were not yet scoliotic, 2 were in the process of becoming it whereas the 2 others were scoliotic. Muscular volume of the scoliotic patients and of those in the process of becoming it was usually smaller and the infiltration was more important on convex side. It would thus seem that for the DMD, the scoliosis could be induced by an unequal presence of muscle fibres on each side of the dorsal column. The convex side being that where the back skinfold thickness is more reduced and where there are less healthy muscular fibres, it would seem that the presence of a larger EMG signal on this side could result from a greater activity of the neuromuscular spindles which are stretched there and/or from a more important input from the central nervous system to the implied motoneurons. It is probable that a similar mechanism can be present in the AIS but these results must be confirmed by additional acquisitions.

We found that fat infiltration is initiated in the vicinity of the vertebral level L2 and progresses from the lateral position towards the middle of the column. We also found that this infiltration was not always symmetrical on both sides of the column. As the vertebral level where the most important variations is in the vicinity of the apex, we consider that they could be at the origin of the scoliotic deformation. To predict the severity of muscular dystrophy, the clinicians use a scale based on parameters such as vital capacity at the age of 10 years and the age to which the patient ceases to be ambulant. As this scale does not take into account the infiltration level of the spinal muscles, we propose to add to it the mobility of the DMD patients and the percentage of the infiltrated fat. We were interested here only in the back muscles but it could also be important to study less accessible muscles such as the psoas, the quadratus lumborum or

to be interested in the external oblique or the abdominal muscles because each of them contributes to the stability and the balance of the spinal column. In general, the use of MRI have contributed to improve the comprehension of the developmental mechanism of scoliosis or of muscular deficiencies. All this new acquired knowledge is likely to contribute positively to the treatment of the patients suffering from muscular problems.

KEY WORDS: magnetic resonance imaging, image segmentation, muscles, skin, fat, upper limb, trunk, scoliosis, Duchenne muscular dystrophy.

TABLE DES MATIÈRES

RESUME	iii
ABSTRACT	viii
TABLE DES MATIERES	xiii
LISTE DES TABLEAUX.....	xviii
LISTE DES FIGURES	xix
LISTE DES ABBREVIATIONS	xxi
REMERCIEMENTS.....	xxv
CHAPITRE I INTRODUCTION	1
1.1 MEMBRE SUPERIEUR DE SUJETS NORMAUX.....	6
1.2 SCOLIOSE IDIOPATHIQUE ADOLESCENTE.....	6
1.3 SCOLIOSE ET DYSTROPHIE MUSCULAIRE DE DUCHENNE.....	6
CHAPITRE II REVUE DE LITTÉRATURE.....	9
2.1 INTRODUCTION.....	9
2.1.1 Mesure de l'activité musculaire	9
2.1.2 Volume conducteur	10
2.1.3 Atlas anatomiques	10
2.1.4 Imagerie du muscle squelettique.....	12
2.2 INTRODUCTION A L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE.....	14

2.2.1	Bases physiques de la résonance magnétique nucléaire	14
2.2.2	Principes de l'IRM.....	18
2.2.3	Séquence d'acquisition des images de résonance magnétique	19
2.3	AFFICHAGE, EDITION ET MESURES DES IMAGES.....	21
2.4	SCOLIOSE IDIOPATHIQUE CHEZ L'ADOLESCENT.....	22
2.5	SCOLIOSE ET DYSTROPHIE MUSCULAIRE DE DUCHENNE.....	25
2.6	LOGICIELS EVALUES POUR LA SEGMENTATION DES IRM	26
CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE		30
3.1	Protocole du membre supérieur : sujets sains	30
3.1.1.	Sujets.....	30
3.1.2.	Images de résonance magnétique.....	30
3.1.3.	Biométrie musculaire	32
3.1.4.	Segmentation.....	35
3.1.5.	Mesure des volumes.....	36
3.1.6.	Modèle géométrique et visualisation en 3D.....	38
3.1.7.	Epaisseur de la peau.....	39
3.1.8.	Contrôle de qualité.....	40
3.2	BANQUE D'IMAGES SUR LA SCOLIOSE	41
3.2.1.	Patients.....	41
3.2.2.	Imagerie des muscles du dos.....	44
3.2.3.	Niveau de gris	46
3.2.4.	Différence de masse musculaire	46
3.3	DYSTROPHIE MUSCULAIRE DE DUCHENNE.....	47
3.3.1.	Patients.....	47

3.3.2. Protocole d'acquisition	48
3.3.3. Segmentation et calcul de l'infiltration de gras	48
CHAPITRE IV ARTICLE I : UPPER LIMB MUSCLE MORPHOMETRY FROM MAGNETIC RESONANCE IMAGING.....	50
4.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THESE.....	50
4.2 ABSTRACT.....	52
4.3 INTRODUCTION.....	53
4.4 MATERIALS AND METHODS.....	58
4.5 RESULTS	62
4.6 DISCUSSION.....	71
4.7 CONCLUSION.....	74
CHAPITRE V ARTICLE II : BACK MUSCLES BIOMETRY IN ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS	75
5.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE.....	75
5.2 ABSTRACT.....	77
5.3 INTRODUCTION.....	79
5.4 MATERIALS AND METHODS.....	82
5.5 RESULTS	85
5.6 DISCUSSION.....	94
5.7 CONCLUSION.....	96

CHAPITRE VI ARTICLE III: MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF THE ERECTOR SPINAE MUSCLES IN DUCHENNE MUSCULAR DYSTROPHY PATIENTS.....	97
6.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THESE.....	97
6.2 ABSTRACT.....	99
6.3 INTRODUCTION	100
6.4 MATERIALS AND METHODS.....	102
6.5 RESULTS	105
6.6 DISCUSSION	112
6.7 CONCLUSION.....	117
CHAPITRE VII RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES.....	118
7.1. ÉPAISSEUR DES COUCHES DE LA PEAU	118
7.2. BIOMÉTRIE ET POSITION RELATIVE DES MUSCLES DU MEMBRE SUPÉRIEUR.....	120
7.3. CONSIDÉRATIONS POUR LA DISPOSITION D'ÉLECTRODES DE SURFACE	123
7.4. REPRÉSENTATION TRIDIMENSIONNELLE DES MUSCLES	124
7.5. SEVERITE DE L'INFILTRATION CHEZ LES PATIENTS DMD	124
DISCUSSION GÉNÉRALE.....	126
8.1. MEMBRE SUPERIEUR.....	127

8.2. PATIENTS SCOLIOTIQUES	129
8.3. PATIENTS DMD.....	131
8.4. FAIBLESSES DES ÉTUDES.....	134
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	137
PERSPECTIVES	139
RÉFÉRENCES	141
ANNEXE 1 – Article publié comme chapitre de livre	156
A1.1 : Étude de l'anatomie musculaire du membre supérieur à l'aide de l'IRM.....	156

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2. 1: Quelques valeurs de temps de relaxation	18
Tableau 4. 1: Dimensions of 6 muscles of the arm and 14 muscles of the forearm	67
Tableau 5. 1: MR sequence parameters identified in the databank	87
Tableau 5. 2: Average muscular difference index (MDI)	89
Tableau 6. 1: DMD patients	106
Tableau 7. 1: Comparaison de nos mesures avec la chirurgie ou l'adiposomètre	118
Tableau 7. 2 : Longueur et volume estimés	121
Tableau 7. 3: Échelle de sévérité de la dystrophie	125

LISTE DES FIGURES

Fig. 2.1: Magnétisation en présence du champ magnétique statique B_0	15
Fig. 2.2 : Composante longitudinale et transverse de la magnétisation.	17
Fig. 2.3 : Chronogramme d'une séquence de résonance magnétique	20
Fig. 2.4: Paramètres d'une tranche IRM	20
Fig. 3.1: Protocole IRM avec compensation de l'artéfact de mouvement	31
Fig. 3.2: Volume d'acquisition à l'intérieur duquel on trouve le membre supérieur.	32
Fig. 3.3: Acquisition d'IRM du membre supérieur dans le plan sagittal ou axial	33
Fig. 3.4: Segmentation selon les 3 plans anatomiques.....	36
Fig. 3.5: Approximation cylindrique de la géométrie du muscle	37
Fig. 3.6: Création du modèle surfacique - algorithme de cube connecteur.	38
Fig. 3. 7: Épaisseur de la peau au niveau du membre supérieur.....	39
Fig. 3.8: Fantôme IRM M 222 FL	40
Fig. 3.9: Détermination des coordonnées de l'apex et des points d'inflexion	43
Fig. 3.10: Disposition des tranches IRM pour calculer le volume et la CSA	45
Fig. 4. 1: MR images acquisition protocols.	61
Fig. 4. 2: Skinfold thickness effects on the power spectrum of EMG signals	64
Fig. 4. 3: Correlation between mean spectrum amplitude in % vs. skinfold thickness. ...	66
Fig. 4. 4: Comparison between dissection data and image segmentation results	68
Fig. 4. 5: Illustration of longitudinal positions of muscles within the arm	69
Fig. 5. 1: Normalization of scoliotic curvature.....	83
Fig. 5. 2: Illustration of some of our normalized scoliotic deviations.	88
Fig. 5. 3: Mean gray levels (+SD) obtained at random locations	90
Fig. 5. 4: Correlation between frontal offset value ρ_f and Cobb angle	91
Fig. 5. 5: Average (-SD or +SD) skinfold thickness obtained at three sites	93
Fig. 6. 1: MR images obtained at L2 level for patient #6 and patient #8	106
Fig. 6. 2: Muscle volume measured on the left vs those on the right of the spine	107
Fig. 6. 3: Percentage of infiltrated fat in each constituent of the ES muscle	108
Fig. 6. 4: Percentage of muscle fibers along the spine	110

Fig. 6. 5: Mean percentage of muscle fiber volume along the spine	111
Fig. 7. 1: Variation transverse et longitudinale des 3 couches de la peau	119
Fig. 7. 2: Illustrations des muscles de l'avant-bras droit	122
Fig. 7. 3: Illustrations du bras droit.	122

LISTE DES ABBRÉVIATIONS

Abréviations françaises :

2D	:	bidimensionnel
3D	:	tridimensionnel
AP	:	antéro - postérieur
MDI	:	indice de la différence de la masse musculaire du dos (acronyme de Muscle difference index)
CHUM	:	centre hospitalier de l'Université de Montréal
CMV	:	contraction maximale volontaire
CSA	:	surface transverse
DFZ	:	deflazacort
DMD	:	dystrophie musculaire de Duchenne
EMG	:	électromyographique
ERM	:	élastrographie par résonance magnétique
ES	:	érecteur du rachis
Fig.	:	Figure
FOV	:	champ de vision
FSE	:	spin écho rapide
FSE-T2	:	spin écho rapide avec pondération T2
GE	:	Général électrique systèmes médicaux
GRE	:	séquence d'écho de gradient
IL	:	iliocostalis
IMC	:	indice de masse corporelle

IRM	:	imagerie par résonance magnétique
LIS3D	:	laboratoire informatique de scoliose 3D
LMBCAO	:	laboratoire de modélisation biomécanique et de chirurgie assistée par ordinateur
LO	:	longissimus
Nex	:	nombre d'excitations magnétiques
PACS	:	système numérique d'archivage d'images
RMN	:	Résonance magnétique nucléaire
RSNA	:	acronyme de The Radiological Society of North America
RX	:	radiographie (rayons X)
SE	:	spin écho
SE-T1	:	spin écho avec pondération T1
SIA	:	scoliose idiopathique chez l'adolescent
SP	:	spinalis
T1	:	pondération T1
T2	:	pondération T2
TDM	:	tomodensitométrie
TE	:	temps d'écho
TENS	:	neurostimulateur transcutané
TR	:	temps de répétition
US	:	ultrasonographie

Abréviations anglaises:

AP	:	anterior-posterior
AIS	:	adolescent idiopathic scoliosis
MDI	:	Muscle difference index
BMI	:	Body mass index
DFZ	:	deflazacort
DMD	:	Duchenne muscular dystrophy
EDI	:	electronic digital interface
EMG	:	electromyographic
Fig.	:	Figure
FOV	:	Field of view
FSE	:	fast spin echo
FSE-T2	:	T2-weighted fast spin echo
GE	:	General electrics medical systems
GRE	:	gradient recalled echo
IL	:	iliocostalis
LO	:	longissimus
MR	:	magnetic resonance
MRI	:	magnetic resonance imaging
MVC	:	maximum voluntary contraction
Nex	:	number of excitations
PACS	:	picture archiving and communication system
RSNA	:	The Radiological Society of North America

SE	:	spin echo
SE-T1	:	T1-weighted spin echo
SP	:	spinalis
T1	:	T1-weighted
T2	:	T2-weighted
TE	:	echo time
TENS	:	transcutaneous electrical nerve stimulation
TR	:	repetition time
US	:	ultrasonography
USA	:	United States of America

REMERCIEMENTS

Pendant toutes ces années où nous avons travaillé sur cette thèse, nous avons eu l'opportunité de rencontrer des personnes qui ont, de près ou de loin contribué à sa réussite.

Dans un premier temps, je voudrais remercier mon épouse Marie-Claude Sanon, nos enfants David, Mélicia, Zavier, Williams et ma mère Dako Zadji, pour leur support sans lequel je ne pourrais arriver à bout de cette longue et délicate entreprise. Au niveau académique, j'ai eu la chance d'avoir le Prof. Pierre A. Mathieu comme directeur de recherche. À travers cet encadrement que j'apprécie tout particulièrement, je voudrais ici lui signifier ma reconnaissance pour m'avoir permis de bien identifier les subtilités de la recherche dans le cas particulier d'une thèse de doctorat. J'ai beaucoup appris et c'est tout à son honneur.

Le volet clinique et expérimental de mon travail, m'a mené dans un premier temps au Campus Saint-Luc du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Je tiens ici à remercier le centre de recherche et le département de radiologie qui ont bien voulu faire l'acquisition de nos premières images de résonance magnétique (IRM) obtenues de sept sujets sains avec des protocoles cliniques standards lors de nos études exploratoires. Nos remerciements vont plus particulièrement au Dr Hail Mallouche pour avoir coordonné ces activités sur l'imagerie du membre supérieur.

Pour l'étude de la scoliose et la dystrophie musculaire de Duchenne, nous avons rejoint l'équipe du Laboratoire informatique de scoliose 3D (LIS3D) et le Laboratoire de modélisation biomécanique et de chirurgie assistée par ordinateur (LMBCAO) de l'Hôpital Sainte-Justine où nous avons trouvé une équipe jeune et très dynamique dont nous avons beaucoup appris. C'est avec le concours de cette équipe que nous avons pu obtenir toutes les autorisations éthiques aux fins de traitements de données cliniques dans le cadre de ces études. Je tiens particulièrement à remercier le Prof. Carl-Éric Aubin et le Dr Hubert Labelle pour avoir mis à ma disposition les ressources nécessaires. Je tiens aussi à remercier les associés de recherche Marie Beauséjour, Julie Joncas et Christian Bellefleur pour être intervenus à divers niveaux lorsque leur expertise était nécessaire à l'avancement des projets cliniques.

Pour l'initiation à la programmation des séquences d'IRM, je tiens à remercier le LIS3D-LMBCAO pour avoir financé la formation technique sur l'appareil Siemens Magnetom Symphony de l'Hôpital Sainte-Justine. Par la même occasion, je voudrais remercier Dr Gilles Beaudoin du Campus Notre-Dame du CHUM dont l'expérience en programmation de séquence d'IRM m'a facilité la compréhension de beaucoup de concepts pratiques. Je remercie Dr Marie-Claude Miron et la technologue Diane Choquette du département de radiologie pour avoir activement participé à la mise en œuvre du projet DMD (dystrophie musculaire de Duchenne).

À tous les membres du Laboratoire de modélisation biomédicale de l'Institut de génie biomédical, je vous remercie pour votre support considérable.

Je remercie enfin, M. Yves Martel de la compagnie Tomovision pour m'avoir permis de participer à l'évaluation et au développement du logiciel SliceOmatic et pour avoir toujours accepté d'implémenter et intégrer au logiciel les fonctions avancées de traitement d'images dont j'avais besoin, même lorsque le logiciel commercial n'en possédait pas encore. Ce partenariat a été un exemple enrichissant de notre contribution à faire de SliceOmatic un logiciel d'imagerie d'avant-garde pour la recherche biomédicale.

CHAPITRE I INTRODUCTION

De façon régulière tout au long de notre quotidien, on se déplace, on bouge, on manipule des objets ou on garde une position immobile. Toutes ces activités résultent d'une orchestration élaborée de l'activité d'un ensemble de muscles qui sont reliées à notre squelette. Cette orchestration est accomplie en partie par le système nerveux et en partie par le système musculaire. Le système neuromusculaire est donc complexe. Heureusement toutefois, une grande partie des muscles se situent à la périphérie du corps ce qui facilite l'étude de leur activité.

Pour en étudier leur fonctionnement tant normal que pathologique, on dispose du signal électromyographique (EMG). Il s'agit du signal électrique qui, associé à la contraction musculaire, se propage du muscle jusqu'à la surface de la peau. Pour capter ce signal il suffit de placer des électrodes sur la peau au-dessus du muscle sous étude. À mesure que le niveau de la contraction musculaire augmente, un nombre plus grand de fibres musculaires est mis en activité rendant l'amplitude du signal EMG plus grande et plus complexe. Fréquemment, plusieurs muscles sont simultanément actifs et le signal EMG de chacun d'eux est capté par les électrodes d'enregistrement.

L'analyse de l'EMG sert principalement à des fins de diagnostic. Par exemple, chez des personnes ayant souffert d'un traumatisme crânien, les commandes venant du cortex moteur peuvent soit être perturbées ou ne plus pouvoir atteindre la périphérie pour déclencher la contraction des fibres musculaires. Le signal EMG en périphérie est donc perturbé comparativement à une situation normale. Parfois, il y a dans la moelle épinière,

une dégénérescence des neurones moteurs qui commandent la contraction des muscles. Parfois, la commande motrice est intacte mais ce sont les muscles qui ne peuvent plus se contracter normalement. Le signal EMG peut aussi servir à des fins de contrôle. Ainsi, suite à une amputation de la main, une prothèse abritant un petit moteur électrique et une pile peut être activée par la contraction volontaire d'un muscle généralement localisé au-dessus de l'amputation.

En plus de l'EMG, on peut enregistrer l'oscillation mécanique (mécanomyographie ou MMG) qui accompagne la contraction d'un muscle en contraction. Cet enregistrement se fait à l'aide d'une sonde piézoélectrique, d'un accéléromètre ou d'un microphone (Akataki *et al.*, 2001). La tensiomyographie (TMG) est une autre méthode où on se sert du fait que le ventre du muscle augmente pendant la contraction musculaire (Dahmane *et al.*, 2001). Que l'on se serve de l'EMG, de la MMG ou de la TMG, l'interprétation des signaux est facilitée lorsqu'on dispose de connaissances anatomiques sur les muscles et le volume conducteur qui les séparent de la surface de la peau.

Le volume conducteur qui sépare les muscles de la peau est un élément qui atténue l'amplitude des signaux EMG et en diminue aussi le contenu fréquentiel, mais il est difficile d'en connaître les caractéristiques électriques. Lorsqu'on utilise simultanément plusieurs électrodes d'enregistrement, des signaux de différentes amplitudes peuvent être observés mais il n'est pas facile d'en décoder la signification. Dans ces circonstances, une meilleure interprétation du signal EMG serait possible si la dimension des structures anatomiques et leur position relative sous les électrodes étaient connues.

Historiquement, les données anatomiques ont été obtenues à partir de la dissection de cadavres. On peut alors obtenir la longueur des fibres, leur angle de pennation, leur volume et leur masse. Ces mesures se retrouvent dans des articles scientifiques ou dans des atlas anatomiques. Un atlas étant une illustration établie à partir soit d'un individu ou de l'étude de plusieurs cadavres, les informations disponibles peuvent manquer de précision pour un sujet donné.

Alors que certains estiment que la dissection a encore sa place et que son utilisation judicieuse combinée avec l'informatique biomédicale aurait plus d'avantages sur la formation des futurs médecins (Aziz *et al.*, 2002), la tendance est de se servir de techniques non invasives basées sur l'imagerie médicale où l'identification des structures anatomiques peut être obtenue de façon personnalisée chez des sujets vivants. Les modalités d'imagerie basées sur l'émission de rayons-X ou gamma exposent le patient à des radiations ionisantes qui peuvent interagir avec leurs tissus et en modifier la structure. Ces modalités sont donc potentiellement cancérigènes. Par contre, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et l'ultrasonographie (US) sont des modalités non ionisantes. Elles sont donc de plus en plus utilisées surtout lorsque le suivi d'un patient nécessite une prise d'images répétée. L'imagerie par US se limite à une profondeur maximale de 30 mm. Pour des structures plus en profondeur, on utilise alors l'IRM (Kluger *et al.*, 2003).

Le muscle squelettique est un tissu mou et l'IRM est une modalité de choix pour l'imager. En effet en IRM, la diversité des propriétés du signal tels que la densité

protonique, le temps de relaxation, le flux, permettent d'obtenir un très bon contraste entre les structures. Avec la tomодensitométrie (TDM) et l'US, seule la densité des tissus ou la réflexion du son par ces tissus est impliquée et le contraste est alors moindre (Tempany and McNeil, 2001). Une fois les images obtenues, l'étape suivante consiste à les segmenter en vue de séparer les éléments d'intérêt les uns des autres pour en recréer la surface et le volume. Il s'ensuit la création de modèles surfaciques pour obtenir un visuel similaire à celui de la dissection.

Dans ce contexte, notre objectif principal était de développer, à partir d'images de résonance magnétique, des approches permettant d'identifier les muscles squelettiques les uns des autres, d'en mesurer la longueur et d'en obtenir le volume. Pour la segmentation des images nous avons choisi un logiciel commercial (SliceOmatic, Tomovision, Montréal) à partir duquel, nous avons développé des techniques permettant d'obtenir des résultats fiables.

Cette technique a été mise au point à partir initialement d'images d'un fantôme de radiologie ce qui a permis de vérifier la précision de nos mesures. Par la suite on a procédé (article 1) à la segmentation des muscles du bras qui sont relativement volumineux mais peu nombreux. À cette occasion, une technique a été mise au point pour s'assurer de la qualité des résultats (Zoabli *et al.*, 2001a). On a ensuite procédé à l'étude des muscles plus petits et plus nombreux de l'avant-bras ainsi qu'à une étude sur l'épaisseur du pli adipeux le long et autour du bras (Zoabli *et al.*, 2000). On a ainsi démontré l'effet de cette épaisseur sur les caractéristiques spectrales du signal EMG capté

à la surface du bras (Zoabli and Mathieu, 2002). Les acquisitions EMG ont été réalisées sur les mêmes sujets par une étudiante de maîtrise.

L'approche développée au niveau du bras a été adaptée à l'étude de la musculature du dos de patients scoliotiques (article 2). Il s'agit d'une déformation en 3 dimensions de la colonne vertébrale dont on ne connaît souvent pas la cause. On soupçonne toutefois qu'un déséquilibre dans les forces produites par les muscles du dos de part et d'autre de la colonne vertébrale pourrait participer à cette déformation. On a aussi trouvé dans plusieurs études la présence, au niveau de l'apex de la déviation, un signal EMG de plus grande amplitude du côté convexe. Dans notre étude on s'est donc intéressé à mesurer de part et d'autre de la colonne les masses musculaires ainsi que l'épaisseur du pli cutané dans le but d'identifier pourquoi l'amplitude du signal EMG est différente de part et d'autre de la déviation scoliotique. Cette étude a été effectuée pour identifier si la déformation scoliotique s'accompagne ou non d'une différence de part et d'autre de la colonne, dans la distribution de la masse de l'érecteur du rachis.

On a aussi procédé (article 3) à l'étude des muscles du dos de 8 patients souffrant de la dystrophie musculaire de Duchenne (DMD). On s'est intéressé à ces patients, car la perte de force motrice, associée à une infiltration de gras dans leurs muscles, les conduits souvent à développer une scoliose. Pour ce projet, des acquisitions en résonance magnétique ont spécifiquement été faites et le protocole expérimental a été planifié de manière à obtenir des voxels de petites tailles pour pouvoir mesurer avec précision le niveau d'infiltration du gras dans les muscles de l'érecteur du rachis. Nous avons aussi

mesuré l'épaisseur de la peau à différents endroits du dos. Ici encore on cherchait à obtenir des données anatomiques permettant d'interpréter plus facilement les signaux EMG enregistrés chez ces mêmes patients. La captation de ces signaux EMG a été réalisée à l'occasion d'un travail de maîtrise (Thouin, 2005).

Dans chacune de ces études, nous avons une hypothèse principale:

1.1 MEMBRE SUPERIEUR DE SUJETS NORMAUX

Notre hypothèse était que connaissant l'épaisseur de la peau et du gras au niveau du bras ainsi que sur la position relative des muscles dans le membre, on pourrait plus facilement interpréter les signaux EMG captés en surface. Une telle information pourrait éventuellement faciliter, pour une personne amputée, le contrôle d'une prothèse myoélectrique dotée de plusieurs degrés de liberté.

1.2 SCOLIOSE IDIOPATHIQUE ADOLESCENTE

L'hypothèse ici est que la distribution gauche/droite de la masse de l'érecteur du rachis et l'épaisseur du pli cutané vont faciliter l'interprétation des signaux EMG qu'on peut y capter. Ceci va nous éclairer sur le rôle des muscles dans le développement de la scoliose.

1.3 SCOLIOSE ET DYSTROPHIE MUSCULAIRE DE DUCHENNE

Notre hypothèse est qu'à partir du volume musculaire de l'érecteur du rachis et du niveau d'infiltration de gras qui s'y trouve, on pourrait, avec l'analyse de l'épaisseur du

pli cutané recouvrant ce muscle, pouvoir tirer du signal EMG recueilli à ces endroits des informations pouvant servir à expliquer comment la scoliose prend naissance et se développe chez ces patients. Cette information pourrait aussi être applicable à la scoliose idiopathique adolescente.

L'organisation de cette thèse est la suivante. Suite à l'introduction, une revue de littérature touchant principalement l'analyse de l'activité musculaire et l'imagerie du muscle squelettique est présentée. Suit un chapitre sur la méthodologie où on présente les protocoles expérimentaux que nous avons utilisés. Le chapitre IV est constitué du premier article lequel porte sur la biométrie musculaire du membre supérieur à partir de l'imagerie par résonance magnétique. Dans cet article on présente les approches qui pourraient le mieux s'adapter à l'analyse de la masse musculaire. Le deuxième article présenté au chapitre suivant porte sur la mise en place d'outils permettant de mesurer l'impact de la déformation scoliotique sur les muscles de l'érecteur du rachis afin de mieux en étudier le développement de cette maladie et contribuer à trouver les moyens de la traiter. Dans le troisième article présenté au chapitre VI et qui porte sur la dystrophie musculaire de Duchenne, on a travaillé à quantifier l'infiltration du gras dans les constituants de l'érecteur du rachis ainsi que l'épaisseur du pli cutané afin d'aider à interpréter l'EMG recueilli sur le dos de ces patients et de voir ainsi en quoi les muscles peuvent contribuer à l'initiation d'une scoliose. On présente au chapitre VII quelques résultats additionnels concernant la variation d'épaisseur des 3 couches de la peau au niveau du membre supérieur. Suit une discussion où la contribution de chaque article est mise en perspective. Enfin en conclusion, on jette un regard critique sur les travaux

accomplis et sur des recommandations et des perspectives pour poursuivre les travaux que nous avons initiés.

CHAPITRE II REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 INTRODUCTION

2.1.1 Mesure de l'activité musculaire

Pour étudier l'activité musculaire, différentes techniques sont disponibles. Avec l'électromyographie (EMG), on capte l'activité électrique des muscles à l'aide d'électrodes (Magnusson *et al.*, 1997; Zwarts *et al.*, 2000). L'amplitude du signal qu'on capte est principalement fonction du niveau de la contraction produite: plus elle est grande, plus le nombre de fibres en activité doit être élevé d'où un signal électrique plus important. L'amplitude du signal EMG peut être aussi plus grande si plus d'un muscle sont simultanément en activité car il y a alors addition des signaux individuels. Par contre, plus la distance séparant les électrodes de captation des muscles mis en activité est grande, plus l'amplitude de l'EMG est atténuée. Lorsqu'on utilise des électrodes de surface, l'épaisseur du pli cutané joue un rôle important. En effet, plus ce volume conducteur est important, plus le signal EMG est atténué et filtré, et plus il y a d'interférences (Kuiken T.A. *et al.*, 2003) car la sélectivité spatiale des électrodes est alors diminuée (De la Barrera and Milner, 1994).

En plus de l'EMG, on peut enregistrer l'oscillation mécanique (mécanomyographie ou MMG) qui accompagne la contraction d'un muscle en contraction. Cet enregistrement se fait à l'aide d'une sonde piézoélectrique, d'un accéléromètre ou d'un microphone (Akataki *et al.*, 2001). La tensiomyographie (TMG) est une autre méthode où on se sert

du fait que le ventre du muscle augmente pendant la contraction musculaire (Dahmane *et al.*, 2001).

2.1.2 Volume conducteur

L'espace séparant les électrodes posées à la surface de la peau des muscles dont on veut mesurer l'activité, est essentiellement composé de la peau, du gras sous-cutané ou d'autres structures pouvant s'intercaler entre les muscles d'intérêt et les électrodes. Comme nous nous intéressons aux muscles localisés en périphérie des membres ou du tronc, le volume conducteur qui nous intéresse est essentiellement formé de la peau et du gras sous-cutané. Il est techniquement difficile d'identifier les caractéristiques électriques du milieu conducteur qui sépare les muscles des électrodes de surface. Toutefois, il est relativement plus facile d'obtenir la géométrie des muscles et leurs positions respectives les uns par rapport aux autres. De telles connaissances anatomiques deviennent de nouveaux outils qui facilitent l'interprétation de l'EMG de surface.

2.1.3 Atlas anatomiques

Les premières connaissances anatomiques ont été obtenues à partir de la dissection de cadavres et on se servait de schémas pour en illustrer les résultats (Netter, 1987). En ce qui concerne les muscles, les frontières les séparant étaient assez bien détaillées ainsi que leur position relative. Pour ces atlas 2D, il s'agit souvent du résultat obtenu à partir de dissections effectuées sur un nombre plus ou moins grand de personnes décédées dont la taille, la corpulence et l'âge peuvent être très différents. Il s'agit donc d'une représentation approximative de ce qu'on peut trouver chez un individu. Ces images

anatomiques n'étant que qualitatives, des modèles ont été développés dans le but d'estimer la masse musculaire globale ou celle du tissu adipeux d'une personne en se basant sur le sexe, l'âge, l'indice de masse corporelle ($IMC = \text{poids}(\text{kg}) / \text{taille}(\text{m})^2$) et le niveau d'activité physique (Lee *et al.*, 2000). Appropriés pour des sujets normaux, on doit adopter ces modèles lorsqu'il s'agit de patients. Dans certaines études sur cadavres ou à partir de spécimens obtenus lors de chirurgies, on dispose parfois d'informations quantitatives sur la longueur, la surface et le volume d'un muscle (Lieber *et al.*, 1992).

Cette situation a changé de façon très marquée avec le projet Visible Human® (US National Library of Medicine, 2005) où on a stocké dans des fichiers informatiques, une représentation anatomique détaillée et tridimensionnelle du corps d'un homme et d'une femme et où on peut tout mesurer. Pour ce faire, on a procédé à l'acquisition d'images transversales de TDM, d'IRM du corps congelé de ces 2 personnes. Pour l'homme, les images étaient acquises à un intervalle de 1 mm alors que pour la femme, cette valeur était de 0,33 mm. Le but du projet était de rendre disponible à des fins de recherche et d'enseignement un atlas en 3D de l'humain. Mis sur l'internet, cet atlas est une référence accessible et très populaire dans la communauté scientifique médicale (425 citations dans les publications de janvier 1987 à août 2000, selon le site web du projet).

Il est de plus en plus facile d'obtenir des données quantitatives 3D en anatomie et ce chez une personne vivante. Il suffit d'utiliser une modalité d'imagerie médicale moderne (Tempany and McNeil, 2001), et de disposer d'une procédure de segmentation adéquate (Kerr *et al.*, 1996; Kang *et al.*, 2000). Avec la résonance magnétique (RM) par exemple,

on peut identifier assez précisément les contours entre les divers muscles du membre supérieur ou de ceux du tronc. et obtenir des informations personnalisées. Il est même possible d'étudier les changements anatomiques accompagnant une contraction musculaire ou suivre les modifications qu'un traitement de réadaptation pourrait induire sur la masse musculaire (Heers G. *et al.*, 2003).

2.1.4 Imagerie du muscle squelettique

L'imagerie du muscle squelettique a connu un essor avec l'avènement de l'IRM. Parmi les premiers muscles investigués, on compte ceux des orbites oculaires (Schenck *et al.*, 1985), le myocarde et la mesure de la perfusion myocardique (Aisen *et al.*, 1987), le muscle de la mastication (Seltzer and Wang, 1987; Schellhas, 1989); en somme des muscles isolés et faciles à identifier. La collecte d'informations anatomiques porte en général sur la longueur des muscles (Lieber *et al.*, 1992; Narici, 1999; Murray *et al.*, 2000; Riek *et al.*, 2000), sur leur section (CSA) (Housh *et al.*, 1995; Peltonen *et al.*, 1998; Nygren *et al.*, 2000; Miyatani *et al.*, 2003) et sur leur volume (Tian *et al.*, 2000; Iochum *et al.*, 2001; Salinari *et al.*, 2002; Miyatani *et al.*, 2002). Au niveau des volumes, les plus petites structures anatomiques (vaisseaux, nerfs, frontières anatomiques et toute structure de taille sous millimétrique) disparaissent à l'intérieur d'épaisse tranches parce que l'image constitue une moyenne des structures anatomiques qui la composent et seules les grandes structures y survivent. Ce phénomène appelé volume partiel constitue un problème majeur de quantification (Elliot *et al.*, 1996). Quant à la précision des mesures par l'IRM elle dépend de la taille des éléments de volume (voxels).

L'IRM est basée sur la densité protonique et le temps de relaxation de chaque tissu et sur leur fonctionnement (flux, changement chimique, diffusion, perfusion). Tous ces facteurs contribuent à rehausser le contraste des tissus mous, permettant ainsi l'imagerie des muscles, tendons, articulations et vaisseaux sanguins. Quant à la tomodensitométrie (TDM) et l'US, elles sont basées sur une seule caractéristique tissulaire soit la densité ou la réflexion du son ce qui limite leur champ d'application (Tempany and McNeil, 2001). Elles ont toutefois certains avantages relatifs. Ainsi, alors que la jonction muscle tendon, est difficile à détecter avec l'IRM, elle est aisément localisable par US car les propriétés acoustiques de ces deux structures sont très différentes (Gibbon *et al.*, 2000; Cardinal *et al.*, 2001). Même si le bruit contenu dans les images US peut être réduit (Maurice and Bertrand, 1999; Lin *et al.*, 2002), ces images sont plus distordues qu'avec l'IRM ou la TDM. Pour l'étude des muscles, on préfère donc ces deux dernières modalités. Avec la TDM, on peut obtenir des images de très haute résolution car l'épaisseur des tranches est typiquement de 1 mm mais son utilisation implique une forte dose de radiation au patient, dose qui est fonction du poids du patient (Chamberlain *et al.*, 2000). La TDM n'est donc utilisée que pour des examens où l'information recherchée ne peut être efficacement obtenue avec une modalité d'imagerie non ionisante. La TDM est très performante pour le squelette dont la densité est très différente de celle des tissus mous qui demeurent difficiles à distinguer entre eux. Pour l'analyse des muscles squelettiques, l'IRM est donc la modalité de choix.

2.2 INTRODUCTION A L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE

Plusieurs ouvrages présentent la théorie de l'IRM. Nous avons choisi celui de Florent et al. www.es-metz.fr/, consulté en août 2005) pour présenter sommairement la formation des images en résonance magnétique. Pour une connaissance plus approfondie de la physique de l'IRM, on peut suggérer le site du professeur Hornak (www.cis.rit.edu/htbooks/mri/, 30 décembre 2005).

2.2.1 Bases physiques de la résonance magnétique nucléaire

La résonance magnétique nucléaire (RMN) repose sur la théorie du magnétisme du noyau lequel possède un moment magnétique μ . Ce moment est relié au moment cinétique I par la relation: $\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{I}$

$$\text{où } I \text{ est donné par: } |\vec{I}| = \frac{h}{2\pi} \sqrt{I(I+1)}$$

La valeur de I dépend de la constitution du noyau (de son nombre de masse atomique et de son nombre de charge). Pour le proton ${}^1_1\text{H}$, $I=1/2$ donc

$$|\vec{I}| = \frac{h}{2\pi} \frac{\sqrt{3}}{2} \quad \text{et} \quad |\vec{\mu}| = \frac{\lambda \cdot h}{2\pi} \frac{\sqrt{3}}{2}$$

H est de loin l'atome le plus répandu dans les tissus vivants: 65% du corps humain est composé d'eau (H_2O). En présence d'un champ magnétique extérieur \mathbf{B}_0 , le moment magnétique forme un angle avec l'axe de \mathbf{B}_0 tel que : $\cos \alpha = \frac{1}{\sqrt{3}}$ ($\alpha=54^\circ$)

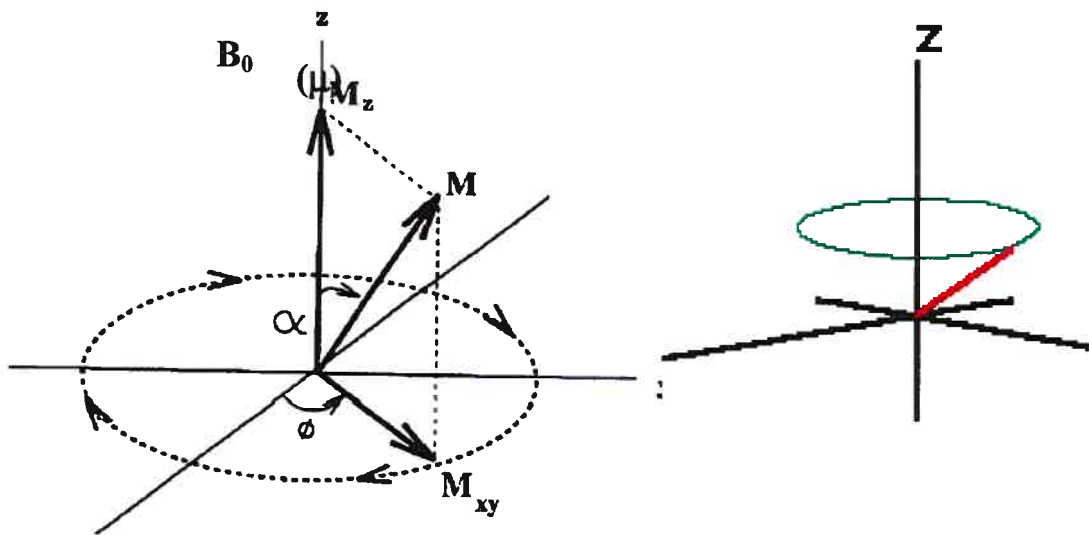


Fig. 2.1: Magnétisation en présence du champ magnétique statique B_0 . Tiré de McVeigh E. (1996).

Donc la composante μ selon l'axe de B_0 vaut $\mu_z = \frac{1}{2} \cdot \frac{\gamma \cdot \hbar}{2\pi}$.

Ainsi, μ est :

- soit orienté dans le sens de B_0 (parallèle),
- soit orienté dans le sens contraire de B_0 (anti-parallèle).

La différence d'énergie entre les 2 états est $\Delta E = \frac{\gamma \cdot \hbar}{2\pi} B_0$.

Soient

- un échantillon d'atomes H,
- N_1 le nombre d'atomes dont l'électron est dans l'état parallèle.
- N_2 le nombre d'atomes dont l'électron est dans l'état anti-parallèle.

D'après la loi de Boltzmann, $\frac{N_1}{N_2} = e^{\frac{\Delta E}{kT}}$.

Pour $B_0=1\text{T}$ et $T=300^\circ\text{K}$, on a $N_1/N_2 = 1+10^{-6}$. Seulement un tout petit peu plus d'électrons sont dans l'état parallèle. Les moments magnétiques tournent autour de l'axe de \mathbf{B}_0 sur le cône d'angle α à la fréquence $\nu_0 = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\gamma \cdot B_0}{2\pi} = 42\text{ MHz}$ (fréquence de Larmor). La position des moments magnétiques μ sur le cône est aléatoire, donc la résultante des moments est sur l'axe de \mathbf{B}_0 : $\vec{M} = (N_1 - N_2) \cdot \mu_{\text{B}} \cdot \vec{z}$

L'envoi de photons de fréquence $\nu_0=42\text{MHz}$ (fréquence de Larmor) provoque l'absorption de leur énergie par les atomes, qui passent de l'état parallèle à l'état anti-parallèle.

Quand on envoie des photons pendant une durée T correspondant à une impulsion $\pi/2$, on obtient le phénomène de saturation:

- $N_1=N_2$ donc $M_z=0$ (composante de \mathbf{M} selon l'axe de \mathbf{B}_0)
- les moments cinétiques qui tournent autour de l'axe de \mathbf{B}_0 sont mis en phase, donc M_{xy} est non nul (composante de \mathbf{M} perpendiculaire à l'axe de \mathbf{B}_0).

Le retour à l'équilibre après l'impulsion $\pi/2$ se manifeste par les deux phénomènes:

- la "repousse" de la composante M_z (Fig. 2.2A)
- la "décroissance" de la composante M_{xy} (correspondant au déphasage des moments magnétiques) : (Fig. 2.2B).

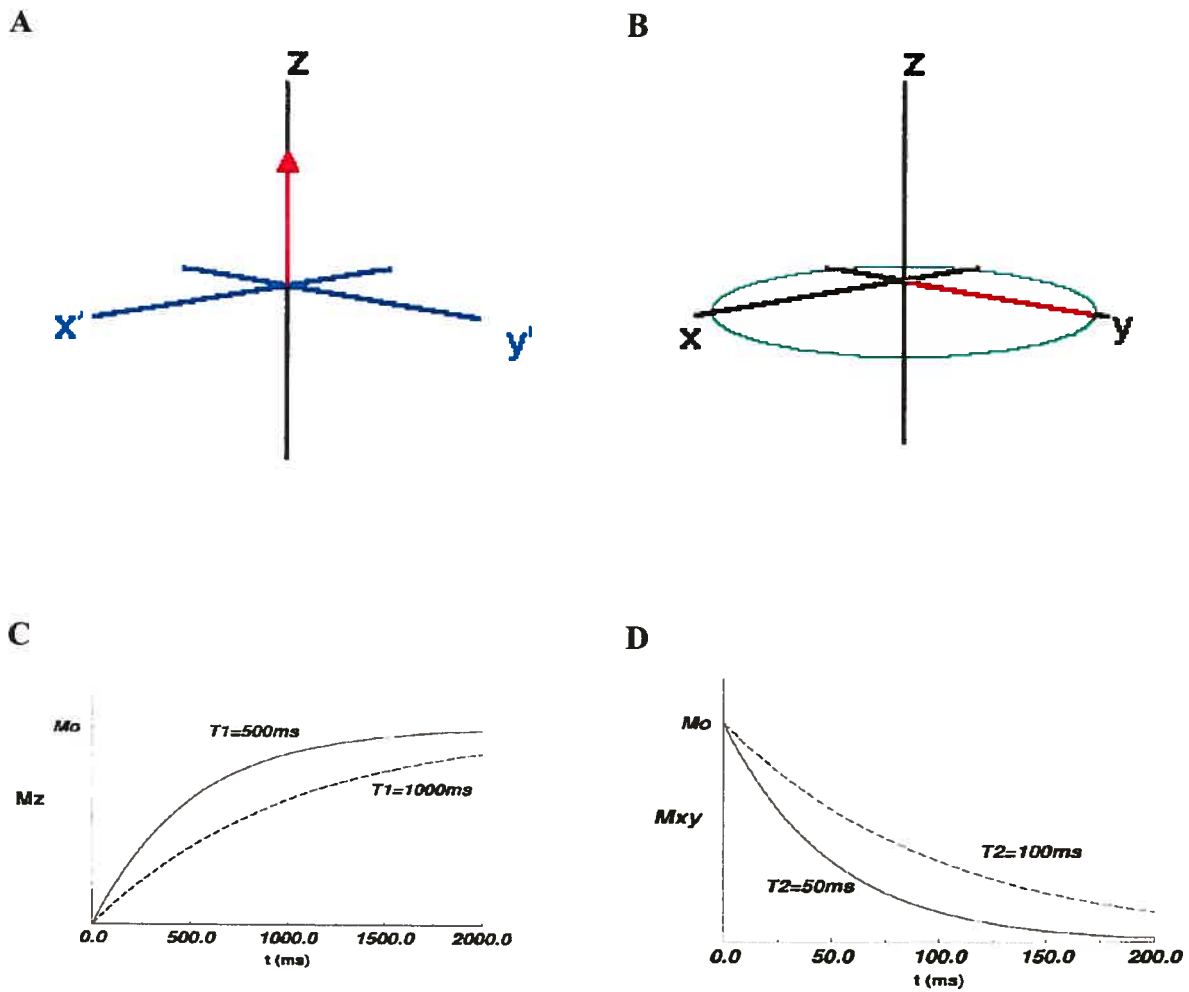


Fig. 2.2 : Composante longitudinale (A) et transverse (B) de la magnétisation. T_1 ou temps de relaxation longitudinale (C). T_2 ou temps de relaxation transverse (D).

Le retour à l'équilibre est donc caractérisé par deux constantes de temps t_1 et t_2 :

- t_1 : temps de repousse de la composante M_z (relaxation longitudinale) : (Fig. 2.2C)
- t_2 : temps de décroissance de la composante M_{xy} (relaxation transverse) : (Fig. 2.2D)

t_1 et t_2 sont caractéristiques de la substance excitée. Cela permet alors de déterminer les différents tissus qui la composent, d'où son importance en médecine.

Tissus	t_1 (ms)	t_2 (ms)
Foie	490	45
Graisse	260	85
Liquide céphalospinal	4000	2000
Matière blanche	790	90
Matière grise	920	100
Muscle	550	50
Plasma	1200	280
Rate	780	60
Rein	650	60

Tableau 2. 1: Quelques valeurs de temps de relaxation appropriés pour certains tissus à 1.5T (64 MHz). Tiré de Bottomley *et al.* (1984)

2.2.2 Principes de l'IRM

L'IRM fabrique une image du corps à partir de la mesure de t_1 et t_2 en tout point du corps. L'IRM consiste donc à:

- créer un champ magnétique appliqué au corps étudié
- émettre un signal de fréquence radio sur le corps étudié
- analyser le signal obtenu en sortie.

Au moyen d'un gradient du champ \mathbf{B}_0 , on fait varier spatialement la valeur de \mathbf{B}_0 , donc la valeur de la fréquence de Larmor ν_0 associée. La transformation de Fourier du signal de fréquence radio temporel obtenu donne un signal fréquentiel, qui est analysé comme signal spatial (à chaque fréquence est associée une localisation spatiale), d'où la réalisation d'une image spatiale.

L'IRM fait donc intervenir les opérations suivantes:

- création d'un champ magnétique d'un tesla, sur tout le corps étudié
- réalisation de gradients de champ magnétique (électronique de puissance)
- émission d'un signal de fréquence radio
- réception de ce signal en tenant compte des perturbations de l'environnement
- traitement de ce signal (transformée de Fourier, réalisation de l'image par reconstruction tomographique)

Pour accélérer l'opération, on combine les mesures en des endroits différents.

2.2.3 Séquence d'acquisition des images de résonance magnétique

Trois principaux paramètres sont à considérer dans une tranche IRM :

- Épaisseur. Elle est variable selon la couverture souhaitée dans un laps de temps raisonnable pour éviter des artefacts de mouvement. En général une épaisseur typique de 5 à 10 mm est utilisée.
- Taille du pixel. Elle dépend essentiellement de la combinaison de deux paramètres : le champ de vision utile couvert par l'image et la taille de la matrice d'acquisition qui est typiquement 256x256 pixels ou 512x512 pixels.
- Voxel ou élément de volume. C'est le parallélépipède constitué par un pixel et l'épaisseur de tranche.

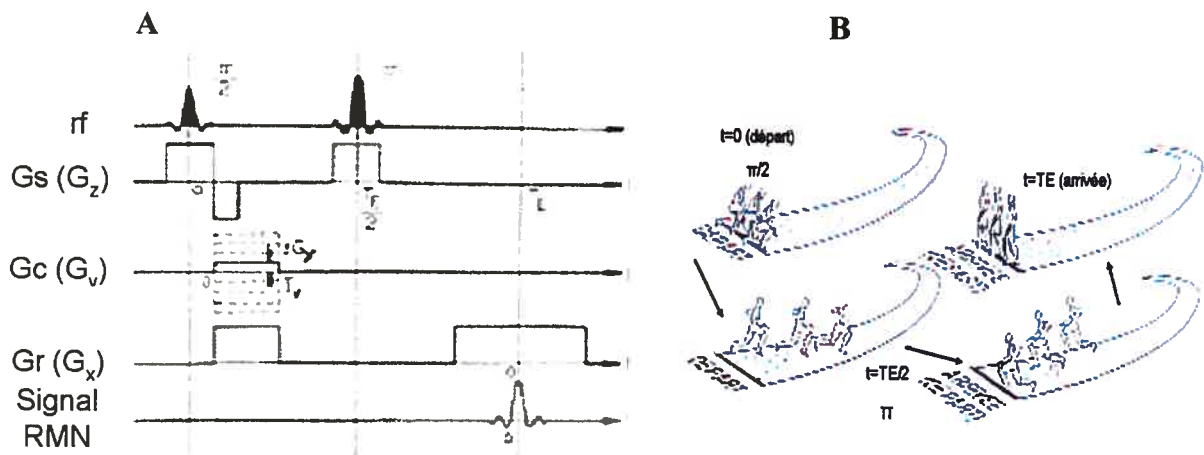


Fig. 2.3 : Chronogramme d'une séquence de résonance magnétique (A) et analogie avec des coureurs de fond (B) : la course commence à l'impulsion $\pi/2$. Les coureurs rebroussement chemin suite à une impulsion π . Ils arrivent (retour) tous au départ après un temps TE. Suit l'enregistrement du signal d'écho par l'antenne Gr. Gs : gradient de sélection de la tranche; Gr (Readout) = enregistrement du signal d'écho ; Gc (gradient de phase) : encodage de phase (remplir la tranche). Adapté de Elliot *et al.* (1996).

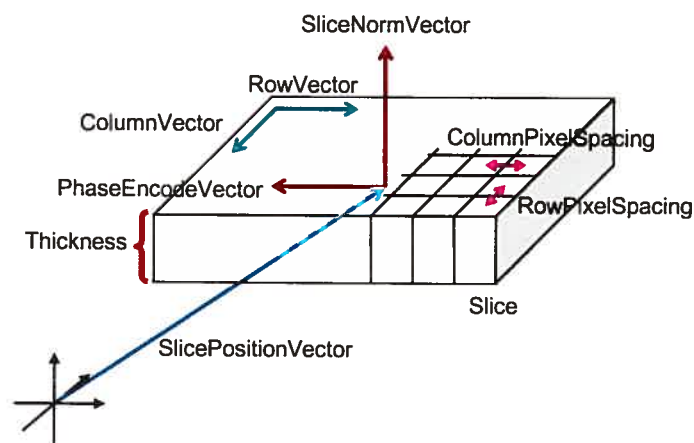


Fig. 2.4: Paramètres d'une tranche IRM. Tiré de IDEA's Image Calculation Environment, Slice object data (Siemens Training Centre, Cary, USA)

Dans tout processus d'imagerie, certains aspects techniques doivent être pris en compte. Par exemple, le contraste est un facteur important car il permet très souvent de détecter une structure donnée parmi d'autres. Tandis que certaines séquences IRM peuvent fournir un contraste très élevé, la résolution est aussi importante quand des mesures précises doivent être obtenues (Cassar-Pullicino and Eisenstein, 2002). La résolution axiale peut être augmentée en réduisant l'épaisseur des tranches mais ceci diminue le contraste et un compromis doit être trouvé. En outre, il est souvent d'intérêt de comparer les résultats de l'imagerie aux surfaces transverses (CSA) obtenues à partir des dissections (Murray et al., 2000). Ceci implique que l'orientation des fibres soit orthogonale au plan d'acquisition (Friden and Lieber, 2001). Tandis qu'il est facile de réunir cette condition chez les sujets normaux, l'orientation de fibres chez les patients scoliotiques varie selon la sévérité de la déformation (Chan et al., 1999).

2.3 AFFICHAGE, EDITION ET MESURES DES IMAGES

Il y a essentiellement trois tâches principales associées à toute analyse de l'imagerie biomédicale: l'affichage, l'édition et la mesure. La visualisation des images 3D biomédicales a été traditionnellement divisée en deux techniques différentes : rendu de surface et rendu de volume (Robb, 1999). Le choix entre ces deux approches est souvent déterminé par la nature particulière des images, l'application de la visualisation, et le résultat désiré avec la visualisation. Les techniques de rendu de surface exigent la segmentation, c-à-d. l'extraction des contours (arêtes) qui définissent la surface de la structure à visualiser. Les systèmes cliniques sont basés sur des méthodes de segmentation interactive supervisée ou manuelle nécessitant beaucoup de temps. Des

méthodes plus rapides sans le besoin d'interactivité manquent de précision. Les techniques automatiques de segmentation sont plus appropriées aux structures bien contrastées telles que la découpe d'os dans des images de TDM, l'IRM du cerveau (Suri, 2001), de l'échocardiographie ou des images vasculaires (Entrekin *et al.*, 2001), et des images de TDM du poumon (Hu *et al.*, 2001). Mais la segmentation de l'interface muscle-muscle ou d'organe-organe demeure un déficit en raison de l'entrelacement des niveaux de gris et du flou des frontières. Des structures anatomiques différentes peuvent aussi avoir des histogrammes de niveaux de gris entrelacés comme nous l'avons nous-même constaté (Zoabli *et al.*, 2001b).

Des procédures de segmentation non supervisées sont généralement exécutées sur un ensemble d'images 2D. Puis, après un rendu de volume, la forme 3D est obtenue. Le volume d'un organe/muscle est calculé comme la somme de volumes partiels obtenus avec la multiplication de la section transverse (CSA) partielle avec l'épaisseur de tranche. La longueur est calculée en utilisant le nombre de tranches consécutives couvertes par l'organe/muscle mesuré. Il faut par contre tenir compte de l'obliquité de l'organe dans le champ de vision pour ajuster la mesure en conséquence.

2.4 SCOLIOSE IDIOPATHIQUE CHEZ L'ADOLESCENT

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne spinale qui affecte principalement les adolescents. Connue dans seulement 15-20% des cas, la cause initiale de la scoliose peut être associée à divers facteurs tels que des défauts génétiques (Czeizel *et al.*, 1978), la croissance inégale des vertèbres, les effets hormonaux, l'activité

musculaire anormale (Cassar-Pullicino and Eisenstein, 2002), un problème postural (Stehbens, 2003). Pour aider à élucider l'origine des 80-85% des autres cas qui sont classifiés comme idiopathiques, il a été proposé par Bagnall *et al.* (1996) et Burwell, (2003) que certains des éléments mentionnés ci-dessus peuvent être simultanément présents. La prévalence de la scoliose adolescente avec une déviation de 6° ou plus (la déviation scoliotique est mesurée par l'angle de Cobb (Burwell, 2003) est de 8.1% avec un ratio femelle:male de 1:1 qui augmente jusqu'à 6:1 pour un angle de Cobb de 21° avec une prévalence de 0.4% (Robitaille *et al.*, 1984). La scoliose peut également affecter des adultes où la prévalence varie entre 1.4% et 2.0% (Biot and Pendrix, 1982; Perennou *et al.*, 1994). Tandis qu'un corset peut être employé pour corriger ou empêcher l'aggravation d'une déviation scoliotique pas trop grave, une intervention chirurgicale peut être exigée quand le défaut de forme spinal est important. Avec une grande taille par rapport à sa largeur, la stabilité de l'épine est assurée par plusieurs ligaments et par de nombreux fascicules de muscles.

On considère généralement que plusieurs facteurs sont associés au développement de la scoliose. Selon certains modèles biomécaniques de la colonne, les muscles pourraient jouer un rôle primordial pour maintenir la colonne vertébrale en équilibre. Parmi les nombreux muscles du tronc qui contribuent à cet équilibre, l'érecteur du rachis apparaît comme étant le plus important dans les équations biomécaniques (Yettram and Jackman, 1980; Dickson *et al.*, 1984; Stokes and Gardner-Morse, 2004)

Vu cette importance, de nombreuses études ont été ainsi consacrées à l'activité musculaire chez les scoliotiques. Souvent, on a observé que l'amplitude du signal EMG était plus grand du côté convexe (Alexander and Season, 1978 ; Odermatt et al., 2003; Cheung et al., 2005). En dépit de ces études, on ignore encore si la présence d'un déséquilibre musculaire serait à l'origine de la scoliose ou serait conséquente à la déformation mécanique de la colonne. Cause ou conséquence, on ne connaît pas encore avec certitude les mécanismes qui sont à l'origine de la différence dans les niveaux EMG mesurés autour d'une déviation scoliotique. Pour certains, elle serait associée à une commande du cerveau qui serait plus importante du côté convexe (Avikainen *et al.*, 1999), pour d'autres elle résulterait d'un plus grand volume musculaire d'un côté de la déviation (Bylund *et al.*, 1987) ou de la présence d'un plis cutané et d'une couche de gras plus importants du côté concave.

Il est facile de voir ici que pour faciliter l'interprétation des signaux EMG obtenus autour de la déviation scoliotique, il est important de disposer de données anatomiques concernant les muscles du dos aussi bien que sur le milieu séparant ces muscles de la surface de la peau où les électrodes d'enregistrement sont placées. Avec l'IRM, Wood (1996) a étudié 14 patients SIA présentant un angle de Cobb $<40^\circ$ et a trouvé un plus grand volume musculaire du côté convexe de la déviation et ce volume musculaire était corrélé avec l'angle de Cobb.

Cheng *et al.* (1999) ont étudié la relation entre l'IRM et le potentiel nerveux évoqué, et ont trouvé une perturbation dans la voie somatosensorielle qui était plus fréquente pour

les patients SIA que pour des contrôles sains. À partir de tels résultats et considérant que l'IRM peut révéler des anomalies neuroanatomiques dans approximativement 20% d'enfants scoliotiques en bas âge (Burwell, 2003), Redla *et al.* (2001) ont considéré que l'IRM pourrait avoir un impact important dans l'acquisition de nouvelles connaissances sur la scoliose. Cassar-Pullicino et Eisenstein (2002) considèrent même que l'IRM pourrait mener à l'identification de certains des facteurs étiologiques de la scoliose idiopathique adolescente (SIA).

2.5 SCOLIOSE ET DYSTROPHIE MUSCULAIRE DE DUCHENNE

La dystrophie musculaire de Duchenne (DMD) est une maladie génétique grave affectant un garçon sur 3500 (Voisin et de la Porte, 2004). En raison d'un manque de dystrophine, les fibres musculaires sont susceptibles de subir des dommages mécaniques qui mènent à leur remplacement par du tissu graisseux (Pedemonte *et al.*, 1999). Cette myopathie est plus fréquente chez les enfants. La perte musculaire induit une faiblesse qui progresse habituellement symétriquement du proximal à la partie distale des membres (Smith *et al.*, 1990; Hiller and Wade, 1992). Lorsque la faiblesse musculaire devient plus importante, la plupart des patients auront des chutes ayant pour résultat les fractures qui pourraient de manière significative réduire leur mobilité (McDonald *et al.*, 2002). Chez les DMD, une scoliose est susceptible de se développer dans plus de 90% des cas. Dans certains cas, la progression de la scoliose est inexorable (Dickson *et al.*, 1984). Pour ralentir l'affaiblissement musculaire, on traite de plus en plus ces patients avec des corticostéroïdes (Yilmaz *et al.*, 2004). Cette médication a aussi comme effet de retarder leur puberté (Hochberg, 2002); ce qui ralentit aussi le développement d'une scoliose

(Alman *et al.*, 2004), mais les patients peuvent faire des gains de poids importants (Campbell and Jacob, 2003). Dans leur étude avec TDM, Stern et Clark, (1988) rapportent qu'il y aurait un volume musculaire plus grand du côté convexe que concave de la déviation et que cette différence serait proportionnelle à l'angle de Cobb. Ces auteurs ont aussi trouvé que le remplacement du tissu musculaire par la graisse était plus grand du côté concave. Avec une séquence IRM en pondération T2 et six sujets imagés de L1 à S1, Ranson *et al.* (2005) ont démontré récemment l'utilité de l'IRM pour investiguer la musculature du tronc au niveaux vertébraux L1 à S1. Ils se sont intéressés à l'érecteur du rachis de façon globale, à la colonne vertébrale et au gras intermusculaire.

2.6 LOGICIELS EVALUES POUR LA SEGMENTATION DES IRM

Au niveau de la segmentation de ces images, nous avons pu identifier divers logiciels dont voici les principales caractéristiques.

a) Nuke_edit / FastDraw

Développé en collaboration avec l'Institut de génie biomédical à l'Université de Montréal il y a quelques années, ce programme permet la segmentation 2D d'images médicales préalablement converties dans un certain format. La visualisation 3D est réalisée par un autre module FastDraw. C'est donc un outil recherche composé de trois modules utilisés pour le traitement pas à pas d'images médicales.

b) 3D-Doctor (www.ablesw.com/3d-doctor/ lien visité le 30 décembre 2005)

Ce logiciel utilise deux seuils (bas et haut) pour caractériser chaque structure et il est basé sur une technologie vectorielle pour la création des volumes. Puisque son modèle

surfacique utilise des triangles et non des pixels, on ne peut placer des données de segmentation dans un fichier séparé pour contrôler la précision des mesures indépendamment du logiciel. Ce logiciel est par contre très adapté aux applications de prototypage rapide.

c) Analyze PC 3.0 (www.analyzedirect.com/ lien visité le 30 décembre 2005)

Ce logiciel utilise un mode de segmentation semi-automatique par seuillage. Il a donc été confronté aux mêmes problèmes que 3D-Doctor. Son interface graphique se caractérise par le choix d'une région d'intérêt à laquelle on applique l'algorithme de segmentation qui consiste au choix des seuils bas et haut pour extraire la structure anatomique d'intérêt. Il n'y a pas de possibilité d'éditer manuellement la segmentation rendant ce logiciel plus adapté aux images bien contrastées telle que la segmentation d'IRM du cerveau ou de la TDM du squelette.

d) Amira 2.2 ® (www.tgs.com lien visité le 30 décembre 2005)

Un concept volumique basé sur un calcul polygonal est utilisé. Ainsi, une tranche correspond à un volume vide partout, sauf à la hauteur de la tranche concernée. La notion de pixel n'existe pas mais il est cependant possible, grâce à des programmes à développer par l'opérateur, de calculer la surface en pixels. L'un des inconvénients majeurs d'Amira est que ses paramètres sont rentrés manuellement et peuvent varier considérablement selon l'expérience des opérateurs. Ceci peut rendre difficile la reproductibilité inter- et intra- opérateur des procédures de traitements numériques d'images.

e) Volview (www.kitware.com/products/volview.html lien visité le 30 décembre 2005)

Ce logiciel permet la visualisation d'images volumiques seulement. N'ayant pas de module de segmentation, il ne nous est pas utile.

f) SliceOmatic 4.2 (<http://www.tomovision.com/> lien visité le 30 décembre 2005)

Il s'agit de la version commerciale de Nuke_edit/FastDraw. Ce logiciel dispose d'outils nécessaires à une segmentation manuelle, semi-automatique ou automatique avec quatre seuils au lieu de deux chez les concurrents. La segmentation manuelle est très conviviale. Cette version inclut aussi des outils pouvant faciliter la biométrie directe sur des images 2D ou sur des volumes. La segmentation manuelle est certes lente, mais cliniquement, elle demeure le procédé le plus couramment utilisé. Les méthodes rapides, sans intervention humaine, manquent de précision (Suri, 2001).

g) Markov Random Fields and Mean Field Theory Method

Rendu temporairement disponible sur l'internet par Jianbo Gao et le Prof. Jun Zhang, ce programme pouvait être utilisé pour une segmentation automatique en ligne. Le programme se caractérisait par la classification des structures anatomiques selon leur intensité de gris, celui de leurs voisins et la probabilité à appartenir à une classe parmi les structures identifiées selon la théorie de Markov qui s'applique efficacement à la segmentation automatique d'images du cerveau (Held et *al.*, 1997). Peu de temps après sa mise en disponibilité sur le web, le programme a par la suite été retiré.

Nous nous sommes familiarisés avec chacun de ces programmes pour en identifier les forces et les faiblesses. Compte tenu de la segmentation que nous avons à faire, SliceOmatic nous a semblé le plus approprié à nos besoins. Entre autres, il offre la particularité de fournir de façon indépendante les données brutes de segmentation, ce qui permet à l'utilisateur de développer ses propres algorithmes de calculs biométriques s'il le désire (Hanson, 2001).

CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE

3.1 Protocole du membre supérieur : sujets sains

3.1.1. Sujets

Sept sujets sains ont participé à cette étude. Des mesures anatomiques du bras et de l'avant-bras ont été effectuées et, la masse et la grandeur de leurs muscles mesurées.

3.1.2. Images de résonance magnétique

Pour maintenir la même disposition du bras que celle utilisée lors de l'acquisition des signaux EMG (Lavoie, 2001) chez six des sept sujets sains, un angle de 140° a été maintenu entre le bras et l'avant-bras et un poids de 2 kg a été placé dans la main pour simuler une contraction du bras à environ 10% CMV (Fig. 3.1). Comme cette disposition a nécessité un grand champ de vision (FOV) dans le plan axial, les acquisitions se sont faites dans le plan sagittal avec une séquence d'écho de gradient (GRE) 3D qui offre un bon compromis entre la résolution et le contraste. Pour une reconstruction en axial avec un minimum de distorsion, un voxel cubique a été recherché. Ainsi, soixante-dix images (voxels de 1.4 x 1.4 x 1.5 mm) ont été obtenues au niveau du bras ainsi qu'au niveau de l'avant-bras (Fig. 3.1). Des images de faible qualité ont été obtenues au niveau de l'avant-bras de deux sujets possiblement à cause d'une mauvaise disposition de l'antenne. Le protocole expérimental avait été approuvé par un comité d'éthique et un formulaire de consentement éclairé a été signé par chaque sujet. Les critères d'inclusion à cette étude étaient:

- Être en bonne santé et n'avoir aucun signe de trouble musculaire,
- Satisfaire aux critères du questionnaire pour l'examen IRM standard

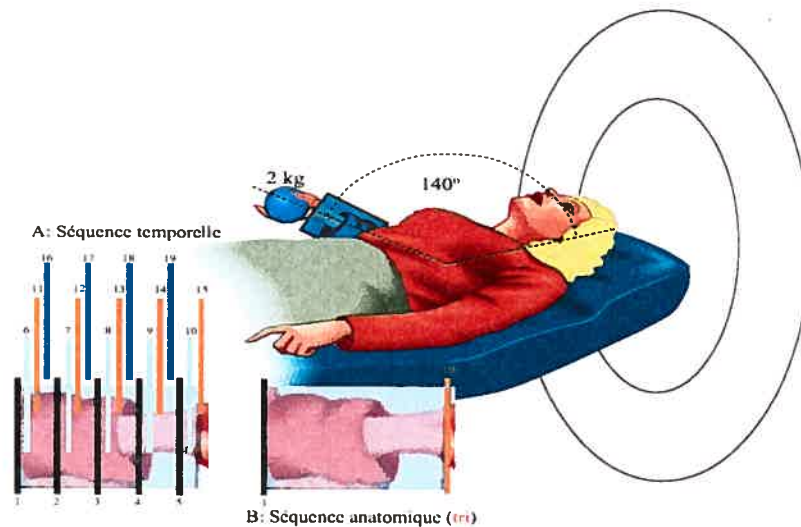


Fig. 3.1: Protocole IRM avec compensation de l'artéfact de mouvement. L'acquisition en peigne constitue une solution clinique éprouvée pour compenser le mouvement du patient dû en général au manque de confort et à la fatigue. La respiration est généralement compensée par des algorithmes intégrés à l'imageur.

Suite au positionnement du sujet dans le tunnel de l'appareil et au dimensionnement du champ de vision, une série d'acquisitions d'images du bras et de l'avant-bras prendra environ 40 minutes. Aucun agent paramétrique de contraste n'a été utilisé et aucune injection ou médicament n'ont été donnés aux participant(e)s. Chez le septième sujet sain, le bras et l'avant-bras sont maintenus droits dans le tunnel pour réduire le champ de vision en axial et l'épaisseur des tranches axiales est de 5 mm. Chez ce patient, six muscles du bras et 14 muscles de l'avant-bras ont été segmentés et reconstruits en 3D.

Un algorithme a été utilisé pour compenser tout mouvement du sujet causé par la fatigue ou l'inconfort. L'effet de la respiration a été compensé en saturant la région de l'abdomen et en synchronisant l'acquisition des images avec la respiration du patient. Une respiration trop profonde ou irrégulière, ou un mouvement trop grand ou hors des limites de compensation de l'imageur peuvent toutefois être causes d'artéfacts. Comme ceci survient surtout vers la fin des acquisitions, ce sont les dernières concaténations (groupe d'images prélevées dans un écho) qui vont être affectées. Pour éviter de

repandre la séquence, on a choisi de répartir l'artéfact régulièrement sur les autres tranches. Pour se faire, la séquence est exécutée en peigne, c'est à dire que chaque concaténation est répartie sur l'ensemble du bras ou de l'avant-bras à intervalle régulier : c'est la séquence temporelle (Fig. 3.1A). Par la suite, le volume sera reconstitué en se repérant sur le déplacement de la table (Fig. 3.1B) qui est associée à un tri selon la position anatomique qui est utilisée pour les calculs biométriques.

3.1.3. Biométrie musculaire

La qualité des images repose principalement sur la séquence d'acquisition utilisée et sur la dimension des voxels. Pour illustrer ceci, considérons une partie d'un bras placée dans un volume d'acquisition (Fig. 3.2A).

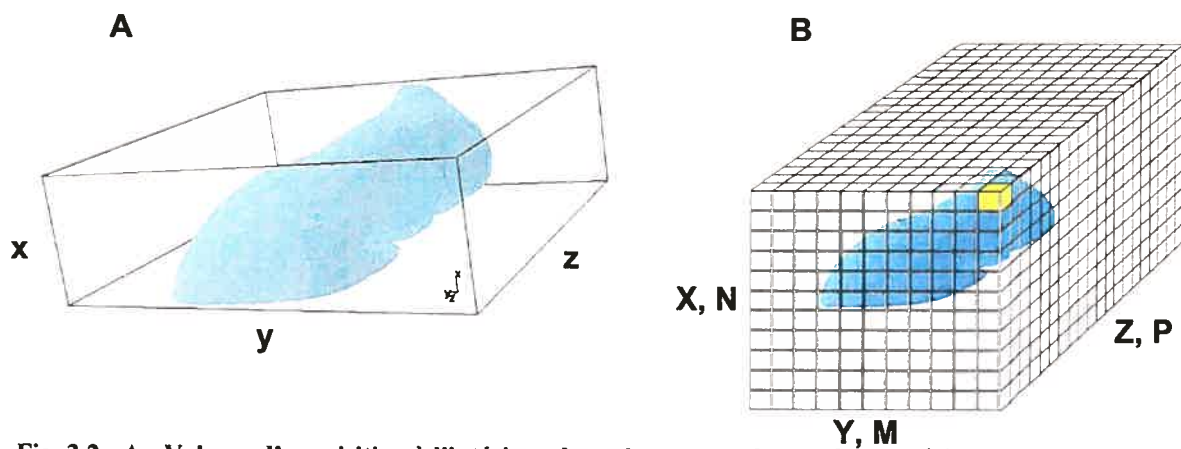


Fig. 3.2: A : Volume d'acquisition à l'intérieur duquel on trouve le membre supérieur. B : volume discrétisé avec ses axes d'orientation (un voxel en jaune).

Pour reconstituer le bras en 3D, considérons que le volume d'acquisition de taille (X Y Z) a (N M P) pixels le long des axes x, y et z (Fig. 3.2B). La taille (V_x , V_y , V_z) des voxels est alors donnée par:

$$V_x = \frac{X}{N}; V_y = \frac{Y}{M}; V_z = \frac{Z}{P} \quad (3.1)$$

Pour augmenter la résolution des images, il faut minimiser la taille du voxel en:

- réduisant le champ de vision (FOV)
- augmentant la taille de la matrice d'acquisition (N,M), (M,P) ou (N,P)
- réduisant l'épaisseur des tranches et
- réduisant la distance entre les tranches.

Les matrices d'acquisition sont généralement de 256x256 ou de 512x512 pixels. Pour réduire le temps d'acquisition et limiter les artefacts de mouvement, on réduit le nombre de tranches. Pour ce faire, il faut initialement choisir le plan selon lequel les images seront obtenues. Reprenons le volume V où se trouve le membre supérieur. En faisant l'acquisition dans le plan sagittal (YZ de la Fig. 3.3A), les tranches sont prises perpendiculairement à l'épaisseur du membre ou selon l'axe court des muscles (Fig. 3.3A). L'acquisition en axial (plan XY) est faite selon leur long axe (Fig. 3.3B).

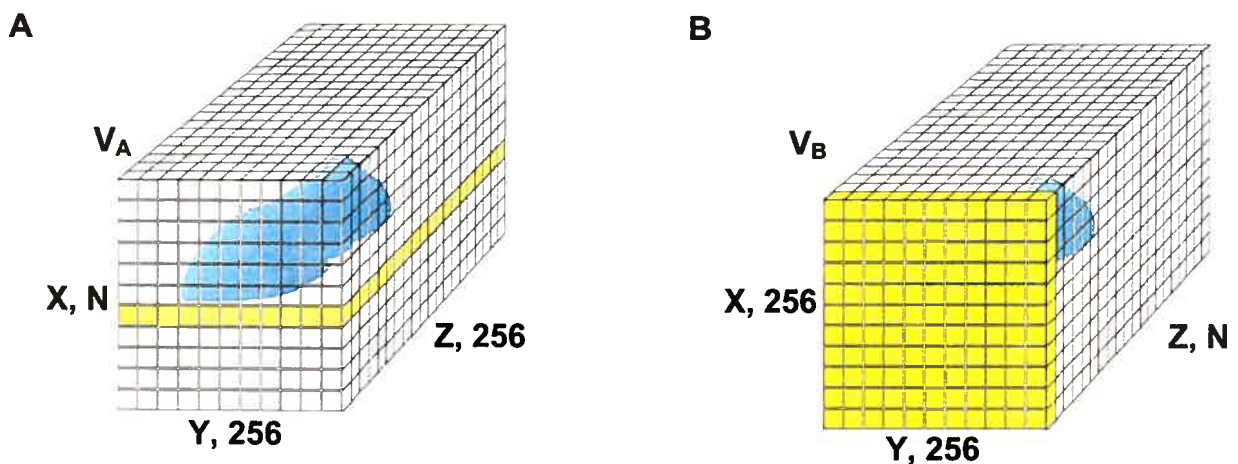


Fig. 3.3: Acquisition d'IRM du membre supérieur dans le plan sagittal (A) ou axial (B).

Soient V_A , un voxel en A et V_B un voxel en B. Leurs dimensions sont :

$$V_{Ax} = \frac{X}{N}; V_{Ay} = \frac{Y}{256}; V_{Az} = \frac{Z}{256} \quad (3.2)$$

et

$$V_{Bx} = \frac{X}{256}; V_{By} = \frac{Y}{256}; V_{Bz} = \frac{Z}{N} \quad (3.3)$$

où N est le nombre de tranches que l'on considère identique dans les deux cas. Le ratio entre la taille des voxels issus des deux types d'acquisition est :

$$\frac{V_{Az}}{V_{Bz}} = \frac{N}{256} \quad (3.4)$$

$$\frac{V_{Ay}}{V_{By}} = 1 \quad (3.5)$$

$$\frac{V_{Ax}}{V_{Bx}} = \frac{256}{N} \quad (3.6)$$

En général, pour que la durée des acquisitions ne soit pas trop longue, les séries sont constituées de moins de 100 tranches. Alors :

$$N \leq 100 \Rightarrow V_{Ax} \geq V_{Bx}; V_{Ay} = V_{By}; V_{Az} \leq V_{Bz} \quad (3.7)$$

Avec un nombre de tranches identique et pour une même taille de la matrice d'acquisition, il ressort des expressions (3.4, 3.5, 3.6) que le voxel a la forme d'un parallélépipède, avec un volume identique dans les deux cas. Pour obtenir des voxels dont les dimensions sont le plus uniformément réparties (i.e. cubiques), l'acquisition devrait être faite selon le plus court axe du muscle. Par exemple, pour couvrir le volume de la Fig. 3.3A et réduire la dimension V_x du voxel, très peu de tranches sont nécessaires. En B, V_x et V_y seront très petits tandis qu'il faudra beaucoup de tranches pour réduire la taille de V_z en vue d'atteindre une dimension proche de V_x . L'acquisition de la Fig. 3.3B prendra énormément de temps ($\sim 3X$) pour réaliser un volume ayant une définition acceptable dans la direction Z. Ceci est dû au fait qu'un plus grand nombre de tranches sera nécessaire pourtant, davantage de pixels ne contiendront aucune information relative aux muscles. Pour réduire les dimensions (V_x, V_y, V_z) du voxel sans augmenter le nombre de tranches (donc le temps d'acquisition), il suffit donc de faire l'acquisition selon le court axe de l'organe à imager (Fig. 3.3A).

3.1.4. Segmentation

S'il est possible d'automatiser la segmentation de toute une masse musculaire d'un membre par rapport à la peau (Barra et Boire, 2002), on ne peut, par contre, identifier les frontières entre les différents muscles sans supervision humaine à cause de l'enchevêtrement des plages de niveaux de gris des différentes structures anatomiques. C'est pourquoi nous avons opté pour une segmentation manuelle même si le logiciel que nous avons utilisé (www.tomovision.com) est dédié à l'imagerie médicale et qu'il offre

divers outils de segmentation automatique. Pour minimiser l'erreur d'un opérateur peu familier à l'anatomie musculaire et s'assurer de résultats fiables, la segmentation a été faite en commençant dans le plan axial (vue la grande disponibilité d'atlas anatomiques dans ce plan), puis sagittal et finalement coronal (Zoabli *et al.*, 2001b). Lorsque la qualité des images est bonne, une seule itération est suffisante mais lorsque la qualité des images laisse à désirer, on peut reprendre la segmentation dans les plans sagittal et coronal. Cette segmentation en 3D (Fig. 3.4) permet de réduire de façon significative les erreurs dues à l'opérateur.

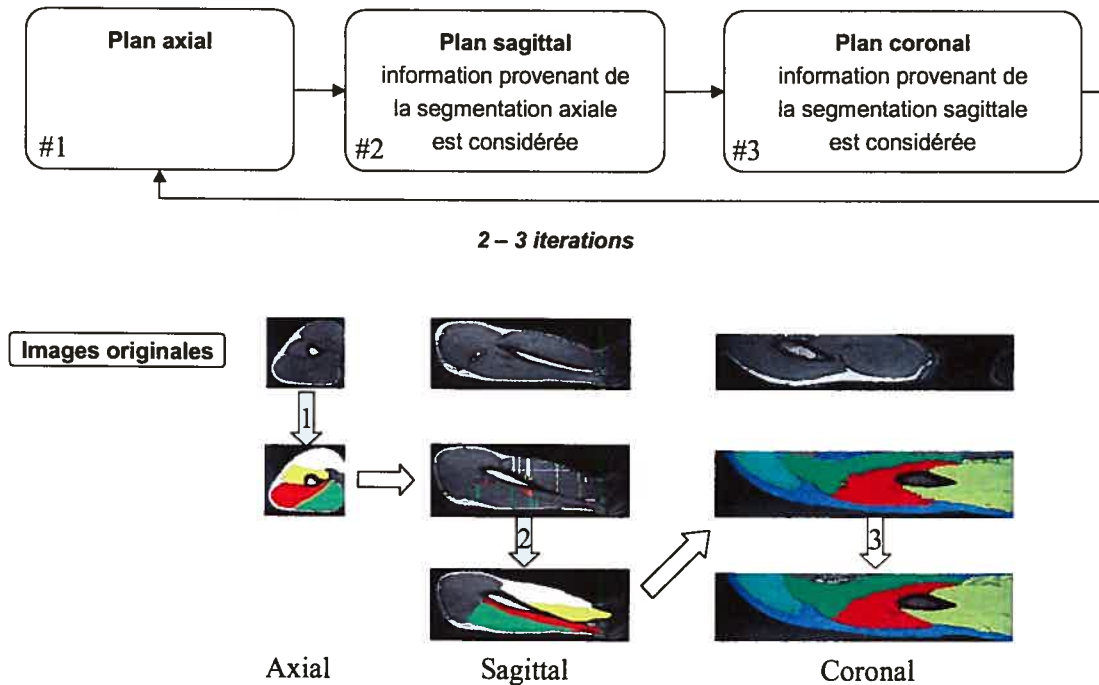


Fig. 3.4: Segmentation selon les 3 plans anatomiques. Segmentation réalisée uniquement lorsque la frontière entre muscles est facilement détectable (Zoabli *et al.*, 2001b).

3.1.5. Mesure des volumes

Pour établir le volume d'un muscle à partir d'une segmentation faite sur des coupes successives, on associe la surface occupée par un muscle dans une tranche à un cylindre

de surface équivalente. La superposition des cylindres de diamètre variable (Fig. 3.5) nous permet d'estimer le volume du muscle. Comme l'information disponible après la segmentation est l'aire du muscle sur chaque tranche, on calcule un diamètre équivalent d_i .

$$d_i = 2 \cdot \sqrt{\frac{S_i}{\pi}} \quad (3.8)$$

Si h est l'épaisseur des tranches d'IRM (espacement nul entre les tranches) et d_i le diamètre équivalent du muscle dans la tranche, la surface externe du cylindre i est :

$$S_{ei} = \pi \cdot d_i \cdot h \quad (3.9)$$

et la surface totale du muscle est:

$$S = \sum_{i=1}^N S_{ei} = \pi \cdot h \cdot \sum_{i=1}^N d_i \quad (3.10)$$

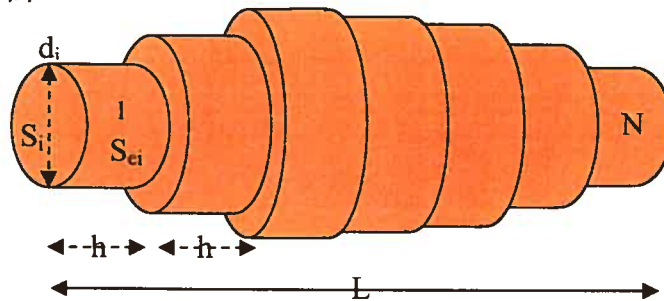


Fig. 3.5: Approximation cylindrique de la géométrie du muscle et paramètres de calcul biométrique.

De même, le volume total du muscle est donné par la somme des volumes partiels:

$$V = h \cdot \sum_{i=1}^N S_i \quad (3.11)$$

et la longueur du muscle est obtenue par :

$$L = N \cdot h \quad (3.12)$$

où N est le nombre de tranches où le muscle est présent. On néglige ici l'obliquité du muscle dans le volume d'acquisition puisque des précautions sont prises dans le protocole d'acquisition pour aligner le bras ou l'avant bras selon l'axe d'acquisition.

3.1.6. Modèle géométrique et visualisation en 3D

Le modèle géométrique est initialement reconstruit par empilement en superposant les images étiquettes (Tag). Les pixels de l'image sont utilisés pour former une matrice de cubes entre 2 tranches successives. Pour chaque cube, la position des nœuds est déterminée par rapport aux contours précédemment identifiés. Des éléments géométriques sont ensuite générés (Fig. 3.6) à la frontière permettant d'obtenir l'enveloppe externe du muscle avec un modèle surfacique facetté (Lorenson and Cline, 1987). Une représentation proche de la visualisation naturelle du muscle est obtenue en lissant le modèle surfacique reconstruit par empilement. Ceci permet d'atténuer par moyennage ou interpolation linéaire les erreurs mineures de segmentation.

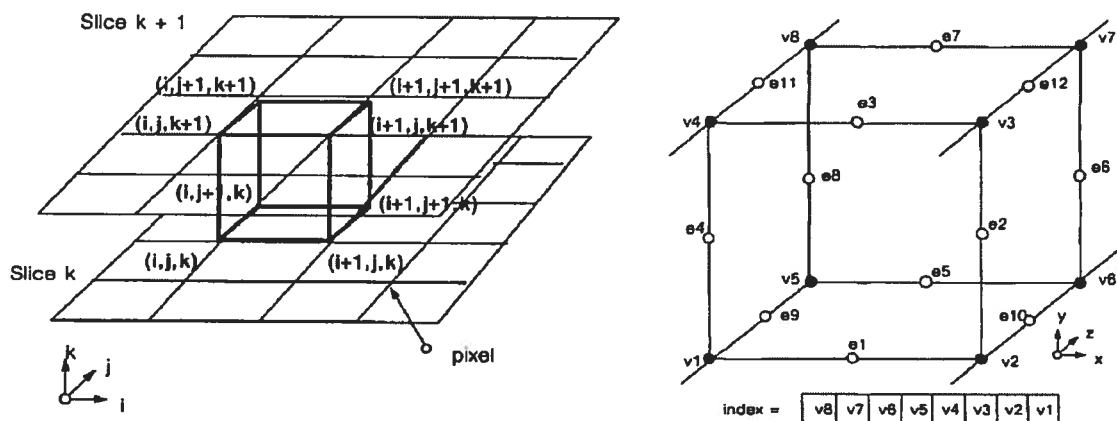
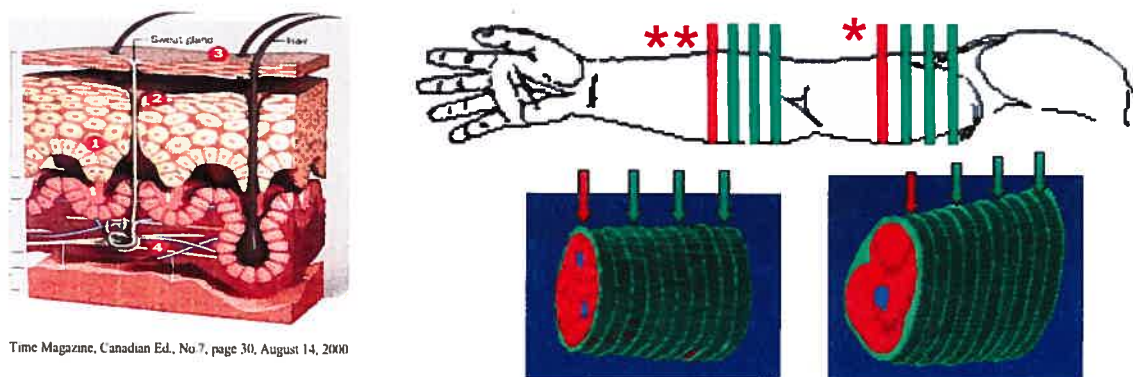


Fig. 3.6: Création du modèle surfacique - algorithme de cube connecteur (Lorenson and Cline, 1987).

3.1.7. Épaisseur de la peau

Pour estimer l'épaisseur de la peau, quatre tranches consécutives espacées de 20 mm ont été sélectionnées au niveau du bras et quatre autres au niveau de l'avant-bras. Pour chacune de ces tranches, 4 mesures ont été prises à intervalle de 90° (Fig. 3.7). Ensuite, sur la tranche centrale du bras (*) et de l'avant-bras (**), 8 mesures ont été prises à intervalle de 45° pour déterminer la variation transverse de chaque couche de la peau. La connaissance de l'épaisseur de chaque couche de la peau devrait contribuer à mieux interpréter le signal EMG recueilli chez ces patients.



Time Magazine, Canadian Ed., No 7, page 30, August 14, 2000

Fig. 3. 7: Épaisseur de la peau au niveau du membre supérieur. Quatre mesures de chaque couche de la peau sont prises sur quatre tranches IRM du bras et quatre tranches IRM de l'avant-bras. Les mesures sont régulièrement prélevées à chaque pas de 90° débutant à l'opposé de l'aisselle (0°); l'avant-bras étant maintenu vertical pendant l'acquisition. Huit mesures radiales ont ensuite été prises à chaque 45° au niveau de la tranche centrale du bras (*) et de l'avant-bras ().**

3.1.8. Contrôle de qualité

Pour s'assurer de la validité des mesures à effectuer, certaines vérifications ont été faites relativement aux erreurs de mesures. Cet aspect est abordé de 3 façons. Premièrement, on a utilisé un fantôme (Fig. 3.8) permettant de connaître la résolution du système et la précision dans la mesure des volumes. Avec $TR=500$ ms, $TI=0$, $TE=14$ ms, et des pixels de 1.41×1.41 mm, on a trouvé qu'une épaisseur variant entre 1.5 et 4 mm offrait le meilleur compromis entre la résolution et le contraste. Quant à la précision des volumes mesurés, elle variait de 18% (trous de 11 mm) à 44% (trous de 3 mm) (Zoabli *et al.*, 2001a).

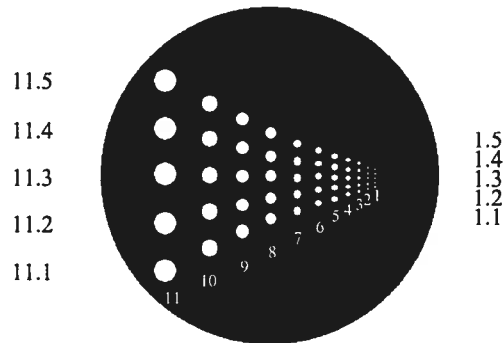


Fig. 3.8: Fantôme IRM M 222 FL (Siemens Medical Solutions, Malvern, PA , 19355, USA) pour le contrôle de qualité. Il s'agit d'un cylindre de plexiglas : $\phi= 187$ mm, hauteur 60 mm) dans lequel des trous variant de 11.5 à 1.1 mm sont percés.

Ensuite, pour étudier l'influence des artéfacts liés à l'inhomogénéité du champ magnétique, l'instabilité du patient ou la durée d'acquisition, il faut répéter plusieurs fois une acquisition sur le même sujet avec les mêmes paramètres. Après traitement des images, une analyse de variance sur les mesures obtenues est effectuée.

Finalement, deux opérateurs non experts en anatomie musculaire se sont servis d'atlas pour segmenter trois fois le deltoïde, le biceps et l'érecteur du rachis en utilisant deux logiciels différents (SliceOmatic® 4.2 et Amira® 2.2). Ces segmentations se sont effectuées dans une journée le matin et le soir ainsi que le lendemain matin. Les résultats sont analysés en fonction du temps moyen de segmentation, et la reproductibilité intra- et inter- sujets déterminée (Zoabli *et al.*, 2001a). Aucune variation significative intra- et inter-opérateur n'a été observée et les résultats obtenus à partir des deux logiciels étaient semblables. Généralement, une épaisseur de tranche sous-millimétrique offre une meilleure définition mais le contraste est faible. L'erreur d'estimation de la longueur, la surface et le volume des muscles du membre supérieur et du dos était minimale lorsque l'épaisseur de tranche se situe entre 1.5 à 4 mm. L'exactitude de la segmentation manuelle des muscles avec l'IRM a été trouvée plus dépendante du contraste que des facteurs humains.

3.2 BANQUE D'IMAGES SUR LA SCOLIOSE

3.2.1. Patients

À partir du système d'archivage et de communication d'images (PACS) de l'hôpital Sainte-Justine (Montréal, Canada), une banque de données de 88 patients scoliotiques a été constituée. De cette banque nous avons fait des recherches successives selon différents critères pour extraire des données. Nous avons trouvé :

- 15 patients pour qui trois séquences avaient été utilisées;

- Parmi ces 3 séquences, la SE-T1 a été identifiée par cinq observateurs comme étant celle qui procurait le meilleur contraste entre les muscles et les autres structures anatomiques voisines;
- Avec la séquence SE-T1, 17 patients totalisant 25 courbures ont leurs déformations scoliotiques entièrement visibles. 9 patients présentaient une seule déviation de leur colonne; 7 patients avaient une courbure double (la courbure lombaire d'un de ces patients a été rejetée pour insuffisance de tranches : on a ainsi 13 courbures au lieu de 14); 1 patient avait une courbure triple.

Chez ces 17 patients, on a mesuré la distribution de la masse musculaire de part et d'autre de la colonne. Vu la diversité dans la longueur de ces courbes scoliotiques, une normalisation a été effectuée pour faciliter la comparaison des résultats obtenus. Les points d'inflexion de part et d'autre de chaque apex ont été utilisés: une courbe scoliotique débute donc au point d'inflexion inférieur (0%) et finit au supérieur (100%). Tel qu'illustré à la Fig. 3.9, la position de l'apex (α) a été mise en référence à cette échelle tandis que la corde de courbure (ρ), ou profondeur de la déviation à l'apex, était exprimée (en %) relativement à la distance entre les points d'inflexion.

Pour obtenir la position de l'apex et celle des points d'inflexion, on s'est servi du centre de la moelle épinière. Ce point correspond à l'intersection de trois lignes croisant l'axe court, moyen et grand de la moelle dans une tranche (Fig. 3.9). Avec les coordonnées de l'apex $A_p(x_a, y_a, z_a)$, du point d'inflexion au-dessus de l'apex $I_1(x_1, y_1, z_1)$

et du point d'inflexion au-dessous de l'apex $I_2(x_2, y_2, z_2)$, la corde de la courbure ρ a été calculée :

$$\rho = \left\| \overrightarrow{I_1 A_p} \right\| \cdot \sin(\theta) \quad (3.13)$$

où θ est l'angle entre les directions $I_1 I_2$ et $I_1 A_p$. Dans le plan coronal, ρ_c est calculé avec les coordonnées 2D (axiales) des points d'inflexion qui sont $I_{1a}(x_1, y_1)$ et $I_{2a}(x_2, y_2)$, et l'apex est $A_{pc}(x_a, y_a)$.

$$\rho_c = \frac{|A.x_a + B.y_a + C|}{\sqrt{A^2 + B^2}} \quad (3.14)$$

où $A.x + B.y + C = 0$ est l'équation du segment de droite passant par les points d'inflexion $I_{1a}(x_1, y_1)$ et $I_{2a}(x_2, y_2)$.

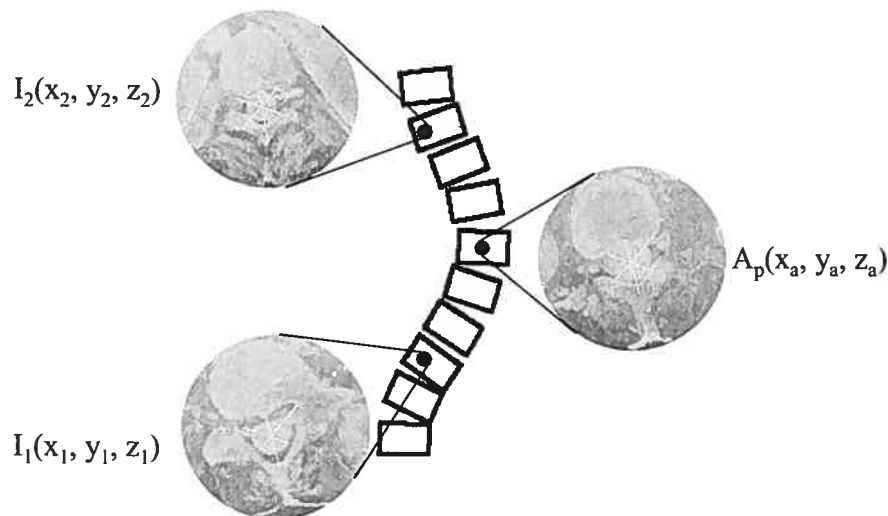


Fig. 3.9: Détermination des coordonnées de l'apex et des points d'inflexion

3.2.2. Imagerie des muscles du dos

Pour un patient non scoliotique, l'IRM est acquise selon des tranches normales à la colonne et parallèles les unes par rapport aux autres (Fig. 3.10A). Pour un dos scoliotique, la procédure est la même si la colonne est courbée. Pour déterminer la surface transverse (CSA) des muscles de part et d'autre de la colonne, il faudrait une acquisition qui soit normale à la colonne (Fig. 3.10B) mais en clinique on utilisera des tranches parallèles à celle prise à l'apex (Fig. 3.10C). Ainsi, l'option de la Fig. 3.10B qui illustre bien la CSA réelle aux différents niveaux anatomiques ne sera d'aucune utilité si le volume musculaire couvert était à déterminer. Le non alignement est dû à l'orientation des gradients (IRM) ou au «Gantry tilt» (TDM) entre les tranches ou entre les séries de tranches. En général une acquisition curviligne est obtenue par groupes de séries parallèles de moins de 5 à 10 tranches : on peut ainsi calculer des volumes partiels qui seront ensuite sommés. De plus, une acquisition selon une courbure scoliotique peut engendrer la duplication de l'information de la même région anatomique dans des tranches consécutives. La flèche en Fig. 3.10B indique la duplication des informations dans les tranches aux endroits où celles-ci s'entrecoupent, faussant ainsi le calcul du volume avec ce protocole. La flèche montre que plus les CSA sont loin de l'apex d'une courbure sévère plus elles sont erronées vu que l'IRM est en général prise en tenant principalement compte de la normale à la position de l'apex.

De façon générale, les séquences IRM cliniques sont réalisées avec des tranches parallèles dont une est normale à l'apex de la courbure scoliothique Fig. 3.10C. Il est possible, avec des logiciels tels que sliceOmatic (Tomovision, Montréal) de reconstruire des tranches normales à chaque niveau vertébral de la courbure, mais les tranches reconstruites proviennent d'interpolation de tranches voisines. Des précautions particulières telle que la résolution des images d'origine et le contraste sont à observer pour minimiser les erreurs de détermination des volumes musculaires.

Pour les travaux faisant l'objet de la présente thèse de doctorat, les séquences IRM utilisées pour le dos sont implémentées selon le principe de la Fig. 3.10C. On détermine ainsi les volumes musculaires avec une plus grande précision lorsque l'épaisseur de tranche n'excède pas 4 mm (Zoabli *et al.*, 2001a).

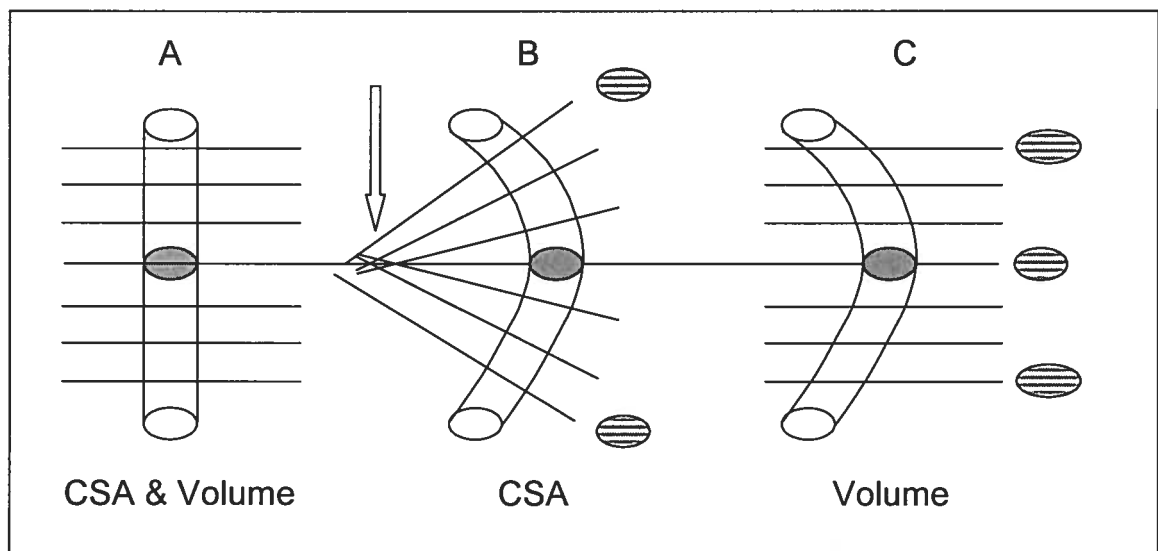


Fig. 3.10: Disposition des tranches IRM pour calculer le volume (C) et la CSA (B) des muscles du dos chez des sujets scoliothiques par rapport à une colonne normale (A).

3.2.3. Niveau de gris

À l'intérieur des muscles, on peut trouver du gras ou des fascia intra- ou inter-musculaires. En résonance magnétique, le temps de relaxation de ces structures est différent de celui des fibres musculaires. Ainsi, lorsque le muscle est considéré globalement (fibres avec gras et tendons), il peut y avoir interférence avec d'autres structures anatomiques telles que le gras sous-cutané, la moelle osseuse et les fascia intra- et intermusculaires. Pour s'assurer que la plage de niveaux de gris était différente pour le muscle, pour le gras infiltré et pour les tendons, 29 tranches IRM obtenus chez une patiente ont été sélectionnées. Pour décorrélérer toute relation fonctionnelle entre ces images, une séquence aléatoire de ces tranches a été obtenue, comme lorsqu'on brasse un jeu de cartes. Une fois les niveaux de gris de nos 3 structures d'intérêt sur chacune des 29 images ont été obtenues, le processus de randomisation a été répété 29 autres fois et celui des mesures aussi

3.2.4. Différence de masse musculaire

Considérant que la forme des muscles est naturellement régulière, leur frontière est considérée constante dans l'épaisseur de tranche (< 4 mm). Par conséquent, le volume musculaire a été calculé comme la somme des sections (CSA) multipliée par l'épaisseur de tranche. Un algorithme de cube connecteur intégré au logiciel (Lorenson and Cline, 1987) a permis d'obtenir une reconstitution 3D des muscles. Les muscles des côtés convexe et concave étant segmentés dans chaque tranche IRM de la courbure normalisée, le volume musculaire gauche et droit a été estimé dans trois sections égales (au-dessous, au-dessus et au niveau de l'apex) de chaque courbe scoliothique. Un indice de différence

des masses musculaires du dos (MDI) a été défini comme la différence relative moyenne entre les CSA du côté convexe par rapport au côté concave, sur la courbe normalisée :

$$BMDI = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[1 - \frac{Volume_{concave_i}}{Volume_{convex_i}} \right] \quad (3.15)$$

où N est le nombre de tranches couvertes par la courbure normalisée et i chaque tranche individuelle. À partir de résultats expérimentaux obtenus avec deux sujets normaux, et de quatre patients dystrophiques non-scoliotiques (voir section suivante), le MDI a été considéré significatif lorsque > 5%.

Au niveau statistique, un coefficient de corrélation bi variable de Pearson a été calculé entre la sévérité de courbure, α , ρ et le MDI. Le test statistique de Student est significatif à $p < 0.05$, sinon autrement spécifié.

3.3 DYSTROPHIE MUSCULAIRE DE DUCHENNE

3.3.1. Patients

Dix patients ont été inclus dans cette étude. C'est lors d'une visite clinique régulière, que le protocole d'EMG et celui de la résonance magnétique ont été réalisés. Deux patients n'ont pu compléter l'acquisition des IRM pour raison de claustrophobie. On a donc fait l'analyse des images de 8 patients.

3.3.2. Protocole d'acquisition

Le protocole a été approuvé par le comité d'éthique de l'hôpital et un consentement écrit des patients a été obtenu. Les images ont été acquises (Symphony 1.5 Tesla, Siemens) dans une région de 18 cm autour de T12-L1. En se servant des 88 études de la banque d'IRM et l'évaluation du contraste par cinq opérateurs, nous avons identifié les paramètres d'un protocole d'acquisition IRM permettant d'optimiser le contraste entre le tissu musculaire et le gras infiltré. Cette séquence minimise le temps d'acquisition tout en ayant un voxel de petite taille. Comme localisateur ou pilote, une image a été acquise dans les plans axial, sagittal, et coronal (séquence GRE-T1, TR 24 ms, TE 6 ms, Nex 1, tranches de 10 mm, pixels 1.9x1.9 mm, images de 256x256 pixels). Puis, une deuxième série de 63 tranches axiales des muscles du dos a été acquise (SE-T1, TR 550 ms, TE 14 ms, Nex 3, tranches de 3 mm, pixels 0.4 x 0.4 mm, images de 512 x 512 pixels, concaténation de 7 tranches). Le temps requis pour la préparation du patient et l'acquisition des images a varié entre 18 et 24 min. À la fin de la série, la qualité des images a été vérifiée: si des artéfacts de mouvement étaient observés (les jeunes patients n'étaient pas sous sédatif), l'acquisition était répétée. Ce fut le cas pour deux patients.

3.3.3. Segmentation et calcul de l'infiltration de gras

Une segmentation semi-automatique par seuillage dans un contour fermé correspondant à l'érecteur du rachis ou ses constituantes a été utilisée pour séparer le gras infiltré du muscle encore sain. Pour simplifier la présentation de données, les CSA moyens des muscles iliocostalis (IL), longissimus (LO) et spinalis (SP) ainsi que le gras infiltré ont été obtenus à partir de 6 à 8 tranches consécutives (correspondant

approximativement à une épaisseur de vertèbre) puisque aucun changement rapide n'a été observé dans les données. Pour les patients ayant une courbe scoliothique, le volume musculaire moyen et celui du gras infiltré ont été déterminés à l'apex, au-dessus et en dessous à des fins de comparaison avec les résultats disponibles dans la littérature. Pour les patients DMD non scoliothiques, la distribution gauche/droite de muscle/gras a été analysée afin d'essayer de prévoir à quel niveau vertébral pourrait apparaître une courbe scoliothique. Un test statistique de Student ($p < 0.05$) a été utilisé pour évaluer le niveau de signification des résultats.

CHAPITRE IV ARTICLE I : UPPER LIMB MUSCLE MORPHOMETRY FROM MAGNETIC RESONANCE IMAGING

4.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THESE

Dans ce premier travail, nos objectifs étaient d'acquérir des images de résonance magnétique du membre supérieur de sujets sains et de développer des méthodes permettant d'obtenir des informations quantitatives sur la longueur, la surface, le volume et la position relative des muscles au niveau du bras et de l'avant-bras. Ces informations étaient recherchées comme moyen d'étude du volume conducteur séparant les muscles de la surface de la peau. Comme on utilise généralement des électrodes de surface pour capter l'activité électrique (électromyogramme ou EMG) à l'origine de la contraction musculaire, notre hypothèse était que les informations anatomiques ainsi obtenues allaient faciliter l'interprétation du signal EMG de surface.

À l'occasion de ce travail, on a pu expérimenter des protocoles en vue de mieux visualiser la masse musculaire. Des techniques de segmentation adaptées aux muscles ont été élaborées, et des procédures de mesure de la précision des résultats ont été réalisées. Des méthodes ont été développées pour calculer l'épaisseur du pli cutané autour du bras et de l'avant-bras. Toutes ces techniques et approches ont par la suite servi à la réalisation des deux autres facettes de notre travail de doctorat, soit l'étude de la distribution du muscle érecteur du rachis de part et d'autre de la colonne vertébrale de patients scoliotiques et de patients atteints de la dystrophie musculaire de Duchenne qui développent fréquemment une scoliose.

Upper limb muscle morphometry from magnetic resonance imaging

Gnahoua Zoabli and Pierre A. Mathieu

Institute of Biomedical Engineering, University of Montreal, Canada

Address for correspondence:

Gnahoua Zoabli

Institut de génie biomédical (dépt. Physiologie)

Université de Montréal

Pav. Paul G. Desmarais

Montréal H3T 1J4

Phone: (514) 343-6357

Fax: (514) 343-6112

Email: 

Acknowledgments: supported by the FCAR and the NSERC (grant #156144-00). The authors thank Dr. Hail Mallouche and the MR department of the Saint-Luc pavilion of the Centre hospitalier de l'Université de Montréal for their collaboration during MR images acquisition. The authors gratefully acknowledge Philippe Debanné and Kajsa Duke for editing the manuscript.

Soumis pour publication dans: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation *Engineering*

4.2 ABSTRACT

The use of medical imaging techniques to obtain musculoskeletal anatomical information is growing. The objective of the present work was to identify the boundaries of each muscle of the upper limb and make length, cross-section area and volume measurements of these muscles. Availability of such information can help in the interpretation of surface signals that are generated when muscles contract. Magnetic resonance images of the right upper limbs of 6 healthy subjects were obtained and segmented with a commercial software package. With voxels of 1.4 x 1.4 x 1.5 mm, muscle lengths obtained were similar to those reported in the literature but volumes for small muscles of the forearm were overestimated. Skinfold thickness was also evaluated along and across the arm and forearm. While it did not vary much along the limb, thickness variation of up to 18.8 mm on the arm and 5.5 mm on the forearm was observed radially. Skinfold thickness was significantly greater in women than in men. The mean value of the power spectrum of the surface electromyographic signal was highly correlated with the skinfold thickness under the estimated position of the recording electrodes (-3.4 Hz/mm , $R^2=0.87$). In addition to length, cross-section area and volume, three-dimensional representations of the muscles were also obtained and are illustrated in this article.

Keywords: Muscle anatomy; Biometry; Magnetic resonance imaging; Segmentation, EMG, Skinfold thickness.

4.3 INTRODUCTION

Skeletal muscle is an important body component whose elements are mainly distributed at the periphery of the body. In spite of this accessible positioning, muscular activity is still difficult to analyze because it is set in action by complex commands generated in the brain. While information on these commands can be obtained with fine electrodes inserted in muscles under study, this knowledge is generally inaccessible when surface approaches are used. In spite of this limitation, non-invasive techniques are much more often used because they are easy to master and the effectiveness of such procedures which are less stressful for the subjects, is improving with new technologies. The most popular surface technique consists in applying a few non-polarizable electrodes over the skin. One can then record the muscle electrical activity or EMG signals that cause a muscle to generate force and produce movement (Magnusson *et al.*, 1997; Zwarts *et al.*, 2000). Another approach consists in placing a vibrating transducer, such as a piezoelectric sensor, an accelerometer or a microphone over the skin. As the muscle contracts, a mechanical oscillation is produced and a mechanomyographic (MMG) signal can be recorded (Akataki *et al.*, 2001; Mamaghani *et al.*, 2002; Evetovich *et al.*, 2003). The muscle belly also enlarges with the contraction and this phenomenon can be measured with a displacement sensor, which gives a tensiomyography (TMG) signal (Dahmane *et al.*, 2001). The initial characteristics of all those surface signals and others that may be collected at skin surface are modified by the volume conductor, which is interposed between the active muscle fibres and the skin surface. The surface signal can also be the result of the activity of two or more muscles at unknown locations. Analysis of all these signals would be made easier and more pertinent if information on the

properties of the volume conductor separating activity zones from skin surface could be assessed, but the procedures for this are complex. As an alternative, acquisition of anatomical information can be considered: position and dimension of the various structures interposed between muscles and skin surface as well as information on relative positions between muscles can be obtained with imaging techniques.

Human muscular atlases have usually consisted of a collection of drawings made from visual analysis of cadaver dissections (Netter, 1987; Lieber *et al.*, 1992). Whether drawings are based on a single specimen or from the study of many cadavers, information on muscles can only be regarded as indicative of the human muscular anatomy. The quality of the drawings is also dependent on the rendering ability of the artist who makes them. The impact of those factors has however been reduced in recent anatomical studies by the addition of computed tomography (CT) and magnetic resonance (MR) images (Bassett *et al.*, 1989; Mink and Deutsch, 1990). In a recent experiment, the use of drawings has been altogether eliminated: in the Visible Human project, a frozen body was transversally sliced a few mm at a time from head to toe while each slice was photographed with a digital camera and the data stored on a computer (Kang *et al.*, 2000). In this way, a vast amount of detailed anatomical information was obtained from a single disease-free cadaver. With the existence of virtual atlases, anatomical information can also be interactively correlated with corresponding cadaver cross-sections¹.

¹ See for example, the web sites of the American Association of Anatomists (www.anatomy.org), and the Virtual hospital (www.vh.org).

While invaluable anatomical information will still continue to be collected from cadavers, much of that information can now be obtained from living subjects. This is associated with the development of modern imaging techniques by which the visualization of tissues previously invisible to conventional radiography is now possible.

Many previous works was done in estimating muscle volumes using medical imaging (Lauder and Muhl, 1991; Elliot *et al.*, 1996; Juul-Kristensen *et al.*, 2000; Salinari *et al.*, 2002; Lund *et al.*, 2002; Tothill and Stewart, 2002; Tingart *et al.*, 2003; Tracy *et al.*, 2003). According to Juul-Kristensen *et al.* (2000), MR volume and physiological cross-sectional areas were 1.4-1.7 times higher than dissection. This ratio is reduced for larger anatomical structures or with smaller voxel size. For Elliot *et al.* (1996), partial volume average is a large problem when estimating muscle volumes from MR: vanishing small structures (such as vessels, nerves, anatomical boundaries, and sub-milimetrical structures) within thick slices when estimating muscle volumes (Laidlaw *et al.*, 1998). Fukunaga *et al.* (2001) and Heers G. *et al.* (2003) have shown that ultrasound is a viable method for study muscle contraction dynamics. It appears as if at least two groups have tried estimate muscle volume for Ultrasound (Esformes *et al.*, 2002; Miyatani *et al.*, 2002; Miyatani *et al.*, 2003). The present study is limited to anatomical information such as muscle length (Lieber *et al.*, 1992; Narici, 1999; Riek *et al.*, 2000; Murray *et al.*, 2000), cross-sectional areas (CSA) (Housh *et al.*, 1995; Peltonen *et al.*, 1998; Nygren *et al.*, 2000; Miyatani *et al.*, 2003) and volume (Tian *et al.*, 2000; Iochum *et al.*, 2001; Salinari *et al.*, 2002; Miyatani *et al.*, 2002).

For one, the MR technology takes advantage of tissue properties (MR-proton density and relaxation) and of multiple organ functions (flow, chemical shift, diffusion and perfusion). All these factors contribute to enhancing soft tissue contrast, enabling the imaging of muscles, tendons, joints and blood vessels. As for CT and ultrasound (US) technologies, these are only based on a single tissue characteristic, namely density or sound reflection, and their application is generally restricted to specific contents (Tempany and McNeil, 2001). For example, interfaces between tissues, such as the junction of muscle with tendon, is difficult to detect using MR. However, because the two structures have different acoustic properties and are generally located close to the body surface, the junction can easily be located with linear US probes (Gibbon *et al.*, 2000; Cardinal *et al.*, 2001). One of the great advantages of the US technique is its real time imaging capability, which is largely exploited in cardiology and gynaecology (Mirlesse *et al.*, 2001; Orvos *et al.*, 2002). However, in spite of noise reduction techniques (Lin *et al.*, 2002 Dec; Maurice and Bertrand, 1999), speckles and other noises affect image details, which prevents its use for in vivo muscle function studies. New approaches such as MR elastography are preferred in those cases (Heers G. *et al.*, 2003). While the CT modality can provide high quality images of the muscular system, its use is associated with appreciable radiation exposure to the subject. For this reason, this imaging technique is used only for examinations which are medically required and for which the required information cannot be obtained with another technology.

With modern technologies, many body slices are often imaged; this allows 3D visualization of the anatomical structures under investigation. To produce a 3D display,

anatomical structures of interest must be identified in many successive images. Since this can be a lengthy and tedious process, procedures have been developed to automatically identify the boundaries of the structures. This approach can be applied when the individual elements do not form partial volumes and when their boundaries are sufficiently contrasted. In these conditions, a specific pixel intensity histogram can be associated to a given structure and its automatic detection is possible. This is the case in neurology, for instance, when grey and white brain matters must be segmented (Stokking *et al.*, 2000). This is also possible for anatomical and functional analysis of the liver since this organ is highly contrasted with its surrounding structures (Soler *et al.*, 2001). In many other conditions however, intensities in the images are non-uniform and/or partial volumes are present. Automatic analysis is still possible if the dissociation of partial volumes can be achieved using dilation and erosion approaches. This requires that contrast between the structures be such that the overlap between pixel intensity histograms is minimal, which is not always the case. For example, muscles are individually wrapped in a very thin layer, the epimysium. With the MR clinical data acquisition sequences currently in use, that interface between muscles cannot generate a MR signal with high enough amplitude to produce a significant contrast. Thus, an automatic analysis of muscle boundaries does not produce satisfactory results and a manual or interactive method must then be considered.

In conjunction with ongoing studies in our laboratory on the EMG inverse problem (Mink and Deutsch, 1990) and the development of electrode arrays to study aspects of upper limb motor control, we perceived the need for personalized anatomical information

of the upper limb. To collect such information from normal subjects, MR imaging was used. Using a previously developed interactive segmentation approach in which muscle boundaries could be reliably detected in the arm and forearm (Zoabli *et al.*, 2001b), our main objective was to study skin and fat thickness along and around the upper limb. This factor is known to influence characteristics of the surface EMG signals, but relatively little information is available on this problem. This paper is an extension of a preliminary study on the feasibility of upper limb muscular biometry using MR (Avikainen *et al.*, 1999).

4.4 MATERIALS AND METHODS

Six normal subjects already participating in an experiment on EMG acquisition were enrolled in our protocol. These three women and three men (30.5 ± 6.7 years) had a body mass index (BMI) of 21.8 ± 1.8 kg/m². Circumference of their arm was 28.7 ± 3.8 cm and 24.6 ± 3.3 cm for the forearm as obtained with a tape measurer. Length of the humerus (30.3 ± 2.3 cm), of the radius (24.4 ± 1.1 cm), and of the ulna (26.2 ± 1.4 cm) was determined from MR images. To reproduce conditions similar to the EMG acquisition protocol, an angle of about 140° was maintained between the right arm and forearm while the hand position was kept neutral during the acquisition of MR images. A non-magnetic object of 2 kg was placed in the hand to simulate a 10% maximum voluntary contraction (MVC) of the elbow. To assess the effects of the pressure generated on the skinfold thickness, an elastic band with an acrylic button similar in size to an electrode was set over a mark previously located over the end-plate position of the biceps. The elastic band was of the same material as the surface EMG electrodes array and the pressure applied on

the elastic band assumed similar to the one with the electrodes array. A sagittal series of seventy consecutive images (pixels of 1.4 x 1.4 mm, 12 bits) with a thickness of 1.5 mm was obtained for the arm and another series for the forearm (Fig. 4.1A). A 3D gradient recalled echo (GRE) imaging sequence from a 1.5 Tesla GE Signa 5 scanner (Milwaukee, USA) was used. The experimental protocol was approved by an ethics committee and each subject signed a consent form as well as a MR pre-acquisition form.

During our thesis we contributed to the development of a commercial software package by doing the review of all available image processing techniques, and suggesting the most appropriated ones for implementation. The main contributions were the following modules: 3D segmentation, oblique segmentation, active contour, and tag lock module. We also tested the accuracy of the embedded measurement tools and assessed any beta version before being commercialized. Using this medical image processing software package (SliceOmatic of Tomovision inc., Montreal, Canada), a manual segmentation was carried out on images displayed in the three anatomical planes. Contours obtained in the axial plane were used to correct potential errors in the sagittal plane and contours in the sagittal plane to correct contours in the coronal plane if necessary. Operator errors were minimized by carrying out this procedure twice (Zoabli *et al.*, 2001b). Following segmentation of each slice in the series, muscle shape was obtained by the superposition of its different segmented contours at 1.5 mm spacing (i.e. MRI slice thickness). This 3D segmentation technique is explained in detail in (Zoabli *et al.*, 2001b) and with this technique, upper limb and back muscle volume accuracy is assessed in Zoabli *et al.* (2001a). A marching cubes algorithm embedded in the software

(Lorenson and Cline, 1987; Aubin *et al.*, 1995; Jacq and Roux, 2003) was used to obtain 3D reconstructions, which were then smoothed to make the shapes more natural. Muscle length was determined from the number of axial slices in which the given muscle was detected. Partial volumes of the muscle in each slice were added up to provide its global volume. As for skinfold thickness, it was measured at the arm and forearm levels on four slices at 20 mm interval (Fig. 4.1A). On each of these slices, four radial measurements were taken at 90° intervals (0° corresponding to the position of the lateral low corner of the deltoid for the arm; and corresponding to the external center of the grip joint for the forearm). From these 16 measurements, the mean and standard deviation (SD) of longitudinal skinfold thickness at the arm and forearm were determined. Radially, 8 measurements of each skin layer (epidermis, dermis and hypodermis) were obtained at 45° intervals on the slices marked with * on the mid-arm and ** on the mid-forearm in Fig. 4.1A. In order to assess the skin indentation caused by the electrode array, skinfold thickness was also measured on a slice outside the elastic band and on a slice under the acrylic button (Fig. 4.1B): 8 measurements at 22.5° intervals were acquired from 0° to 180°.

Statistical differences in skin thickness near the electrodes array as well as along and around the limb were determined using a two-tailed bivariate Pearson's correlation coefficient test. The level of significance was $p=0.05$.

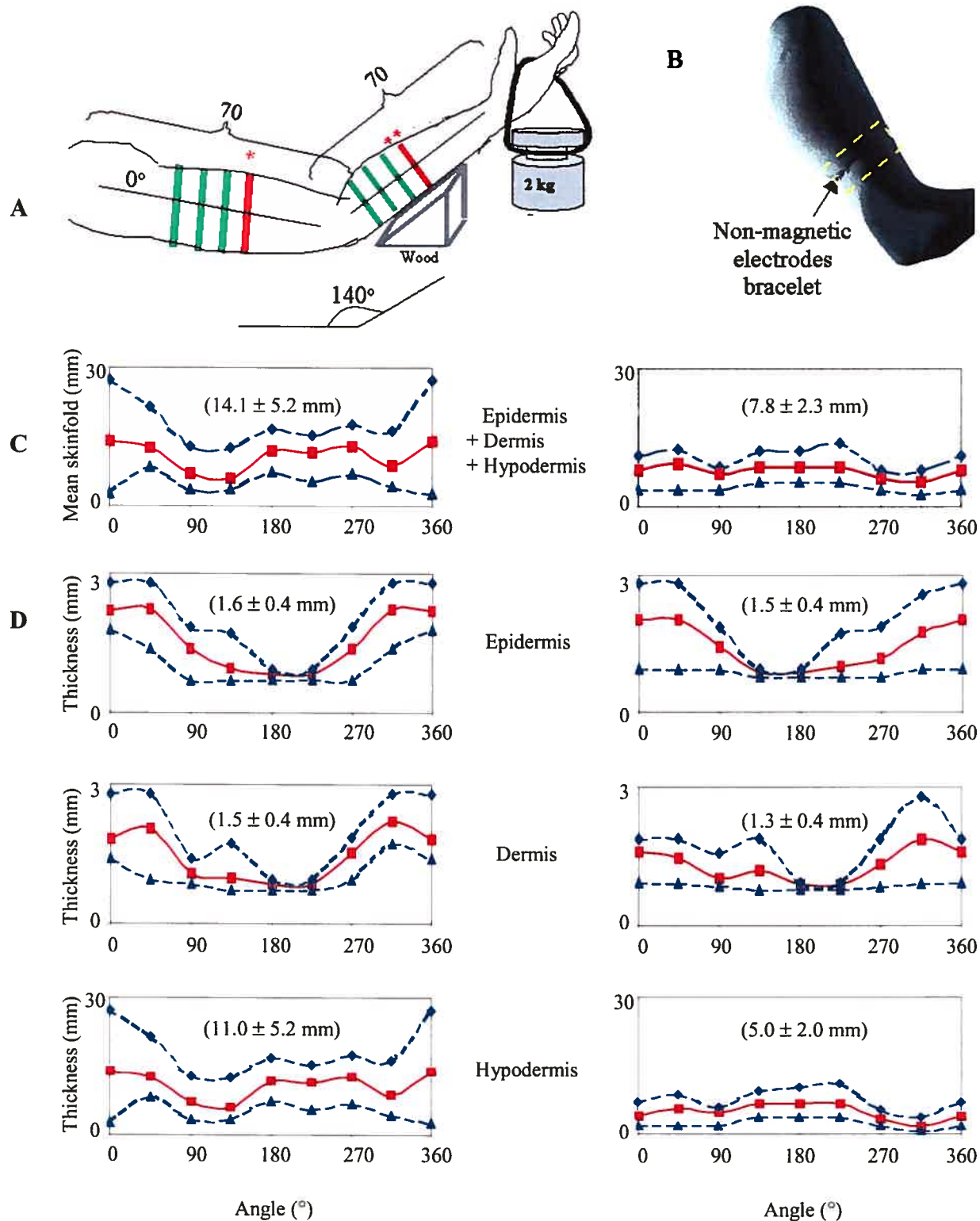


Fig. 4. 1: MR images acquisition protocols: 70 images were acquired on each side of the elbow with 140o inclination around the elbow. **B:** Measurement of skin thickness under the bracelet. **C:** Mean with maximal and minimal (dotted lines) values of skin thickness measured radially for the arm (left) and the forearm (right). **D:** Radial measurements for each layer of the skin (mean with maximal and minimal values).

4.5 RESULTS

For our six subjects, the mean skinfold thickness for the slice located at mid-arm (*) was 14.1 ± 4.0 mm; at mid-forearm (slice **) it was 7.8 ± 2.0 mm (Fig. 4.1C). The mean values of the 16 measurements taken over 80 mm on the mid-arm and on the mid-forearm were respectively 13.8 ± 1.1 mm and 7.2 ± 0.2 mm. When arm and forearm measurements were grouped separately for men and women, the mean skinfold thickness of the arm was significantly ($p < .001$) greater for women on the arm (12.4 ± 2.1 mm vs. 9.5 ± 3.3 mm, $R^2 = 0.96$) and on the forearm (9.2 ± 1.0 mm vs. 6.8 ± 0.9 mm, $R^2 = 0.36$). In the radial direction, skinfold thickness for the arm was minimal above the biceps belly (90° , left panel of Fig. 1C) while the maximum value was on the lateral side of the arm (0°). Less variability was found in the thickness around the forearm (right panel of Fig. 4.1C). Of the three skin layers, the hypodermis was found to be the thickest and the principal source of skinfold thickness variation (last row of Fig. 4.1D). Minimal values for the epidermis and dermis layers were obtained around the armpit region (180°) for the arm, however for the forearm, the minima of these two layers were some 90° apart.

How skinfold thickness can influence characteristics of the surface EMG signal is illustrated in Fig. 4.2. In A and C, power spectra obtained at 50% MVC of the elbow are presented for each subject while skinfold thickness for the slice corresponding to the bracelet level is shown in B and D. For both men and women, EMG spectrum mean

amplitude (in %)² and high frequency content get reduced as subcutaneous fat thickness increases under the electrodes (Fig. 4.2A and C).

² Mean amplitude was obtained from 0 to 400 Hz and expressed in % of the maximum normalized value (i.e. 1). Without normalization, power spectrum amplitude was very much reduced as skinfold thickness increased.

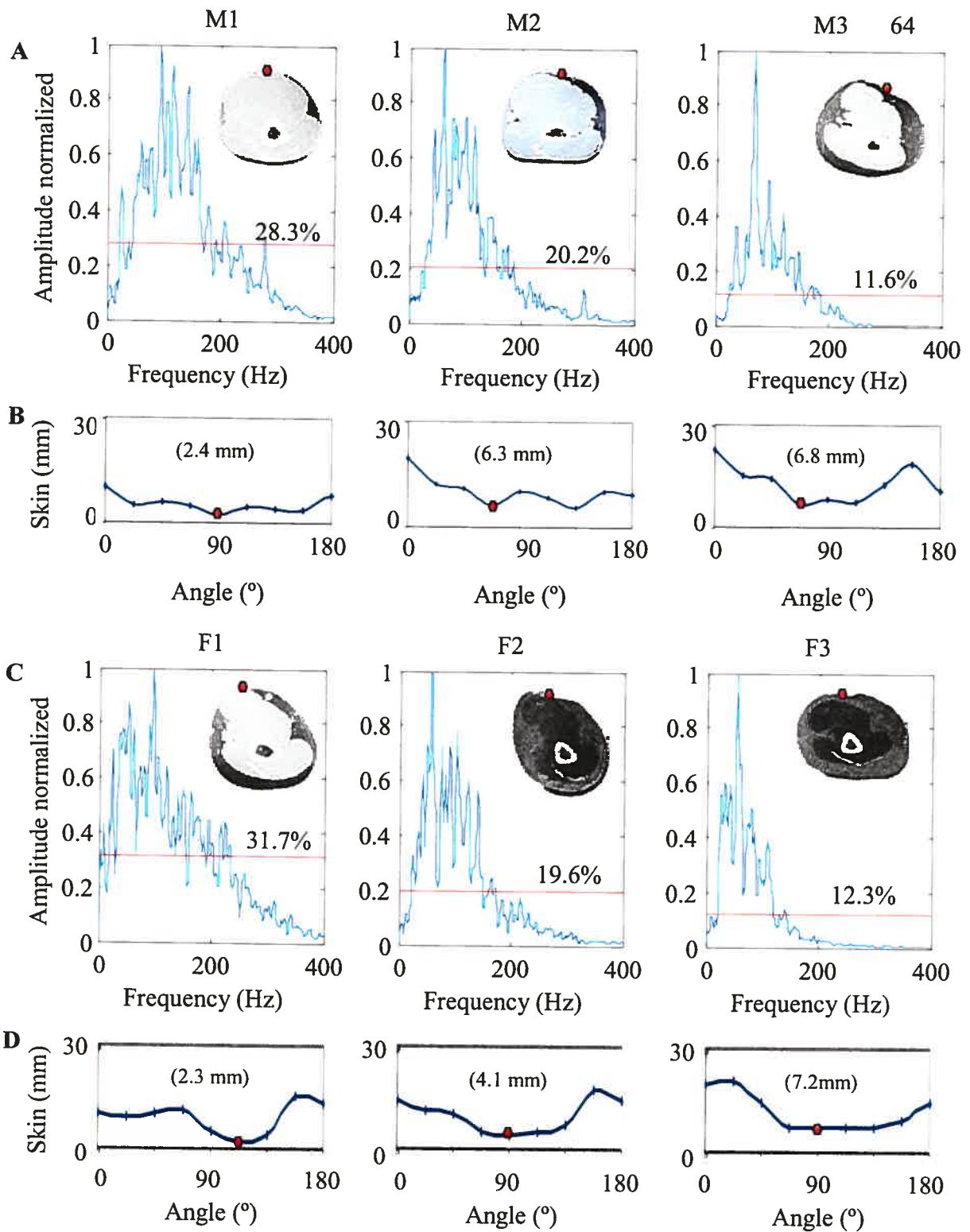


Fig. 4. 2: Skinfold thickness effects on the power spectrum of EMG signals collected over the biceps brachii (isometric and isotonic contraction of 50% maximum voluntary contraction). Spectra of the male subjects (M1, M2, and M3) are shown in A and those of the female (F1, F2, and F3) in C. Mean amplitude of each spectrum over 400 Hz is represented as a horizontal line. Skinfold thickness variation around the arm of each subject as obtained from a magnetic resonance image taken close to the recording level of the arm is shown in B and D. The estimated electrode position over the biceps is marked with a large dot as well as in each skin thickness graph where the value under the electrode is in brackets.

When a regression analysis was done between the mean power spectrum in % and skinfold thickness under the electrodes (approximated by the thickness under the plastic button), a strong correlation was obtained with a negative slope of 3.4 Hz/mm (Fig. 4.3A). Reduction of skinfold thickness (skin indentation) under the bracelet was correlated with skin thickness in the neighbourhood of the bracelet (Fig. 4.3B) but not with arm circumference (Fig. 4.3C), which could have influenced the pressure applied by the bracelet. As seen in the results of Fig. 4.3, differences between men and women are small despite significant skinfold thickness differences in absence of pressure.

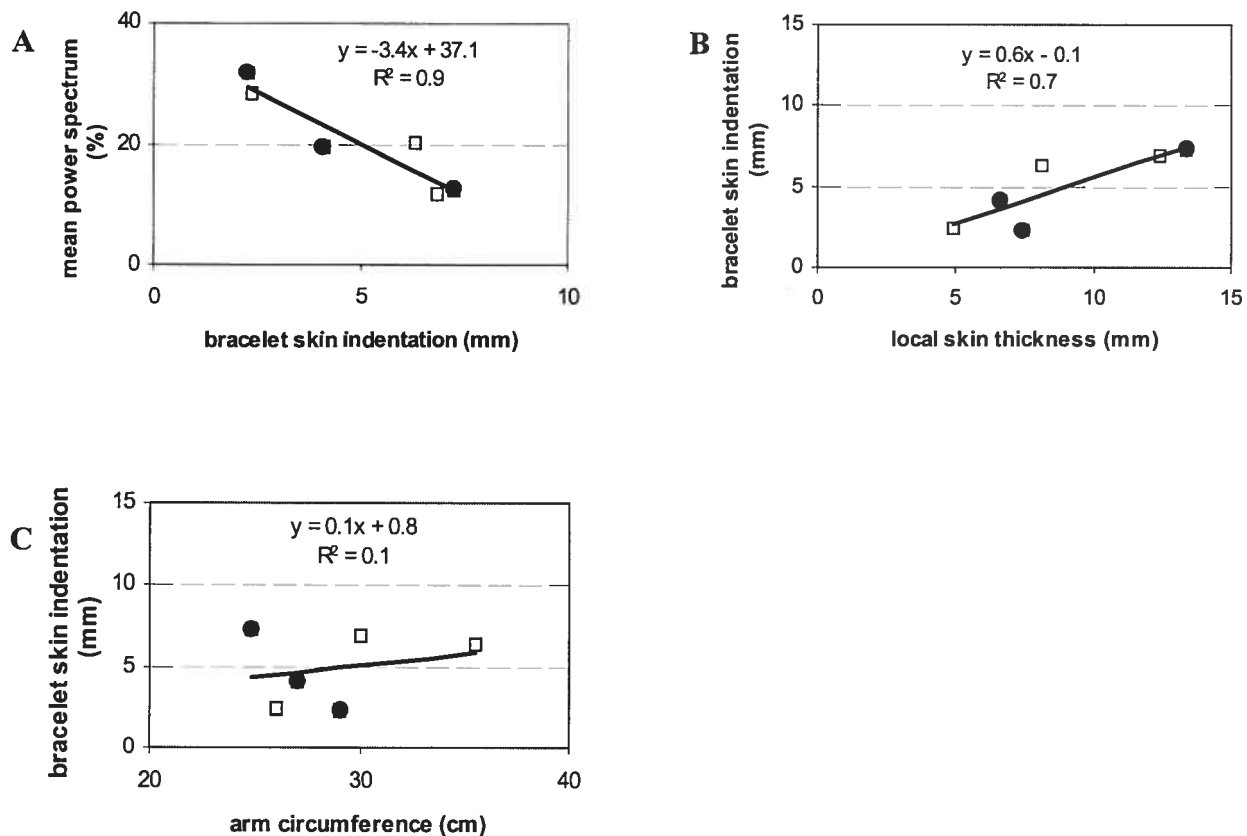


Fig. 4. 3: Correlation between mean spectrum amplitude in % vs. skinfold thickness estimated under the recording electrodes placed over the biceps. B: Relation between skin thickness outside and under the bracelet. C: Effect of arm circumference on the skin thickness under the bracelet. In each graph, close circles are for the women and open squares for men.

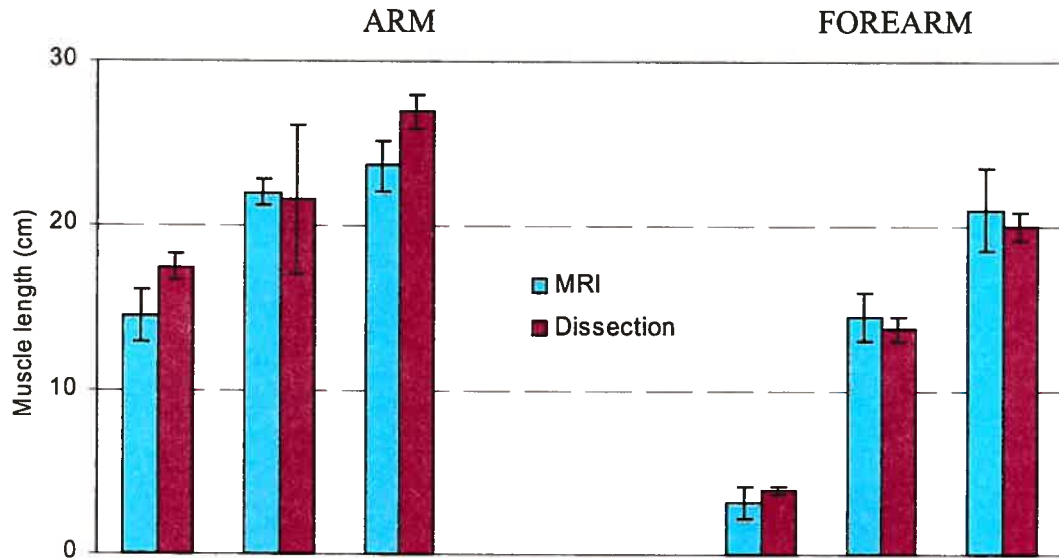
A complete analysis of the arm and forearm muscles was done for one subject: measurements were made on the 6 muscles of the arm and on 14 muscles of the forearm (Table 4.1). Except for the deltoid, all muscles of the arm were found to have roughly the same length (23.0 ± 3.0 cm). In the forearm, the pronator quadratus was the shortest muscle measured (5.5 cm), whereas the longest muscles were the flexors (25.5 cm for the flexor carpi radialis). Mean cross-sectional area (CSA) of the forearm muscles was quite small (7.7 ± 6.4 cm²) when compared to the arm (29.6 ± 14.0 cm²).

	Muscle	Length (cm)	Muscle belly CSA (cm ²)	Estimated surface (cm ²)	Estimated volume (cm ³)
A	Brachioradialis (BRL)	10.0	23.3	89.8	64.2
	Deltoid (DLT)	10.5	58.0	171.3	222.3
R	Brachialis (BL)	18.5	21.0	163.8	115.4
M	Triceps brachii medial & lateral head (TML)	22.5	23.9	224.1	177.5
	Triceps brachii long head (TLH)	23.0	26.5	243.7	205.5
	Biceps brachii (BB)	26.5	25.0	255.3	195.7
F O R E A R M	Pronator quadratus (PQ)	5.5	6.0	26.8	10.4
	Anconeus (ANC)	9.5	3.6	35.6	10.6
	Palmaris longus (PL)	11.0	3.3	42.4	13.0
	Brachioradialis (BRL)	14.5	10.6	97.4	52.0
	Extensor pollicis longus (EPL)	14.5	2.7	48.7	13.0
	Extensor digiti minimi (EDM)	14.5	1.4	33.7	6.2
	Supinator (SUP)	18.0	8.0	91.5	37.0
	Extensor carpi radialis longus & brevis (ECRL-B)	18.5	8.7	122.0	64.0
	Extensor digitorum (ED)	19.0	4.6	86.8	31.6
	Extensor carpi ulnaris (ECU)	20.5	3.3	73.4	20.9
	Flexor digitorum profundus (FDP)	22.5	19.0	200.2	141.8
	Flexor digitorum superficialis (FDS)	23.0	8.9	153.7	81.8
	Flexor carpi ulnaris (FCU)	24.5	4.6	104.5	35.5
	Flexor carpi radialis (FCR)	25.5	10.4	138.1	59.5

Table 4. 1: Dimensions of 6 muscles of the arm and 14 muscles of the forearm of M2. Muscles are presented in increasing length. Being bi-articular, measurements of brachioradialis are presented partly in the arm and partly in the forearm sections with the humerus used as a fiducial marker.

The estimated volume of the 20 analyzed muscles was well correlated with their CSA ($R^2=0.69$) but not with their length ($R^2=0.16$). Literature was reviewed to collect data on arm and forearm muscle dimensions obtained from cadaver specimens (Friden and Lieber, 2001). For three muscles of the arm and forearm (Lieber *et al.*, 1990; Murray *et al.*, 2000), no significant differences in length were observed between data in the literature and our results (Fig. 4.4A). When volumes were considered, larger differences were observed but these were significant only for the flexor digitorum profundus muscle (Fig. 4.4B).

A



B

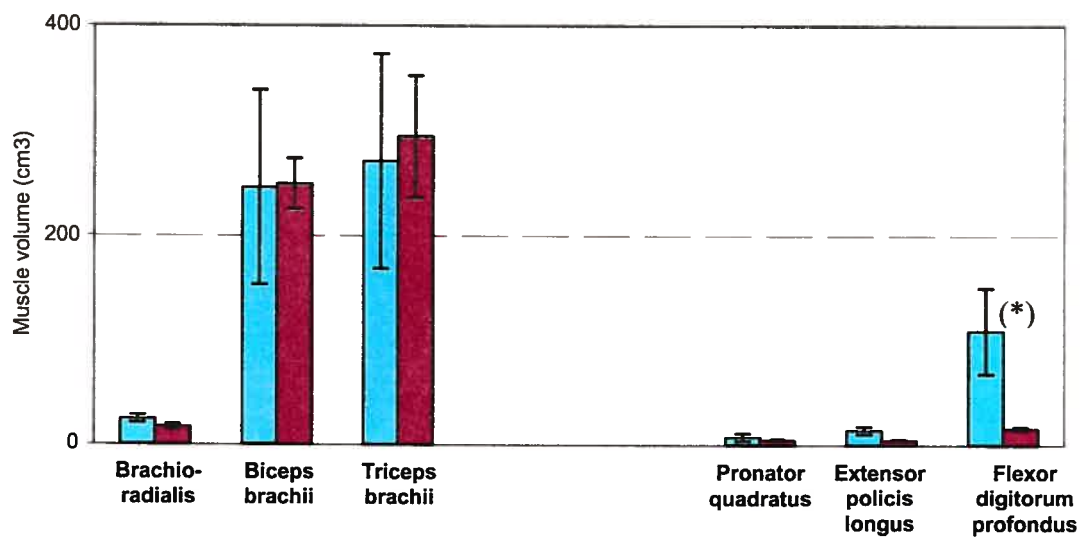


Fig. 4. 4: Comparison between dissection data and image segmentation results for three muscles of the arm and forearm. A: length results B: volume results. A significant difference (*) was only observed for flexor digitorum profundus volume.

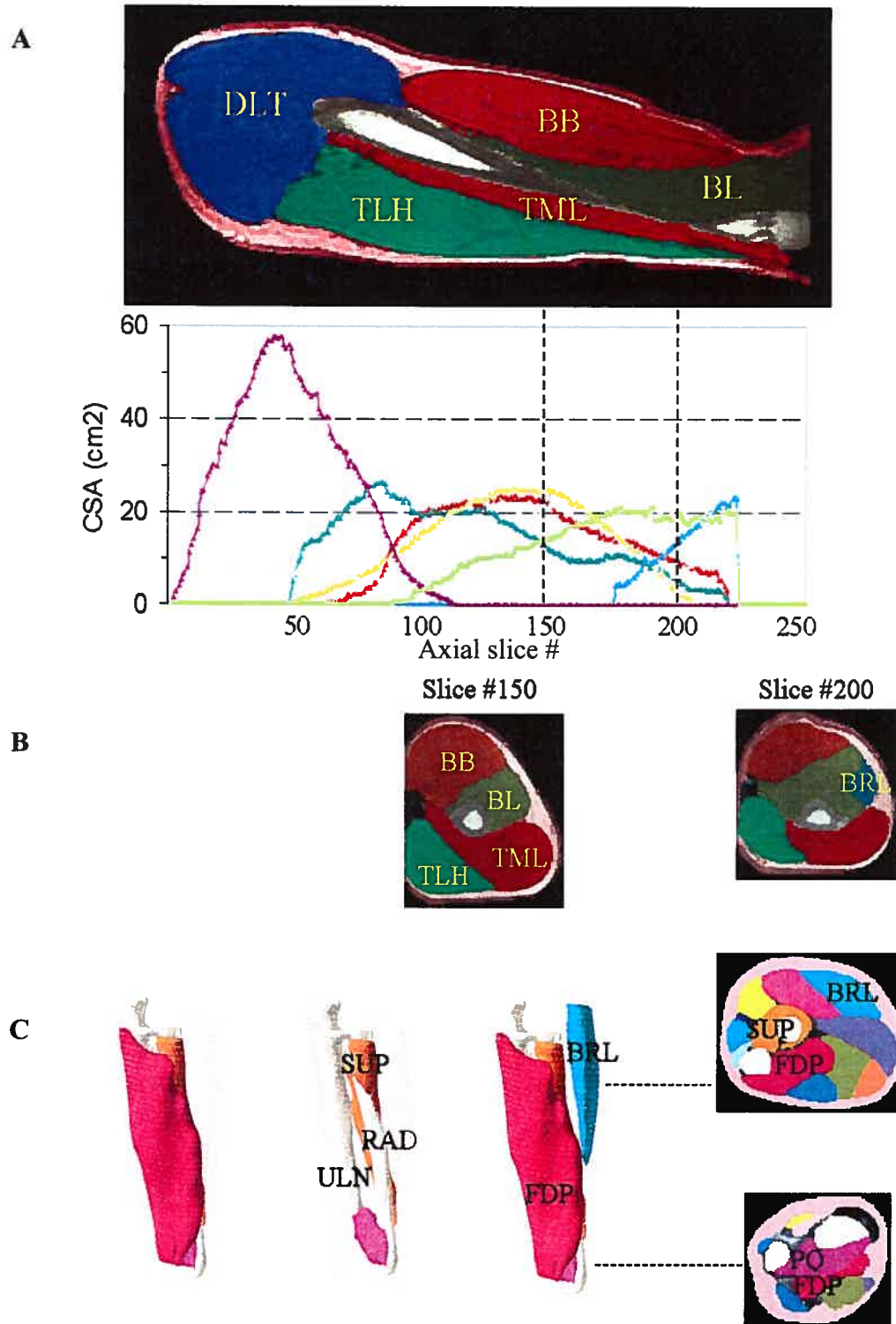


Fig. 4. 5: Illustration of longitudinal positions of muscles within the arm (upper panel) and their respective CSA along the limb (lower panel). B: Transverse section of the muscles and location of nerves and vessels at slice #150 and #200 along the arm. C: 3D illustration of some muscles of the forearm with their cross-sections at the dotted lines. Illustrations are all from M2. Abbreviations used are those of Table 1 except for the bones (ULN= ulna, RAD =radius).

From the segmentation carried out on the slice of each image series, various types of illustrations can be obtained. For instance, in the upper panel of Fig. 4.5A, a mid-longitudinal section shows the relative positions of the muscles along the arm. From their CSA displayed in the lower panel, muscle bellies can be located and insertion sites estimated. Changes in muscles morphology and relative positions along the limb can be analyzed with transverse sections as illustrated in Fig. 4.5B. Once the 3D shapes of the muscles have been reconstructed (as described previously), these can be displayed. Fig. 5C shows several reconstructed forearm muscles along with two cross-sections.

4.6 DISCUSSION

Investigation of the upper limb muscular anatomy was done through segmentation of magnetic resonance images. In the impossibility of using an automatic method to identify the muscle boundaries, a manual segmentation approach was devised using a medical imaging software package. By sequentially segmenting the anatomical structures in the transverse, sagittal and frontal anatomical planes, errors in one plane could be corrected from the information obtained in another plane. Correctness of the segmentation was evaluated from the smoothness (i.e. absence of jags) of all muscle boundaries in the three anatomical planes. Using an operator with only basic anatomical knowledge, satisfactory results were obtained within two iterations. Because of their small CSA, small muscles were more difficult to segment. Whether a muscle was small or large, segmentation time was at least one hour per muscle (Zoabli *et al.*, 2001a). This was considered acceptable considering the interest in the information collected. Fast and accurate segmentation algorithms combining watershed transform and active contour approaches (Zhu F-P *et al.*, 2002; Volkman N., 2002) are implemented in the software (Zhu F-P *et al.*, 2002). In the version of the software we used, some segmentation tags can be locked and kept unchanged in subsequent iterations. With this locking and sequential use of the watershed segmentation algorithm refined with an active contour model, some a priori information validated by a tag lock process was used and segmentation was performed without unwanted repetition. This translated into a reduction of about 15% in the segmentation time. Thus, combining different segmentation algorithms can appreciably reduce human interaction and save time. Whatever the method that is eventually used (semi-automated

or automated), the low contrast between the different muscles remains an important problem. While the use of gadolinium contrast agent is appropriate for ligaments (Munshi M. *et al.*, 2003), it is not appropriate for the epimysium, and no other agent is yet available for enhancing epimysium contrast in MR images. In absence of a contrast agent, the best contrast is obtained by taking thick slices, but slice thickness has to be kept within limits (1.5 to 4 mm) to get a good resolution in surface and volume for the upper limb structures (Zoabli et al., 2001a). The best compromise between resolution and contrast is obtained when the acquisition plane is along the organ's short axis (i.e. coronal or sagittal planes for the arm).

Skinfold thickness is of particular consequence for surface EMG since the amplitude of the extracellular potential declines rapidly as the distance between muscle fibres and the surface electrode increases. The volume conductor also acts as a low-pass filter, thus selectivity of the surface electrodes decreases as the skinfold thickness increases (De la Barrera and Milner, 1994). A major part of the inter-individual variance in surface EMG amplitude can be explained by this last factor (Nordander C. *et al.*, . 2003; Kuiken T.A. *et al.*, 2003). Longitudinally, skin thickness was found to be relatively constant along the arm and forearm, but individually, differences of 18.8 ± 5.9 mm were measured between maximal and minimal thicknesses around the arm and of 5.5 ± 2.4 mm around the forearm. These variations, associated to the hypodermis layer, may be taken into consideration in order to optimize surface electrode positioning.

Pressure under the electrode array caused a local mean reduction of skinfold thickness by 23.7% among our subjects. Applying pressure may modify properties of the fat layer, but we are not aware of any information on this topic. When skinfold thickness was less than 10 mm (2 subjects), the localized pressure resulted in indentation of the biceps surface; for larger values, only the fat layer was compressed. The electrode-muscle distance was highly correlated with the mean power of the power spectrum, which confirms that fat layer thickness plays an important role in the surface EMG signal characteristics.

Assuming similar humerus length, muscle lengths obtained from analysis of MR image series were similar to the values measured from cadaver dissections. However, our muscle volumes were sometimes overestimated, even if BMI were similar (Lieber *et al.*, 1990; Lieber *et al.*, 1992; Friden and Lieber, 2001). This situation arises for the small muscles of the forearm where the tendons are particularly long (i.e. flexor digitorum profundus). Overestimation of the volume may thus be attributed to the difficulty in accurately determining where muscle mass ends: with our voxel dimensions (1.4 x 1.4 x 1.5 mm), part of the tendons may have been assimilated to muscle. With a smaller voxel dimension of 0.31 x 0.31 x 1.2 mm, another study was able to estimate cartilage loss with an accuracy of about 10% (Burgkart *et al.*, 2001). A similar voxel size could be obtained in our case if the angle between the arm and the forearm was increased from 140° to 180° (straight limb) in our protocol. This could reduce the required field of view to 160 x 160 mm (instead of 360 x 360 mm) for a given image resolution of 512 x 512 pixels. This would improve the volume estimation of small muscles such as the pronator quadratus,

and help reduce errors in the detection of muscle-tendon interfaces for muscles with long tendons like the flexor digitorum profundus.

With patient-specific data on the muscles' relative positions in an amputated limb, the localization of myoelectric prosthesis control sites could be greatly facilitated. Such information could also be of importance for surgical repairing of muscles (Kragh JF Jr and Basamania CJ., 2002). As well, by accurately visualizing the deep body layers with 3D imaging, procedures such as the insertion of wire and needle recording electrodes or biopsy needles can be performed more safely.

4.7 CONCLUSION

Skinfold thickness was larger for the arm than for the forearm. Thickness was quite constant longitudinally along the limb but varied significantly when taken along the circumference of the arm or the forearm. The hypodermis was the skin layer most responsible for this variation. Skinfold was significantly thicker for women than for men; for both genders, fat thickness reduced the amplitude and frequency characteristics of the surface EMG signals. Information on the muscles' cross-section areas and their relative positioning within a limb can facilitate the positioning of surface electrodes and the interpretation of the collected EMG signals.

CHAPITRE V ARTICLE II : BACK MUSCLES BIOMETRY IN ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS

5.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE

La méthodologie développée pour le membre supérieur a été étendue à l'étude des muscles du tronc. Nous nous sommes intéressés en particulier à la scoliose idiopathique où la colonne vertébrale subit une déformation en 3D et où les muscles du dos pourraient jouer un rôle. En étudiant les mécanismes de développement de cette déformation, on est mieux placé pour tenter de la prévenir.

Tout comme dans la première étude, notre objectif général était de développer des outils permettant d'étudier l'anatomie macroscopique des muscles de l'érecteur du rachis. Nous avons deux objectifs spécifiques: 1) à partir d'une banque d'images, identifier les séquences d'acquisition les plus courantes et déterminer laquelle permet d'avoir le meilleur contraste afin de faciliter le travail de segmentation des muscles. 2) pour cette séquence, identifier des patients pour qui toute la déviation scoliothique a été imagée et alors faire des mesures sur l'érecteur du rachis de part et d'autre de la colonne et de mesurer aussi l'épaisseur de la peau les recouvrant. La différence de masse musculaire de part et d'autre de la colonne a été mesurée à l'aide d'un indice (MDI). Pour déterminer un niveau seuil pour cet indice, on s'est basé sur le MDI de quatre sujets sains et quatre patients DMD qui n'avaient pas encore développé une scoliose. Ces informations étant encore de nature à faciliter l'interprétation du signal EMG recueilli sur le dos à ces endroits.

Back Muscles Biometry in Adolescent Idiopathic Scoliosis

G. Zoabli, P.A. Mathieu, C.-É. Aubin

*Institute of Biomedical Engineering, Université de Montréal & École Polytechnique,
Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center,*

Address for correspondence:

Gnahoua Zoabli

Institut de génie biomédical (dépt. Physiologie)


Université de Montréal

Pav. Paul G. Desmarais

Montréal H3T 1J4

Phone: (514) 343-6357

Fax: (514) 343-6112

Courriel: 

Acknowledgments

The authors acknowledge the contribution of the clinical engineering and MR departments of Sainte-Justine University Hospital Center for facilitating the access to the PACS and the scanner. Special thanks to Dr Jean-Claude Décarie chief of MR department, Diane Choquette, MR technician, Christian Bellefleur, and Marie Beauséjour, Research assistants. We also thank Mrs. Franca Collavoli and Dr Aimé Habraham Dahigo for reviewing the English. Work supported by NATEQ of Québec and NSERC of Canada (grant # 156144-04)

Accepté pour publication le 5 avril 2005 dans: The Spine Journal

5.2 ABSTRACT

Background context: Many studies have been devoted to the role of back muscle activity in the development of scoliosis. While an imbalance in the electromyographic (EMG) activity has often been detected at the skin surface, very little information is available on the mechanisms by which such an imbalance could take place. To gain insight in those mechanisms, an important step could be the collection of anatomical data on the volume of the erector spinae muscle on both sides of the spine as well as on the skin and subcutaneous fat (skinfold) thickness separating those muscles from the body surface. For this purpose, the use of a non-invasive imaging technique such as magnetic resonance (MR) is very appropriate.

Purpose: To collect anatomical information on the erector spinae muscles and skinfold thickness along the spinal deviations of scoliotic patients.

Study design: MR images of scoliotic patients that were treated in a pediatric hospital during the last five years were analyzed.

Patient sample: Images were obtained from 88 adolescent idiopathic scoliosis patients.

Methods: For many patients, 3 different clinical image acquisition protocols had been used. Five investigators were asked to grade the contrast of the images obtained with each protocol. All the assessments were carried on the same monitor without any change in its settings. For the MR sequence providing the best contrast for muscle segmentation, 25 fully imaged scoliotic deviations were obtained from 17 patients. A manual segmentation with an image processing software was done on the erector spinae muscle on both sides of the spine on each of the available images in order to determine their volume. Skinfold

was also measured; first at regular interval from C7 to L3 over the erector spinae muscle and then at a distance of 6 mm from the spine over 7 vertebrae centered over the apex of each curve.

Results: The spin echo (SE-T1) was found to provide the best contrast to identify the contour of individual muscle. With this sequence, the analysis of the fully imaged scoliotic curves revealed that back muscle volume was found larger 14 times on the concave side and 11 times on the convex one. When the length of each curve was normalized and then divided in 3 equal regions, muscle volume was larger 11 times at the apex (6 times on concave side), 7 times above (4 times on the concave side) and 7 times below (4 times on the concave side). From C7 to L3, the mean skinfold thickness of each patient ranged from 7.3 mm to 16.3 mm. On average, this thickness was <10 mm between T3 and T12 but got larger at L3 level. At the apex of each scoliotic deviation, skinfold thickness was always larger on the concave side and the difference decreased progressively as the distance from the apex increased.

Conclusion: A larger back muscle volume in adolescent idiopathic scoliosis patients was slightly more frequent on the concave than on the convex side. The differences were more frequent at the apex of the curve. Skinfold thickness was always greater on the concave side at the apex region.

Keywords: *adolescent idiopathic scoliosis, magnetic resonance imaging, back muscle biometry, skinfold thickness.*

5.3 INTRODUCTION

Scoliosis is a three-dimensional deformation of the spinal column which mainly affects adolescent persons. Known in only 15-20% of the cases, the initial cause of scoliosis can be associated to various factors such as genetic defects (Czeizel et al., 1978), uneven growth of the vertebrae, hormonal effects, abnormal muscular activity (Cassar-Pullicino and Eisenstein, 2002), postural problem (Stehbens, 2003). To help elucidate the origin of the other 80-85% cases which are classified as idiopathic, it has been proposed (Bagnall *et al.*, 1996; Burwell, 2003) that some of the elements mentioned above may be simultaneously present. The prevalence of adolescent scoliosis with a deviation of 6° or more (scoliotic deviation is measured by the Cobb angle (Burwell, 2003) is 8.1% with a 1:1 female to male ratio which increases to 6:1 for Cobb angle $>21^\circ$ with a prevalence of 0.4% (Robitaille et al., 1984). Scoliosis may also affect adults where the prevalence varies between 1.4% and 2.0% (Biot and Pendrix, 1982; Perennou et al., 1994). While a brace can be used to correct or prevent the aggravation of a not too severe scoliotic deviation, a surgical intervention may be required when the spinal deformity is important.

With a large height to width ratio, the stability of the spine is assured by several ligaments and by numerous muscles fascicules. Considering the importance of muscles to maintain or modify the position of the spine, many studies have thus been devoted to muscle activity and a larger electromyographic (EMG) signal has often been observed on the convex side of the scoliotic curves in adolescent idiopathic scoliosis (AIS) (Alexander and Season, 1978). It is still not known whether the presence of a muscle imbalance could be at the origin of scoliosis or should be considered a consequence of the mechanical

deformation of the spine. Unknown also are the mechanisms that could explain how an EMG asymmetry can take place around a scoliotic deviation. While it could be associated to an imbalanced neural input (Avikainen *et al.*, 1999), the presence of a larger muscle volume on one side of the deviation (Bylund *et al.*, 1987) or an unequal skin and subcutaneous fat (skinfold) thickness separating muscles from the skin surface can also be considered. Thus, to facilitate interpretation of the EMG results obtained around the scoliotic deviation, it is important to have information on the anatomical characteristics of back muscles as well as on the medium separating those muscles from the skin surface where the recording electrodes are placed.

Anatomical information can still be obtained through dissection of cadavers but this approach is being replaced by non-invasive imaging of living subjects. Using computed tomography (CT) for instance, a larger back muscle volume was found on the convex side of the spine of one AIS patient (Saka, 1987). When CT was used to study scoliotic curves of Duchenne muscular dystrophy patients (Stern and Clark, 1988), a larger muscular volume, proportional to the Cobb angle, was found on the convex side. The replacement of muscle tissue by fat was also found greater on the concave side. Because CT implies radiation to the patients, magnetic resonance (MR) imaging is often preferred when a medical follow-up implies images to be taken at regular intervals. Wood (1996) studied 14 AIS patients with a Cobb angle $<40^\circ$ using MR and found, as Stern and Clark (1988), a larger muscle volume on the convex side of the deviation which was correlated with the Cobb angle. Cheng *et al.* (1999) studied the relation between MR imaging and nerve evoked potentials, and found a disturbance in the somatosensory pathway which was more frequent for the AIS patients than for healthy controls. From such results and

considering that MR imaging had revealed neuroanatomical abnormalities in approximately 20% of younger children with AIS (Burwell, 2003), Redla *et al.* (2001) considered that MR imaging could have an important impact by providing new knowledge on scoliosis. Cassar-Pullicino and Eisenstein (2002) also added that it may eventually lead to the identification of some of its etiological factors.

As with any imaging process, some technical aspects have to be taken into consideration when using MR. For instance, great attention should be paid to the contrast which is important to detect a given structure among others and the resolution is also of major importance when accurate measurements are required (Cassar-Pullicino and Eisenstein, 2002). For one, axial resolution can be increased by reducing the slice thickness but this lowers the contrast and a compromise has thus to be made. It is often of interest to compare cross section areas (CSA) of a given structure with the results obtained from dissections (Murray *et al.*, 2000). For muscle fibers, this implies that image acquisition plane is orthogonal to the fiber orientation (Friden and Lieber, 2001). While this condition is easy to meet in normal subjects, fibers orientation in scoliotic patients can vary in relation to the severity of the deformation (Chan *et al.*, 1999).

Considering the potential of MR imaging in the scoliosis field, we initiated a retrospective study to identify the MR settings that were more frequently used with AIS patients and, among them, the one which was most appropriate for muscle segmentation. We then collected anatomical information on the erector spinae muscles and skinfold thickness along the spinal deviations of scoliotic patients.

5.4 MATERIALS AND METHODS

A databank of 88 AIS patients from the scoliosis clinic of Sainte-Justine University Hospital Center (Montreal, Canada) was retrospectively analyzed. For 15 of these patients, three different acquisition sequences were found to have been successively used. Five observers evaluated the contrast obtained for each of those three sequences. The observers were individually introduced to MR images contrast analysis during a one hour session and verification was made that they could rate similarly the contrast of a few selected images. They were then asked to assess the contrast between subcutaneous fat and muscle tissue, between healthy muscle fibers and infiltrated fat, between adjacent muscles, and between the spine and back muscles. Using the same monitor where the zooming factor and gamma correction were kept constant, each observer rated the contrast on each image of the three sequences from 1 (blurred) to 5 (excellent).

A sequence was identified as providing the best contrast for muscle segmentation, and was used with 17 patients (4 boys and 13 girls, 11.6 ± 3.2 yrs) for whom 25 scoliotic curves were found to have been entirely imaged. To facilitate inter patient comparison, the lower and upper inflexion points (end vertebrae spinal marrow centroids) of each scoliotic curve were respectively considered as 0% and 100% of the curve and the apex position (α) was referenced to this scale. The spatial position of the apex and of the end vertebrae above and below were determined relatively to the spinal marrow center which was located on each slice at the intersection of the lines crossing the short, medium and large axes of the marrow's surface. As it can be seen in Fig. 1, the value of the curvature cord ρ in a plane is given by:

$$\rho = \left\| \overrightarrow{I_1 A_p} \right\| \cdot \sin(\theta) \quad (5.1)$$

where θ is the angle between the directions $I_1 I_2$ and $I_1 A_p$. In the frontal plane, the offset of the cord (ρ_f) is the distance between A_p and the segment composed of the inflexion points I_1 and I_2 . The offset of the deviation (ρ) at the apex was expressed in percentage of the distance between the two inflexion points.

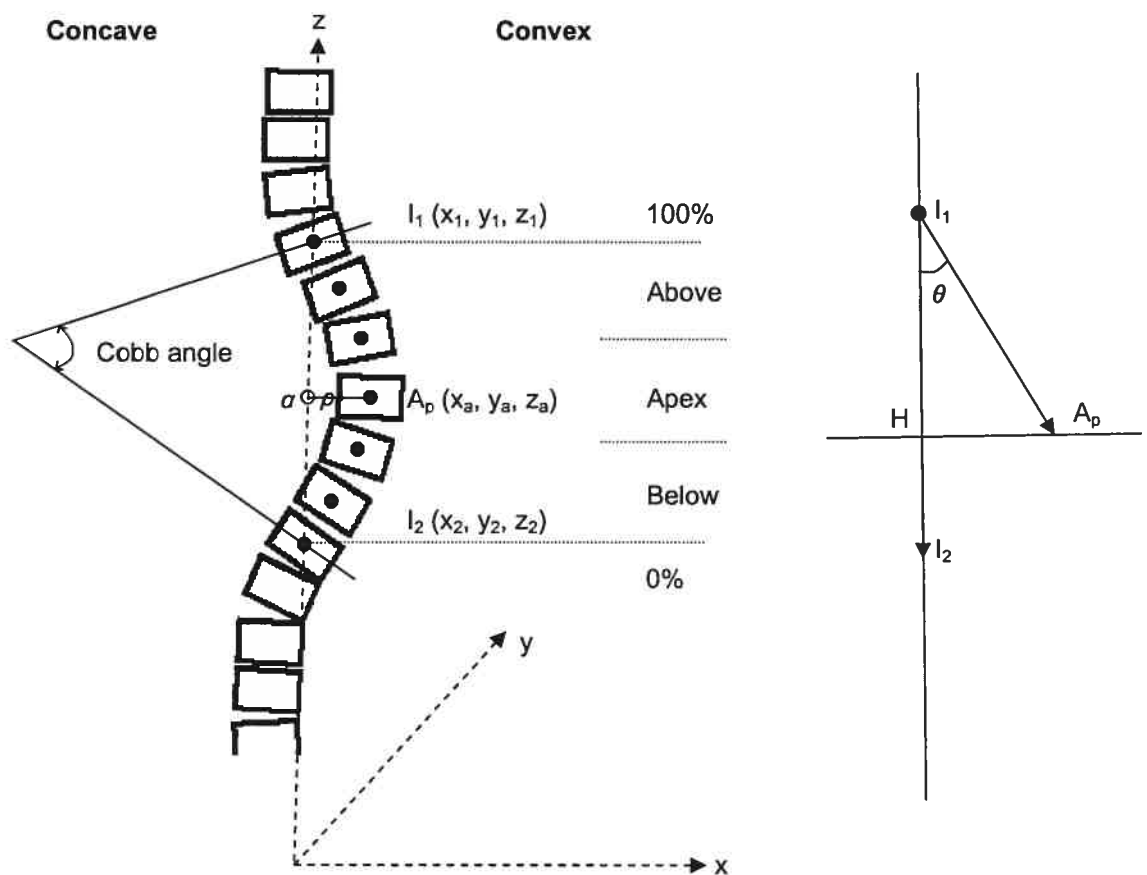


Fig. 5. 1: Normalization of scoliotic curvature: the apex position α is a point on the line passing through the curvature inflexion points and ρ (offset of the deviation) the cord linking α to the apex. Distance between the inflexion points was normalized (0-100%). Scoliosis severity is measured with the Cobb angle in the frontal plane. The normalized curvature is subdivided in three equal regions: the apex region and the regions below and above.

To verify that the gray levels associated to various anatomical structures could be reliably used to make measurements on muscle masses, the gray levels on a set of 160 images were analyzed. Those images were obtained under identical conditions (SE-T1: 564/14 ms, slice thickness of 10 mm, pixel of 0.39 mm) from 3 females within our 17 patients. To eliminate inter-slice dependency, 30 images of each patient were randomly selected. On each image, one pixel considered as representing muscle tissue, another one representing subcutaneous fat, and a third one the infiltrated fat were selected; a mean value was calculated out of the 30 measurements. Those images were put back in another set of 30 images randomly selected on which new measurements were done. The whole process was repeated 30 times.

A specialized software package³, was used to obtain the contour of the erector spinae (ES), to collect data on the skinfold thickness at various locations on the back and to make volume computation. On each slice, a manual segmentation minimizing operator errors (Zoabli *et al.*, 2001b) was used to obtain the contour of the anatomical structures of interest.

Left and right muscle volume was assessed over three equal sections located above, at the apex, and below the apex of the normalized scoliotic curve (Fig. 5.1). With small slice thickness (< 4 mm), muscle boundaries were assumed to be constant within each slice and the volume of a muscle was obtained by multiplication of its CSA with the slice thickness. Left and right muscle volume was assessed over three equal sections located above the apex, at the apex, and below the apex of the normalized scoliotic curve

³ SliceOmatic : <http://www.tomovision.com>

(Fig. 5.1). The difference in muscular volume between the convex and concave sides was measured with a muscle difference index (MDI) defined as:

$$MDI (\%) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[1 - \frac{Volume_{concave_i}}{Volume_{convex_i}} \right] \times 100 \quad (5.2)$$

where N is the number of slices present in each third of the normalized curvature and i each individual slice. An index value was obtained for the upper, middle and lower third of each normalized curve. Since the MDI was always <5% for two young normal subjects and four non-scoliotic dystrophic patients, only MDI \geq 5% are considered here.

Skinfold thickness was measured at regular intervals along the spine (C7, T3, T6, T9, T12, L3) above the spinalis, the longissimus and the iliocostalis on both sides of the 25 scoliotic deviations. In addition, skinfold thickness was measured at 6 cm from the middle of the spine at the apex level as well as at the level of the three vertebrae above and below the apex of each spinal deviation.

To test statistical significance between curvature severity, α , ρ and MDI, a bivariate Pearson's correlation coefficient with a two-tailed test of significance ($p < 0.05$) was used. Differences between the convex and concave sides of the spine were tested with an ANOVA analysis ($p < 0.05$).

5.5 RESULTS

The three most frequently used MR sequences were the spin echo (SE-T1), fast spin echo (FSE-T2), and gradient recalled echo (GRE-T1). As shown in Table 5.1A, the GRE-

T1 sequence had the shortest TR and TE duration while FSE-T2 had the largest one. Pixel dimension was always ≤ 1.87 mm while slice thickness ranged from 1 to 10 mm. The SE-T1 sequence was the most frequently used followed by FSE-T2. When two sequences were used with a patient, the most frequent combination was SE-T1+GRE-T1. As for the contrast of those images (Table 5.1B), the SE-T1 sequence provided the best one between muscles as well as for subcutaneous and infiltrated fat identification. The FSE-T2 sequence provided best contrast for the skeleton. Contrasts with the GRE-T1 sequence were always low as can be expected from a sequence mainly used as a localizer. Mean duration of the assessments was 3.1 ± 1.2 h with a rest period of approximately one hour in the middle. The mean time spent on the images of each case was 11 ± 4 min (range: 6-19 min) in total for the three sequences.

The SE-T1 sequence was used with 17 patients where both end vertebrae were available in the image series. Nine of them had a single curve, 7 had a double curve, while one had a triple curve. One double curvature case was rejected for insufficient MR slices leaving 25 scoliotic curves for analysis. Among them, 2 were proximal thoracic (from double curves), 14 were main thoracic (8 from single curves, 5 from double curves, 1 from the triple curve) and 9 were thoraco-lumbar / lumbar (1 single curve, 6 from double curves, 2 from the triple curve). The length of those curves ranged from 65 to 190 mm, the single curves being the longest (7 ± 1 vertebrae) followed by the double (5 ± 2 vertebrae) and the triple (4 ± 1 vertebrae). For 24 of the 25 curves, the apex level was located at mid-distance between the inflexion points ($\alpha=50\%$). A sample of those curves is presented in Fig. 5.2 where important shape differences can be observed between the single, double and triple curves.

The study conducted on the grey levels associated to different anatomical structures indicated that, with the SE-T1 sequence only minimal superimposition can be observed between the considered structures (Fig. 5.3).

Mean muscular volume of the erector spinae muscle on each side of the single curves (convex: 116 ± 64 cm³; concave: 109 ± 64 cm³) as well as for the double curves (convex: 105 ± 50 cm³; concave: 103 ± 46 cm³) were not statistically different for the 24 single or double curves. As for the triple curve, the volume was larger on the convex side (73 ± 14 cm³ vs 67 ± 9 cm³ on the concave one). Mean ES volume of the 25 curves was slightly larger on the concave side (103.3 ± 51.3 cm³, range of 42.7 to 236.2 cm³) than on the convex one (102.8 ± 52.8 cm³, range of 44.0 to 242.8 cm³).

Table 5. 1: A: MR sequence parameters identified in the databank (field strength 2T). The most frequently used appears on the top and the least used at the bottom. B: Contrast rating (mean \pm standard deviation) of 5 observers for 3 imaging sequences used with 15 patients (1= low contrast, 5= very good contrast).

A

Pulse sequence	Sequence parameters			
Name	TR (ms)	TE (ms)	Pixel dim (mm)	Slice thickness (mm)
Spin Echo (SE-T1)	450 - 750	20	0.72 - 1.00	1-10
Fast Spin Echo (FSE-T2)	3500 - 4000	90 - 126	0.75 - 1.00	3 - 5
Gradient Recalled Echo (GRE-T1)	25	5	1.87 - 1.88	9

B

	Contrast			
	Subcutaneous fat	Infiltrated fat	muscle-muscle	Skeleton
FSE-T2	3.8 ± 1.0	2.5 ± 1.1	2.5 ± 1.0	3.6 ± 0.9
GRE-T1	2.3 ± 1.3	1.2 ± 0.5	1.7 ± 0.9	1.9 ± 1.0
SE-T1	4.0 ± 1.0	3.1 ± 1.1	3.3 ± 1.1	3.4 ± 0.9

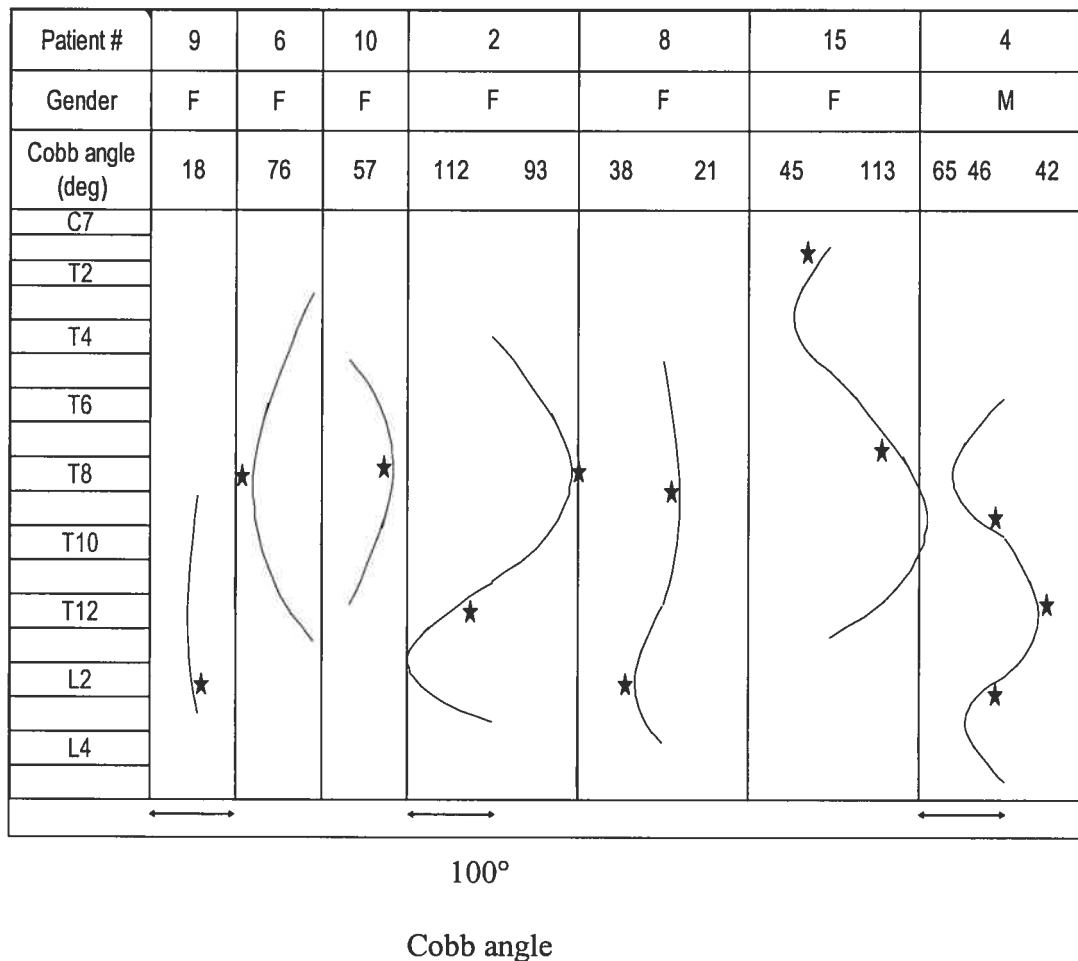


Fig. 5. 2: Illustration of some of our normalized scoliotic deviations. The location where the largest muscle volume was detected is marked with a *. Length between the double arrow represents 100° of Cobb angle.

When measured between the two inflexion points of each curve, the muscle volume was found larger by $7\pm 5\%$ on the convex side of 13 curves and by $9\pm 8\%$ on the concave side of the other 12 spinal deviations. The average of the 13 larger volumes on the convex side was not statistically different from the average of the 12 on the concave side. When muscle volume was measured over the upper, middle (apex) and lower third of each curve, MDI values were larger on the concave than on the convex side but were similar

over each third of the curves except at the apex level on the convex side (Table 5.2A). When only the largest MDI of each of the 25 curves was considered (Table 5.2B), muscular volumes were more important on the concave side (n=14 vs 11) and at the apical region (n=11 vs 7). Six out of the 9 patients with a single curve had their largest MDI on the concave side, but only two at the apical level. For the 7 double curves, the largest MDI of both deviations was always on the same side of the spine (4 times on the left and 3 on the right). For 9 of the 14 thoracic curves, largest MDI was also on the concave side and 5 times in the apex region.

The frontal curve-offset ρ_f was correlated with Cobb angle (Fig. 5.4A) but not the sagittal offset (not illustrated). The 3D values of ρ were linearly correlated with ρ_f ($R^2=0,36$) and by removing the two most severe scoliotic curves (66° and 76°), R^2 increased to 0,59 (Fig. 5.4B).

Table 5. 2: A: Average muscular difference index (MDI) obtained from the 25 scoliotic curves. B: Position of the most significant MDI for each of those curves.

	Concave	Convex
A		
Above	15.3%	9.9%
Apex	15.8%	12.1%
Below	14.3%	9.0%

	Concave	Convex
B		
Above	4	3
Apex	6	5
Below	4	3
Total	14	11

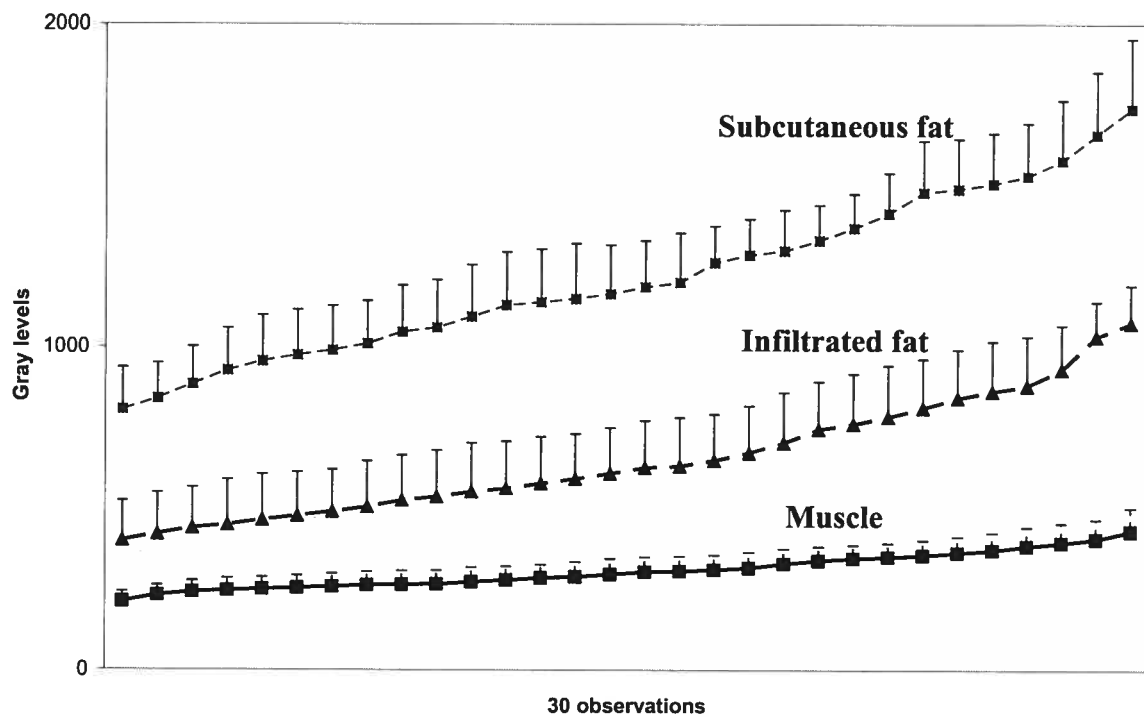
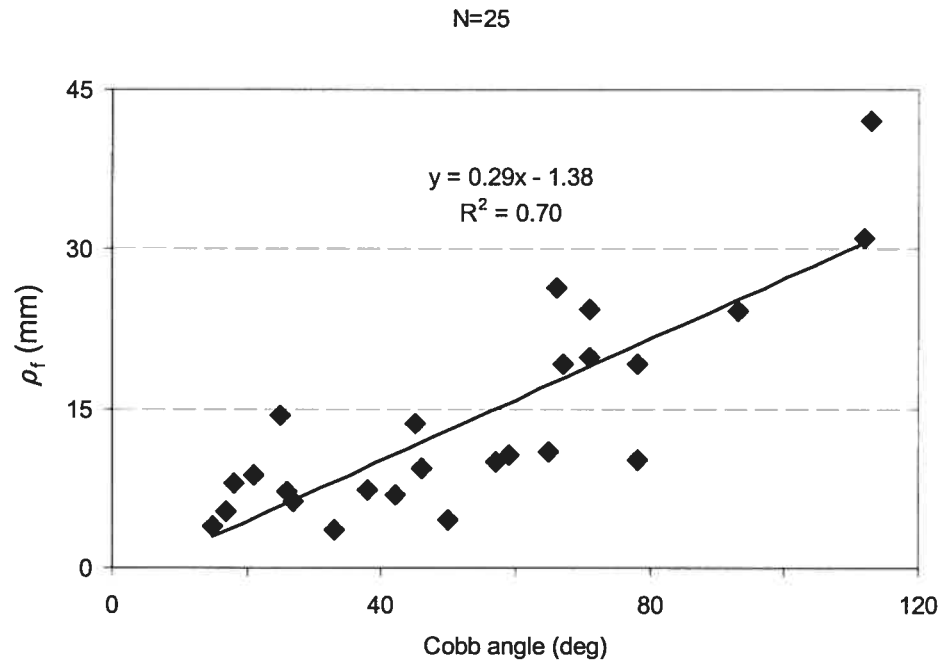


Fig. 5. 3: Mean gray levels (+SD) obtained at random locations for three different structures of the back of 3 scoliotic patients. The same MR sequence parameters were used for the 160 images used for the measurements. See the text for further explanation.

A



B

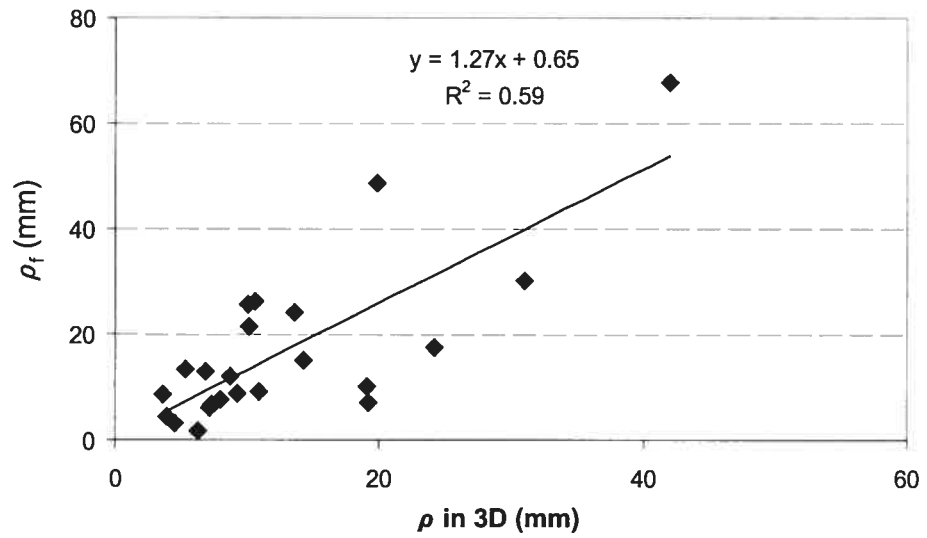
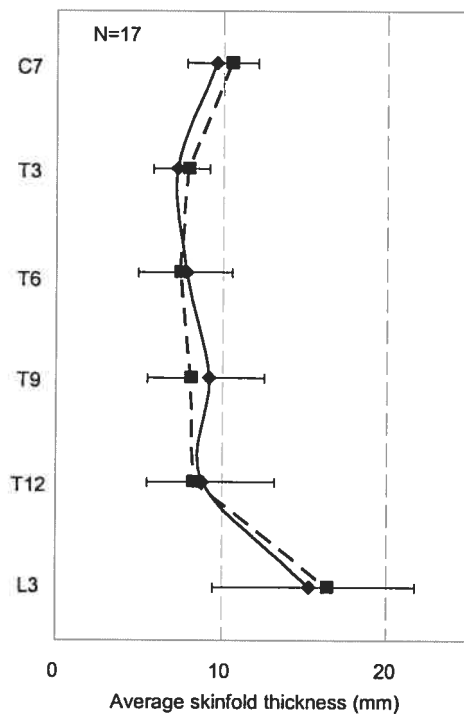


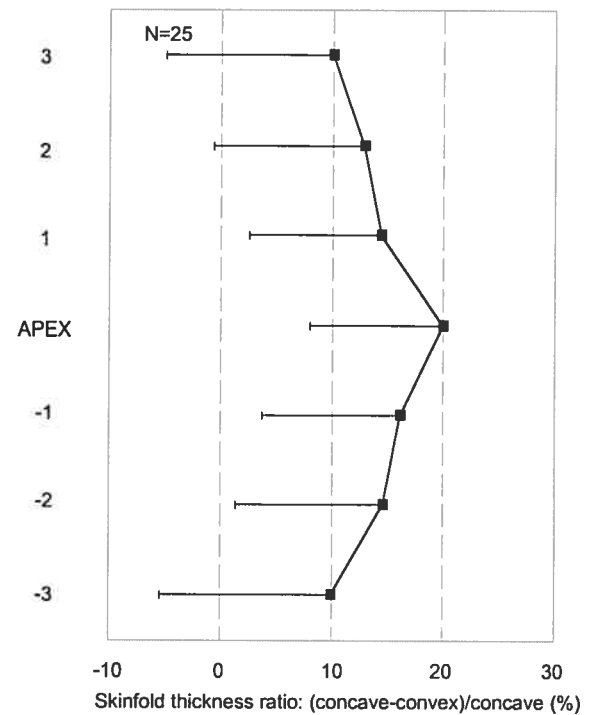
Fig. 5. 4: Correlation between frontal offset value ρ_f and Cobb angle of each curve. B: frontal (2D) vs. 3D ρ values excluding two complex curves (66° and 76°)

When fat thickness measured between T12 and L3 was averaged, values ranged from 7.3 mm to 16.3 mm within our 17 patients. On average, this thickness was below 10 mm between T3 and T12 but got larger at L3 level (Fig. 5.5A). Around each scoliotic deviation, skinfold thickness was always larger on the concave side. The difference was greater at the apex and diminished progressively up to approximately 10% when measured at three vertebrae above and below (Fig. 5.5B). The observers having noticed that images of patients with large skinfold thickness appeared to have a better contrast than when this thickness was smaller, relationship between the assessed contrasts and the average skinfold thickness measured between C7 and L3 was investigated and a significant correlation was obtained (Fig. 5.5C).

A



B



C

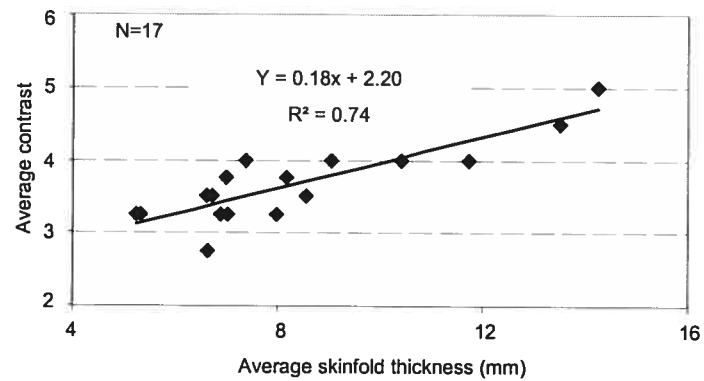


Fig. 5. 5: Average (-SD or +SD) skinfold thickness obtained at three sites (above IL, LO, and SP) on the left (solid line) and on the right (dotted line) along the spine of the 17 patients. B: average (-SD) ratio of (concave-convex)/convex skinfold thickness around each scoliotic deviation (n=25). The numbers 1 to 3 represent the position of the vertebrae above (+) and below (-) the apex level. C: Relationship between contrast of the MR images as evaluated by the observers and mean values of the skinfold thickness measured between C7 and L3.

5.6 DISCUSSION

Three MR sequences generally used with young scoliotic patients have been evaluated for the contrast they provided. The SE-T1 provided a satisfactory contrast between skinfold, infiltrated fat, bone and muscle and may explain why some variants of the sequence like multi-echo, turbo spin echo or FLASH sequences are often used to image soft tissues (Barra et Boire, 2002). If muscle masses are to be specifically studied, improvements could be made to the SE-T1 sequence. With a shorter echo time (a parameter of SE-T1 sequence), for instances, the sequence would be more sensitive to some tissue components (Peh *et al.*, 1999; Hall-Craggs *et al.*, 2004) such as the membrane enveloping each muscle. One can also consider the use of substances to increase the visibility of those membranes (Ross *et al.*, 1989; Chabanova *et al.*, 2004). This would greatly facilitate the segmentation process, could lead to a better identification of the individual muscles constituting the erector spinae of scoliotic patients and thus provide new knowledge on their back muscles morphology.

A normalization was done to compensate for large variation in the length of the scoliotic curve and to assess difference in muscle volume between the concave and the convex side, a muscle distribution index (MDI) was defined. As traditional qualitative scoliotic landmarks are usually put at the apex as well as above and below, a MDI was calculated over each third of the normalized curves. While Saka, (1987) and Wood (1996) reported a larger muscle volume on the convex side and at the apex level only, we found that a larger muscle volume could be either on the convex (11/25) or on the concave side (14/25) and its location was not always in the apex region. It seems that

these differences arise from the characteristics of the patients and the experimental protocols: while Wood (1996) only used a single 10 mm thick slice located at the apex of the curve from 14 patients, the data of Saka (1987) was obtained from only one patient and one CT slice per vertebrae from T6 to L2 at each vertebral level. This is quite different in our study where 25 curves were analyzed and where 3 to 8 slices, depending on slice thickness (5 to 10 mm) and the length of the curve (65 to 190 mm) before normalization were used in each third of each normalized curve. With a normalized length of the scoliotic deformity and with the use of the relative vertical position of the apex between the end vertebrae, and of the curve offset in addition to the Cobb angle, comparison between scoliotic patients could become easier. With the availability of 3D visualization modules in recent MR scanners software packages, such parameters could easily be included in new reconstruction package for scoliotic setups.

A larger EMG activity is usually reported on the convex side at the apex level (Alexander and Season, 1978; Odermatt *et al.*, 2003; Cheung *et al.*, 2005). While a neuromuscular cause for AIS is probable, it is still not yet established (Burwell, 2003). If EMG recordings would have been done on our patients, a larger signal on the convex side at the apex region could have originated from a larger muscle mass in one out of five curves. In the four other situations (Table 5.2), a greater EMG signal on the convex side could have been explained by a greater neural input than on the other side. One can also consider that due to their greater stretch, muscles on the convex side are more active than those on the other side. An uneven skinfold thickness at the apex level is an additional parameter to consider in the analysis of the EMG disequilibrium generally observed at the apex of scoliotic curves.

For most of the scoliotic curves, the apex position was near the middle of the curvature. As for the curve offset in the frontal plane, it was not always found representative of the complexity of the deformity. For two patients with a curve of 66° and 71° and similar large trunk rotation for example, the frontal offset was respectively only of 4.3 and 1.1 mm while the 3D offset was much larger (26.4 and 24.3 mm). However in absence of spine rotation, the 2D and 3D offsets were similar. Rotation of the spine contributes to put an uneven stretch on muscles and on the skinfold thickness thus contributing to an unequal amplitude in the EMG signals measured on each side of the spine. For patients with a large sagittal component, MR sequences should be defined with slices partially orthogonal to the curvature. This technique may however have some limitations to determine muscle volume since aliasing of data between consecutive slices may occur with severe scoliosis.

5.7 CONCLUSION

In our databank of scoliotic patients, the SE-T1 MR data acquisition sequence was considered the one providing the best contrast to identify boundaries of muscles and of fat around or inside it. It was found that a larger muscle volume could be present on the convex or concave side of a scoliotic deviation and not always at the apex region. As for skinfold thickness over back muscles, it was always larger on the concave side at the apex. Such anatomical information coupled with the degree of rotation of the spine can shed new light on how differences in EMG level measured on the convex and concave side can be explained.

CHAPITRE VI ARTICLE III: MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF THE ERECTOR SPINAE MUSCLES IN DUCHENNE MUSCULAR DYSTROPHY PATIENTS

6.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE

La séquence considérée comme la meilleure pour les patients scoliotiques a été utilisée pour l'obtention d'images de résonance magnétique chez nos patients DMD. Pour pouvoir bien analyser l'infiltration de gras dans les muscles de ces patients, notre méthode de segmentation a été modifiée afin de pouvoir introduire un seuillage. Les patients DMD n'étant pas tous scoliotiques, l'infiltration de gras a été analysée en considérant les niveaux vertébraux comme référence pour permettre une analyse intra- et inter- patients. L'épaisseur de la peau du dos des deux côtés de la colonne a aussi été mesurée.

Par ce travail, on voulait obtenir des informations anatomiques à la fois pour aider à expliquer les signaux EMG qui ont été mesurés chez ces mêmes patients (Thouin, 2005) et aussi de fournir des informations pour élaborer un modèle par élément finis de la scoliose où on tient compte de l'activité musculaire (Huynh, 2005).

Magnetic Resonance Imaging of the Erector Spinae Muscles In Duchenne Muscular Dystrophy

Gnahoua Zoabli, Pierre A. Mathieu, Carl-Éric Aubin

*Institute of Biomedical Engineering, Université de Montréal & École Polytechnique,
Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center,*

Address for correspondence

Gnahoua Zoabli

Institut de génie biomédical (dépt. physiologie)
Université de Montréal
Pav. Paul G. Desmarais, local 2513
2960 Chemin de la tour
Montréal (Qc) H3T 1J4
Canada

Phone: (514) 343-6357

Fax: (514) 343-6112

Email: [REDACTED]

Acknowledgments: We thank Dr. Decarie and the MR department of Ste-Justine Hospital for their collaboration. Special thanks to Mrs Diane Choquette and Ginette Labrecque for their help in the programming of the acquisition sequence. Many thanks to Mr Christian Bellefleur, the hospital coordinator of the project, and Mrs Julie Joncas, the research nurse responsible for patients' recruitment. Work supported by CIHR/ALS/CAMD, FCAR and NSERC (156144-00).

En révision pour publication dans: Journal of Spinal Disorders & Techniques

6.2 ABSTRACT

This study concerns the characterization of the volume and distribution of the erector spinae (ES) muscle along the spine and of fat infiltration as it occurs in Duchenne muscular dystrophy (DMD) as well as measurements of skinfold thickness. Magnetic resonance (MR) images in T8-L5 region were acquired with a sequence providing the best contrast between muscle tissue and infiltrated fat. The eight patients included in this study were divided in three groups: 1) non scoliotic (NS) (n=4); 2) “pre-scoliotic”(PS) with a Cobb angle $<15^\circ$ (n=2); 3) scoliotic (S) with a Cobb angle $\geq 15^\circ$ (n=2). On the 63 MR images obtained for each patient, contours on the left and on the right of the ES were manually determined as well as those of its constituent i.e. the iliocostalis (IL), the longissimus (LO) and the spinalis (SP) muscles. Within these outlines, fat infiltration was determined automatically with a thresholding technique. In general, fat infiltration was more important laterally (in the IL) than medially (in the SP). Along the spine, infiltration was larger near L2 and it was more important for the S than the PS cases. For those patients, fat infiltration was more important on the convex side especially near its apex. Initiation and development of muscular scoliosis thus seem associated with a progressive fat infiltration which is more important on one side of the spine. Information collected on fat infiltration and on skinfold thickness around the apex offer new perspectives on how to interpret the presence of larger electromyographic signals on the convex side of a scoliotic deviation.

Keywords: DMD; Fat infiltration in back muscles, MR image segmentation, muscular scoliosis; Skinfold thickness.

6.3 INTRODUCTION

Duchenne muscular dystrophy (DMD) is a severe genetic disease affecting one in 3500 boys (Voisin and de la Porte, 2004). Due to a lack of dystrophin, the muscle fibers are susceptible to mechanical damage which leads to their replacement with fat tissue (Pedemonte *et al.*, 1999). This myopathy is the most frequent in children. Muscle wasting induces weakness which usually progresses symmetrically from the proximal to distal portion of the limbs (Smith *et al.*, 1990; Hiller and Wade, 1992). As the weakness gets more important, most patients will experience falls resulting in fractures which could significantly reduce their mobility (McDonald *et al.*, 2002). These DMD patients can also develop scoliosis (Suzuki *et al.*, 1993) which is a three-dimensional spinal deformity.

Researches have naturally been devoted to the genetic aspects of the disease (Hartigan-O'Connor and Chamberlain, 1999; Becker *et al.*, 2003; Hoyte *et al.*, 2004), and to muscle damage repair by injections of normal myogenic cells (Skuk *et al.*, 2004). Investigations have also been directed toward the identification of physiological and anatomical changes associated with the disease. With medical imaging techniques, for example, it has been shown that ultrasound (US) can be used for diagnostic purposes by distinguishing a myopathy from a neuropathy (Maurits *et al.*, 2003), and by locating the most appropriate sites to make a biopsy (Stern, 1988). With US imaging, the volume of a muscle can be estimated both at rest and under contraction (Miyatani *et al.*, 2003). This is however restricted to superficial muscles as the energy of the ultrasound beam dissipates rapidly in the tissues (Kluger *et al.*, 2003). Such a limitation does not apply to computerized tomography (CT) which was used by Stern and Clark (1988) to study back muscles of

DMD patients. For non-scoliotic patients, these authors found that the amount of muscle fibres replaced by fat was correlated with the progression of the disorder within a 6-month period and was similar on both sides of the spine. As for the scoliotic DMD patients included in the study, fat infiltration was more important on the concave side of their back muscles and the difference was proportional to the severity of the curvature. Since CT imaging modality implies radiation to the patient, its use is restricted when images have to be collected at regular intervals such as during young scoliotic patients follow ups (Shimizu *et al.*, 1991). Magnetic resonance (MR) is then preferred since deep body structures can be imaged without radiation (Tingart *et al.*, 2003).

With MR imaging, the progression of DMD can be monitored by detecting the amount of infiltrated fat in a muscle (Huang *et al.*, 1994). When Pichiecchio *et al.* (Pichiecchio *et al.*, 2002) evaluated body composition of DMD patients, the mean fat mass represented $31.6 \pm 17.0\%$ of the body weight which was significantly higher than the $15.5 \pm 12.05\%$ obtained when growth charts for weight control with Duchenne patients of Griffiths and Edwards (1988) were used. While this MR study proved to be more accurate than anthropometric evaluations, calculations of the adipose tissue volumes was time consuming (up to 2 hours/patient). However, fast methods for automatic segmentation are available: with a fuzzy clustering algorithm, subcutaneous fat was separated from muscle tissue of the thigh with an error $<3\%$ (Barra *et al.*, 2002). For measurements of high accuracy, the MR acquisition parameters can be adjusted accordingly, multiplanar views are collected and the delimitation of each structure is done manually (Bonilha *et al.*, 2004).

For a DMD patient, scoliosis is an important morbidity factor since a surgical intervention is required to stabilize the cardiopulmonary functions when the spinal deviation progresses rapidly (Gayet, 1999). It is thus very important to improve and develop medical management that could prevent or stop the scoliotic deformation. In this direction, a steroid treatment had been proposed (Yilmaz *et al.*, 2004) and research on the pathomechanisms that could induce a scoliotic deformation in the DMD patients is carried on.

In our group for instances, morphometric and geometrical indices of the spine, rib cage and pelvis of DMD patients are used to build a personalized biomechanical model. The effects of vertebra wedging, uneven development of growth plates and asymmetric trunk muscles activity on the induction of scoliosis is then analyzed in a given patient (Huynh *et al.*, 2005). To setup such a personalized model, the electromyographic (EMG) signals generated by the trunk muscles had to be recorded. It was also required to collect anatomical data on the back muscles of these patients. Therefore, one of our objectives was to study volume as well as fat infiltration in the back muscles of DMD patients. A second objective was to analyze skinfold thickness over those muscles in order to facilitate the interpretation of surface EMG signals collected from the same patients.

6.4 MATERIALS AND METHODS

Nine DMD patients were included in this study which includes electromyography recordings of their back muscles as well as the acquisition of MR images of their erector

spinae muscles. This experimental protocol was approved by the ethic committee of the hospital and a written consent was obtained for each patient.

The paraspinal muscles were imaged over the T8 to L5 region (9 cm above and 9 cm below the T12-L1) where apex of the scoliotic curvature in DMD patients is usually located. A Siemens Symphony MR Scanner of 1.5 Tesla (Siemens Medical Solutions USA, Inc, 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355, United States) was used. A SE-T1 sequence with TR 550 ms, TE 14 ms, Nex 3 was used. Slice thickness was 3 mm, the pixel dimension was 0.39 x 0.39 mm and the image size was 512 x 512 pixels. A set of 63 images were collected using a 7 slices concatenation. The acquisition time, including the patient preparation, ranged from 18 to 24 min. Since the young patients were not sedated, a visual inspection of each image was done immediately following the acquisition of a set of images. When blurring associated with motion artifacts was detected, a new serie of images was acquired. This occurred in two cases where the acquisitions were repeated successfully. The MR image acquisition had to be cancelled for one patient who could not remain still in the MR tunnel.

Image processing was done with a commercial software package (SliceOmatic, Tomovision, Inc., 4559 Pontiac, Montreal, Quebec, CANADA, H2J 2T2). Following a manual delimitation of the outline of the left and right iliocostalis (IL), longissimus (LO) and spinalis (SP) muscles that constitute the ES muscles, a threshold (set experimentally at 512 over 4096 levels) was used within each closed contour to automatically detect the infiltrated fat on each slice. The individual muscle contours were assembled with a

marching cube algorithm between successive slices (Lorenson and Cline, 1987; Jacq and Roux, 2003) to form a matrix of cubes. Nodes of each cube were compared to contours previously identified and geometric standards were generated at the border to obtain a scanned external envelope. A faceted volumic model of the infiltrated fat and of the muscle could then be obtained.

To simplify the presentation of the data, the cross section area CSA value of each muscle obtained for 6 to 8 consecutive slices (approximately the thickness of a vertebra) were used to obtain a volume related to each vertebral level. The same was done for the fat infiltrated in each of these muscles. As for the total amount of fat infiltration in a given muscle between T8 and L4, it was expressed, in percentage of the ES volume obtained within the same limits. For the 4 NS cases, % values on the right were averaged as well as those on the left. For the PS and S patients, convex and concave averages were obtained similarly.

Skinfold thickness measurements were taken on both sides of the spine at T9, T10 and T11 over IL, LO and SP muscles. To take into consideration the cutaneous folds caused by creases in the sheet over the platform of the MR apparatus, the delimitation problems when contrast was low between fat and muscle and to eliminate the fasciculation in the fat that could be associated to muscular material, values of the 9 measures made on each side were averaged.

When applicable, a Student t-test ($p < 0.05$) was used for statistical significance.

6.5 RESULTS

As shown in **Table 6.1**, our 8 remaining patients were divided in three: 1) a non scoliotic (NS) group with no apparent spinal deformation; 2) a pre-scoliotic (PS) group for those with a Cobb angle below 15° ; 3) and a scoliotic (S) one. In this group, one curve was mild (15°) and the other severe (52°) but both were thoraco-lumbar/ lumbar. Six of the patients were on the corticosteroid deflazacort (DFZ) at the time of the data acquisition. This medication slows the growth spurt and can delay the apparition and the progression of scoliosis. Weight gain is a side effect of the medication but no correlation was found between body mass index (BMI) and the duration of DFZ medication. As seen in **Table 6.1**, the patients presented a great range of mobility. A sample of the MR images obtained is presented in **Fig. 6.1** where were superposed the contour of the left and right ES muscles as well as those of the IL, LO and SP. Due to differences of 0.3 m in the height of the patients, only the T8-L4 span was imaged for everyone. Measurements were thus restricted to this region.

With 8 DMD patients, 2 normal boys of 9 and 10 years (C1 and C2) were enrolled in the MR protocol as a control group. As with the patients, they underwent a MR imaging session and their ES muscular volume was measured from T8 to L4. For each of them, the ES muscle volume difference between left and right side was 1.3% and 1.7%, while a maximal difference of 2.9% was observed at T12 for C1 and 4.9% at L3 for C2. As for fat infiltration, the difference was 2.0% for C1 and 3.4% for C2 with a maximal difference of 3.0% at L3 for C1 and of 4.8% also at L3 for C2. Based on these data, a difference $>5\%$ had to be present between left and right or between concave and convex sides to be considered representative of an abnormality in DMD patients.

Table 6. 1: All the DMD patients were male and using a wheelchair. They are classified here according to their Cobb angle. The clinical mobility scale is based on Gibson and Wilkins (Gibson and Wilkins, 1975) : 1- independent for a short distance , 2- assistance to standing, difficulty walking, 3- independent with brace, 4- walks with braces - support needed for balance, 5- wheelchair dependent - can move chair long distances, 6- wheelchair dependent - can move chair short distance, 7- limited to use of electric chair, 8- totally dependent. All patients had been or were still (–) on deflazacort medication. The duration of this medication is calculated according to the moment of the MR acquisition.

Patient #	Cobb angle (°)	Age (yrs)	Height (m)	Weight (kg)	BMI (kg/m ²)	Deflazacort medication			Mobility scale
						begin	end	Duration (months)	
1	0	15.3	1.23	36.3	24.0	jun-93	dec 02	115.8	1
2	0	13.1	1.25	29.5	19.0	jan-96	--	93.6	3
3	0	10.9	1.15	34.0	25.6	apr-99	--	51.0	5
4	0	13.0	1.20	28.4	19.7	jan-96	--	99.0	8
5	6	13.7	1.25	35.0	22.5	aug-95	--	96.0	4
6	10	11.8	1.28	43.3	26.4	jun-00	--	35.7	1
7	15	14.8	1.41	38.0	19.3	nov-96	--	79.6	6
8	52	11.8	1.48	45.0	20.7	sept-97	mar-98	5.5	8

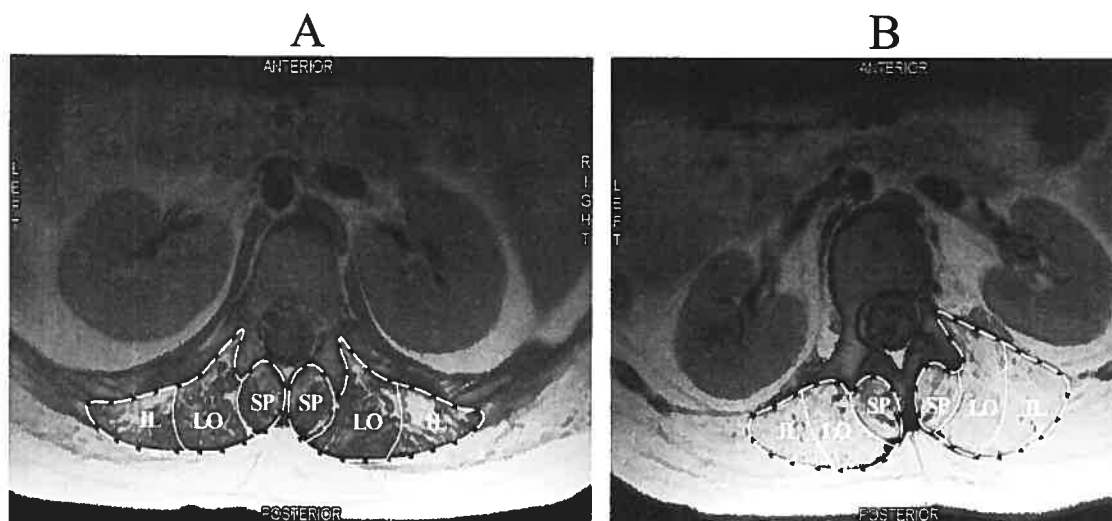


Fig. 6. 1: MR images obtained at L2 level for patient #6 (A) and patient #8 (B). Contours of erector spinae (ES) was done manually as well as the segmentation of ES individual muscles: spinalis (SP), longissimus (LO), and iliocostalis (IL).

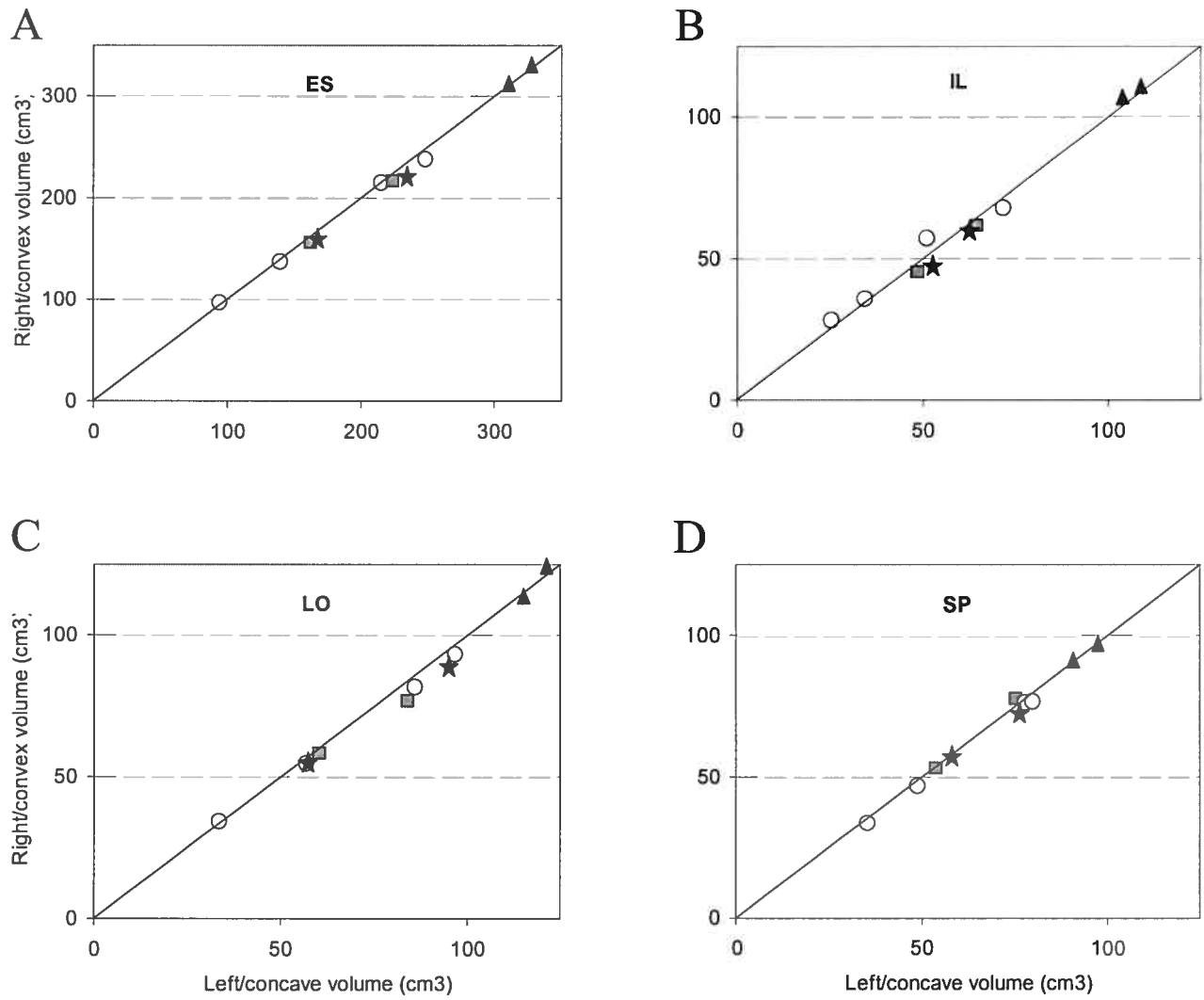


Fig. 6. 2: Muscle volume measured on the left vs those on the right of the spine (or concave vs convex) as measured between T8 and L4. A: results for the erector spinae (ES). B: for the iliocostalis (IL); C: for the longissimus (LO); D: for the spinalis (SP). NS patients: empty circle, PS: gray square; S patients: black star; C1 and C2: black triangle.

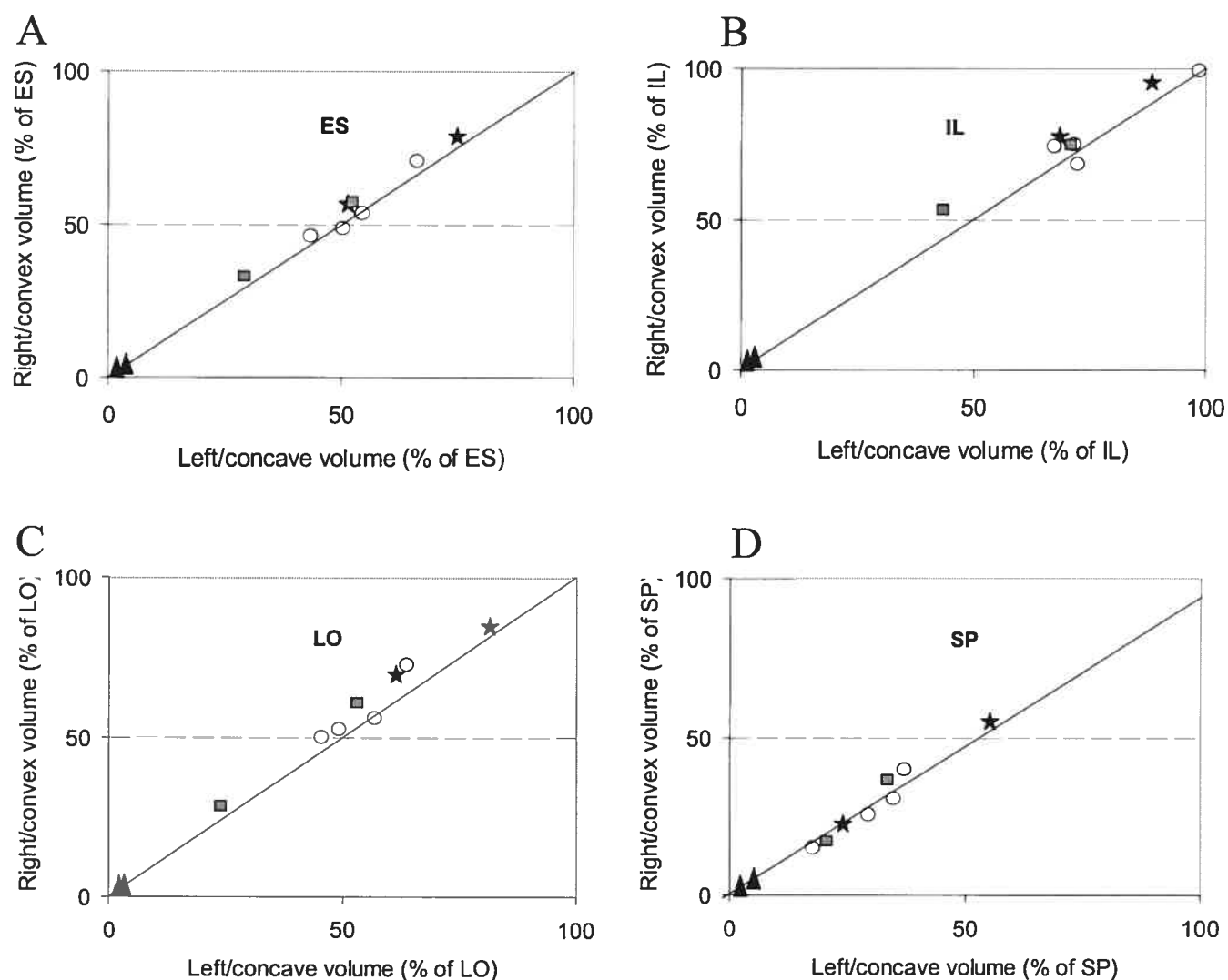


Fig. 6. 3: Percentage of infiltrated fat in each constituent of the ES muscle as measured between T8 and L4. NS patients: empty circle, PS: gray square; S patients: a black star. In each panel, the full line represents the diagonal.

As seen in **Fig. 6.2**, back muscles volumes of the two controls were larger than those of the patients. Among the patients, the volume of the ES muscle between T8 to L4 ranged from 95 to 243 cm³ (**Fig. 6.2A**); this volume was not correlated with the body mass index (BMI), neither with the age or height of the patients. On each side of the spine, the ES volume was quite similar for the 4 NS patients (difference of $2.1 \pm 1.5\%$) while for the PS, the volume was slightly larger on the concave side by $2.8 \pm 0.2\%$ and by

a greater value ($5.3 \pm 0.7\%$) for the S patients. Those differences were larger in the IL muscle (**Fig. 6.2B**) by $4.8 \pm 1.9\%$ for the PS and by $7.8 \pm 4.0\%$ for the S patients. As for 3 NS patients, IL was larger on the right side by $8.7 \pm 4.3\%$ and by 4.9% on the left for the other one. For the LO muscle (**Fig. 6.2 C**), volume was also larger on the concave side for the PS ($5.3 \pm 3.9\%$) and for the S patients ($5.7 \pm 2.1\%$) as well on the left side for 3 NS patients ($3.7 \pm 0.8\%$) but 2.6% on the right side for the 4th one. For the SP muscle (**Fig. 6.2 D**) volume tended to be larger on the concave or left side for everyone ($1.8 \pm 1.3\%$) except for one (PS #6) where it was larger on the convex one (3.5%).

Level of fat infiltration was minimal in the controls but appreciably larger in the patients (**Fig. 6.3**). In panel A, infiltration in the ES was larger on the convex side of both PS ($4.5 \pm 0.7\%$) and both S patients ($4.4 \pm 1.6\%$) but similar on both sides of the spine for 3 NS. Similar results were obtained but with larger values for the IL muscle (**Fig. 6.3B**): infiltration on the convex side of the S patients was greater by $7.9 \pm 1.4\%$ than on the other side and by $7.0 \pm 4.8\%$ for the PS while the difference was only of $3.8 \pm 3.1\%$ for the NS except for one of them (7.0% on the right side). For the LO muscle (**Fig. 6.3C**), infiltration was larger by $8.2 \pm 0.9\%$ on the convex side for the S patients and by $6.4 \pm 2.5\%$ on the convex side for the PS; only one difference for a NS was important as reported for the IL. In the SP muscle (**Fig. 6.3D**), differences were $\leq 1.1\%$ for each patient. For the 8 patients, a mean fat/muscle ratio of 3.6 for the IL, 1.7 for the LO and 0.5 for the SP was found.

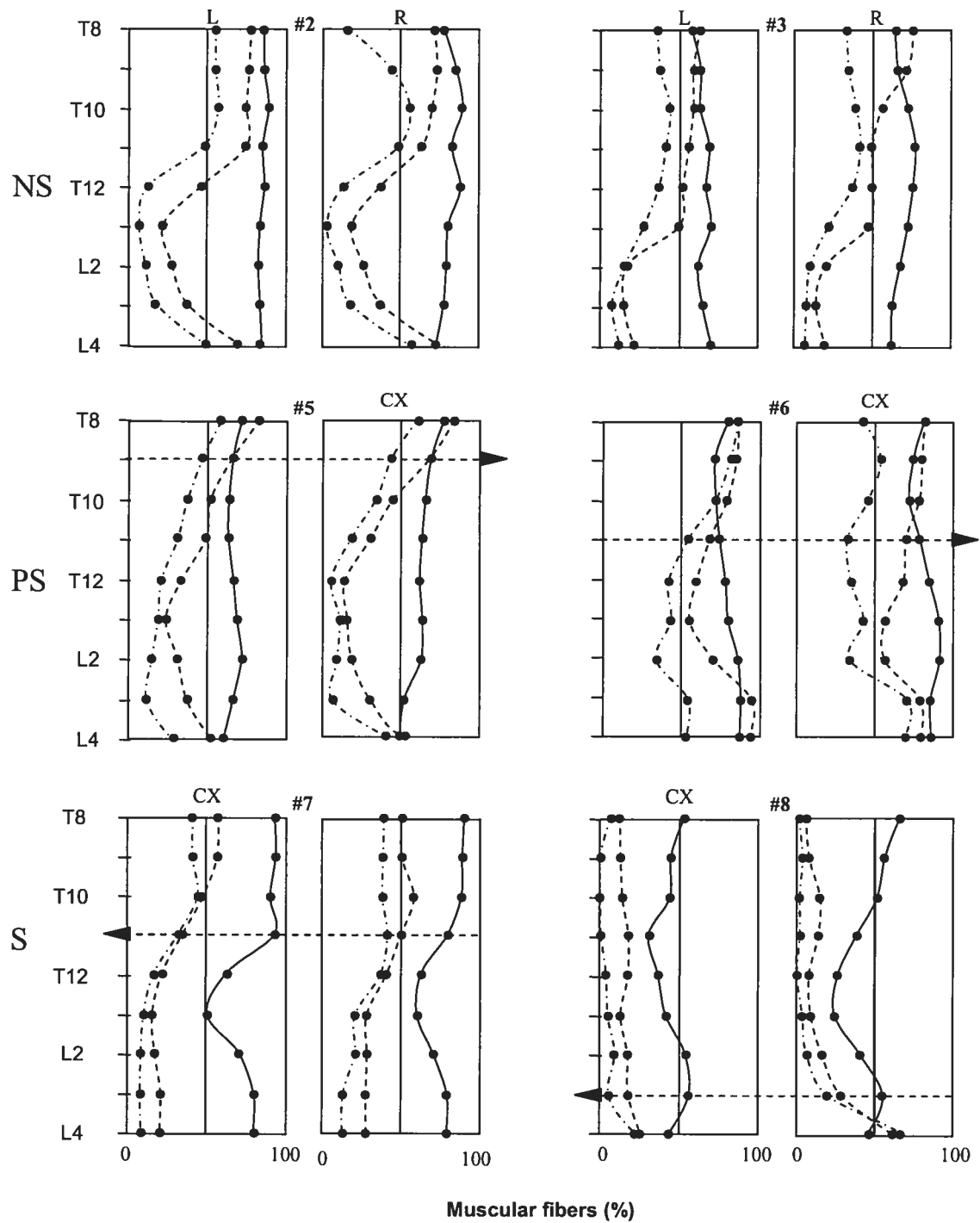


Fig. 6. 4: Percentage of muscle fibers along the spine obtained from 6-8 slices at the level of each vertebra for the iliocostalis (dotted-point line), the longissimus (dotted line) and the spinalis (continuous line). NS: Results obtained on the left and right for two non scoliotic patients. PS: Results for the two pre-scoliotic patients S: Results for two scoliotic patients. For the PS and S patients, the apex position and the convex side is indicated by the horizontal dotted arrow.

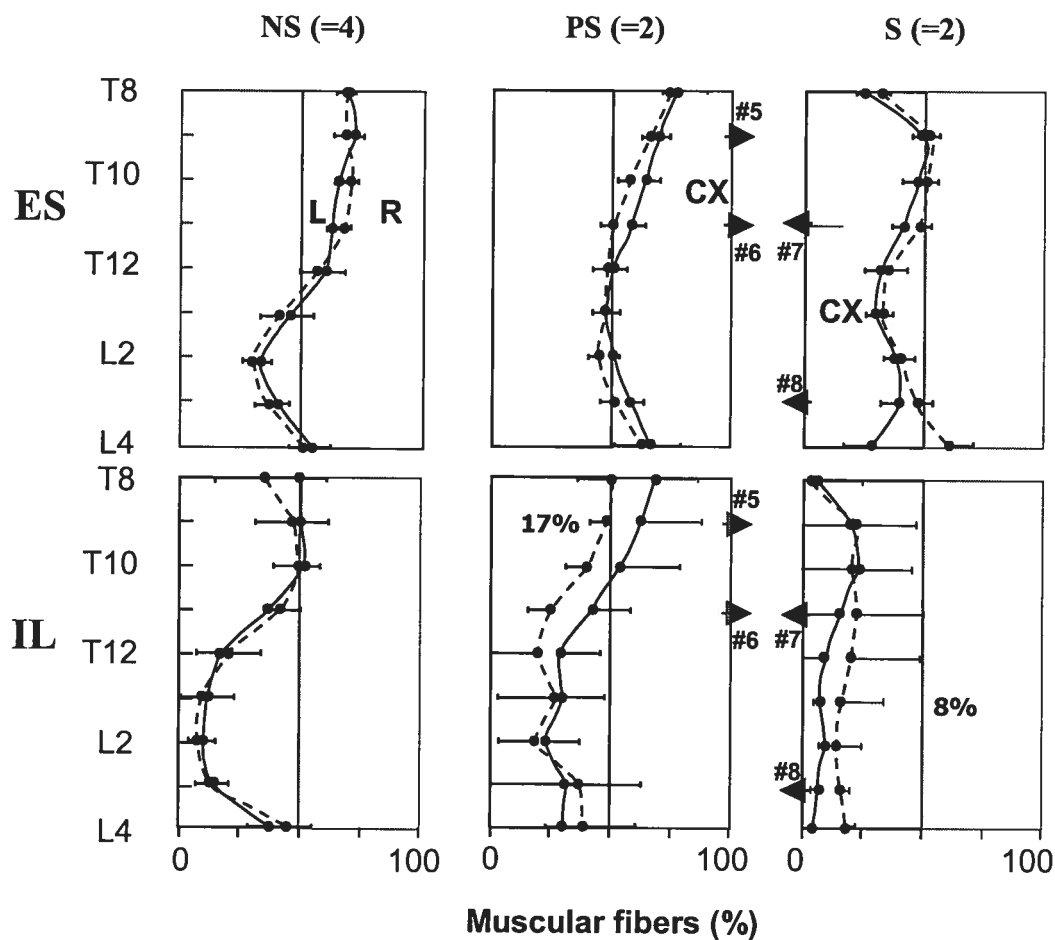


Fig. 6. 5: Within each group of patients, mean percentage of muscle fiber volume along the spine in the ES and in the IL muscles. Solid line: right or convex side; dotted line: left or concave side. The apex position and the convex side of each spinal deviation for the PS and S groups are indicated by the horizontal dotted arrow.

Fat infiltration tended to be minimal in the thoracic region and maximal around L2 (Fig. 6.4). For the NS patients, infiltration along the spine was similar on both sides of the spine while for PS and S patients it tended to be more important on the convex side along three vertebrae close to the apex in the IL and LO muscles. The infiltration was particularly important all along the spine of patient #8 with a Cobb angle of 52°. When the presence of fat tissue in the ES muscle was analyzed around the apex of the scoliotic deviations, infiltration was always larger on the convex side: 64.0% vs 57.3% for PS

patient #5, 33.7% vs 25.1% for PS patient #6, 59.6% vs. 54.2% for S patient #7 and 74.0% vs. 54.3% for S patient #8.

Within each group of patients, mean variation of fat infiltration in the ES and IL muscles was also obtained along the spine. For the NS patients (left of Fig. 6.5), infiltration was smaller either on the left or on the right. For the PS patients (middle of Fig. 6.5), infiltration in the ES was smaller on the convex side all along the spine. A similar situation but with a larger difference was observed in the IL muscles. At the apex of the scoliotic deviations which are located at T9 and T11, up to 17% more muscles fibers were detected on the convex side. As for the S patients (right of Fig. 6.5), the % of ES and IL muscular fibers is smaller on the convex side especially near the apex of the spinal deviations.

Skinfold thickness was measured around T10 which is ± 1 vertebrae at the apex level for the PS and one S patient, and 4 to 6 vertebrae above the apex of the patient with a Cobb angle of 52° . For the NS patients, the average thickness was very similar on both sides of the spine (11.5 ± 3.4 vs 11.4 ± 3.4 mm) while it was larger on the concave side for the PS (10.3 ± 6.3 mm vs 9.8 ± 5.6 mm) and also for the S patients (14.8 ± 6.1 vs 13.5 ± 5.7 mm).

6.6 DISCUSSION

In DMD patients, MR imaging was used to obtain paraspinal muscles dimensions and to assess fat infiltration level. Similarly to Stern and Clark (1988) who used CT studies to

image muscles of 16 scoliotic DMD patients, a lateral to medial gradient of fat infiltration was found: more important in the iliocostalis than in the spinalis. In addition, we found that the infiltration varied along the spine and was maximal around L2. Stern and Clark (1988) reported a larger fat infiltration on the concave side of the spinal deviation but upon a close examination of their results, one can consider that a larger infiltration on the concave side applies for only half of their patients while for the others, this occurred on the convex side. In our pre- and scoliotic patients, infiltration was also larger on the convex side. It is quite normal to expect that a spine will buckle on the side where fat infiltration is more important but the results of Stern and Clark for half of their patients seem to indicate that besides CSA measurements, muscle activity level has also to be considered. In relation to this, changes from slow postural ones to more powerful but fatigable fibres was found in the quadriceps of 30 DMD patients (Wang *et al.*, 1999) may also apply to back muscles. Alman *et al.* (2004) reported a gain of 3.7 kg for patients treated with steroids compared to a control group but we are not aware of any reports on the possible localized effects of the prednisone or DFZ. Our patients were on DFZ (not those of Stern and Clark) and this factor may have influenced how fat infiltration occurs which could initially take place in the IL muscle around the L2 level and from there spread upward and downward while progressing medially towards the longissimus and then the spinalis.

When fat infiltration is larger on one side of the spine, one can expect that a force unbalance could induce a buckling of the spine toward the weaker side. Indeed, when EMG signals were recorded over the paraspinal muscles of the same PS patients, larger

signals were collected on the concave side (Thouin *et al.*, 2004). Considering a larger skinfold thickness on the concave side at the apex level and a larger fat infiltration on the convex side, it appears quite apparent that in these DMD patients, there is a muscular imbalance which is contributing to the deformation of the spine. As for S case #7, EMG activity was larger on the convex side (Thouin *et al.*, 2004) as frequently reported in adolescent idiopathic scoliosis (Shimada, 1989; Odermatt *et al.*, 2003). For those patients (both PS and one S), a larger signal on the convex side can be associated with a reduction in the skinfold thickness but this positive factor would be compensated by the reduction of the muscular volume. It thus seems in DMD that, a larger EMG signal on the convex side could be plausibly attributed to a greater feedback from the more stretched muscle spindles and/or a larger neural input from the central nervous system. Such a possibility is supported by the EMG signals recorded at T10 for 5 of the DMD patients (2 NS, both PS, and S #7)(Thouin *et al.*, 2004). While mean fat thickness difference under the electrodes was only 0.29 ± 0.26 mm side to side (a range from 0.03 to 0.64 mm), correlation between the EMG levels and the CSA of ES muscles was small ($R^2=0.37$, $p<0.05$) and only increased to $R^2=0.53$ ($p<0.05$) when the % of muscle fibers present in the ES was considered. For Shimada (1989), the trunk muscle imbalance is one of the most important factors in the onset and progression of adolescent idiopathic scoliosis since EMG is higher on the convex side when the deviation is progressive while no differences are observed in non progressive situation. However, according to the medical record of our PS and S patients, their scoliosis did not progressed over a 18 months period. DFZ may have reduced the progression of the deformation to a point where no aggravation was

detected, but it is very possible that the scoliotic mechanisms present in a DMD and in an adolescent idiopathic patient would then have some differences.

Our SE-T1 sequence was similar to those of Ross (1996) and Pichiecchio *et al.* (2002) but the field of view was restricted to back muscles allowing a smaller pixel size (0.39x0.39 instead of 1.88x1.41 and 1.56x1.56 mm respectively). Covering only a span of 18 cm, contiguous slice 3 mm were obtained instead of 10 mm with an inter-slices distance of 15 or 40 mm. The choice of our slice thickness was based on a previous study (Zoabli *et al.*, 2001a) where thickness ≤ 4 mm was found optimal for back muscles biometry. So if the acquisition time would have to be shortened, acquisition could eventually be focused on the L1-L3 region where infiltration was found more important. The contrast was high between muscle fibers and infiltrated fat, but poor between the connective tissues that surrounded the entire muscle and subcutaneous fat. A linear interpolation was then used to identify the continuity of these boundaries considering the natural smoothness of muscle contour. The variability in the measures in **Fig. 6.5** for the IL is due to the variability in the fat infiltration among the patients.

To predict how scoliosis could progress in DMD patients, Smith *et al.* (1990) used developmental, language and picture vocabulary scales while Hiller and Wade (1992) proposed upper extremity functional rating scale and timed hand function test. However, classification based on such factors as well as vital capacity at the age of 10, the age at which ambulation ceased, etc. cannot predict the progression of scoliosis (Yamashita *et al.*, 2001). Here, we found that fat infiltration in ES has a good correlation with the

clinical mobility ($R^2=0.70$ for ES, $p<0.01$) but not with BMI nor with the age of the patients. It turns out that the clinical mobility index based on Gibson and Wilkins (1975) could be a good indicator of the severity of fat infiltration because the weakness of the DMD patient, which is well measured by this index, is essentially due to the progressive replacement of their muscle tissue by fat. Despite his severe infiltration, NS cases 4 did not develop scoliosis since infiltration was similar on both sides of his spine. Therefore, muscle asymmetry (**Fig. 6.4**) could be a predictor for the development of a scoliosis.

Coupled with DFZ, exercise may play a role in delaying fat infiltration since the less infiltrated patient in the group (PS #6) was highly mobile and he explained his relative good health condition mostly by the regular intensive exercise in a family pool. Unfortunately, no information was collected on the level of physical exercise of the other patients.

A recall of all these patients at approximately one year after their first MR will be done to analyze the progression of the disease and to check the assumptions of propagation of the fat infiltration in the ES muscles. With the information then collected, a predictor model of the evolution of the disease could then be proposed. In the present study, only the ES muscles were studied since they have the potential to greatly influence the development of a scoliotic deformation and their activity can be monitored from surface electrodes. Investigation of other less easily recordable or accessible trunk muscles, such as the abdominal and external obliques, psoas and quadratus lumborum,

could be worth of investigation because they could also influence the stability of the spine.

6.7 CONCLUSION

In DMD patients, MR imaging was used to achieve a volumetric analysis of back muscles from T8 to L4. On the convex side, the muscular volume was usually smaller and fat infiltration more important than on the opposite side. It thus seems that scoliosis in DMD patients could be induced from an uneven presence of muscular fibers on each side of the spine. Having found a reduced skinfold thickness and less muscles fibers on the convex side, it would seem that the presence of a larger EMG signal on the convex side of the deviation could results from a larger feedback signal from the muscle spindles and/or a larger command from the central nervous system to the involved motoneurons. A similar mechanism may be present in the adolescent idiopathic scoliosis. These finding deserve further experimental work for confirmation.

CHAPITRE VII RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

7.1. ÉPAISSEUR DES COUCHES DE LA PEAU

Au niveau du membre supérieur, nos mesures sur l'épaisseur de la peau ont été comparées aux valeurs disponibles dans la littérature. Tel qu'indiqué au Tableau 7.1, nos mesures sont similaires à celles obtenues avec l'adiposomètre et elles se situent à l'intérieur des valeurs mesurées au cours de chirurgies.

Tableau 7. 1: A : Comparaison nos mesures (en mm) de la peau du membre supérieur par l'IRM avec les résultats de la chirurgie ou avec l'adiposomètre. B : Variation de l'épaisseur des couches de la peau

A	Épiderme	Derme	Hypoderme	Peau	# Sujets	Contexte
Nos résultats	1.5±0.4	1.4±0.4	8.0±3.6	10.5±3.6	6	IRM
De la Barrera & al., 1994	non disponible			9.2±6.9	9	adiposomètre
Fitzpatrick & al, 1993	0.4 à 1.5	1.1 à 2.5	non spécifié			Chirurgie

B	BRAS			AVANT-BRAS			BRAS & AVANT-BRAS
	Min	Max	Moy.±ET	Min	Max	Moy.±ET	Moy.± ET
Épiderme	0.7	2.8	1.6 ± 0.4	0.8	2.8	1.5 ± 0.4	1.5 ± 0.4
Derme	0.7	2.8	1.5 ± 0.4	0.8	2.8	1.3 ± 0.4	1.4 ± 0.4
Hypoderme	2.8	27.4	11.0 ± 5.2	0.9	11.2	5.0 ± 2.0	8.0 ± 3.6

D'autre part, vu la disponibilité de plusieurs images, il a été possible de faire plusieurs mesures soit le long du membre ou sur sa circonférence. On a alors observé que la variation d'épaisseur était plus importante selon la circonférence (14.1±5.2 mm pour

le bras et 7.8 ± 2.3 mm pour l'avant-bras) que le long du membre (13.8 ± 1.1 mm pour le bras et 7.2 ± 0.2 mm pour l'avant-bras).

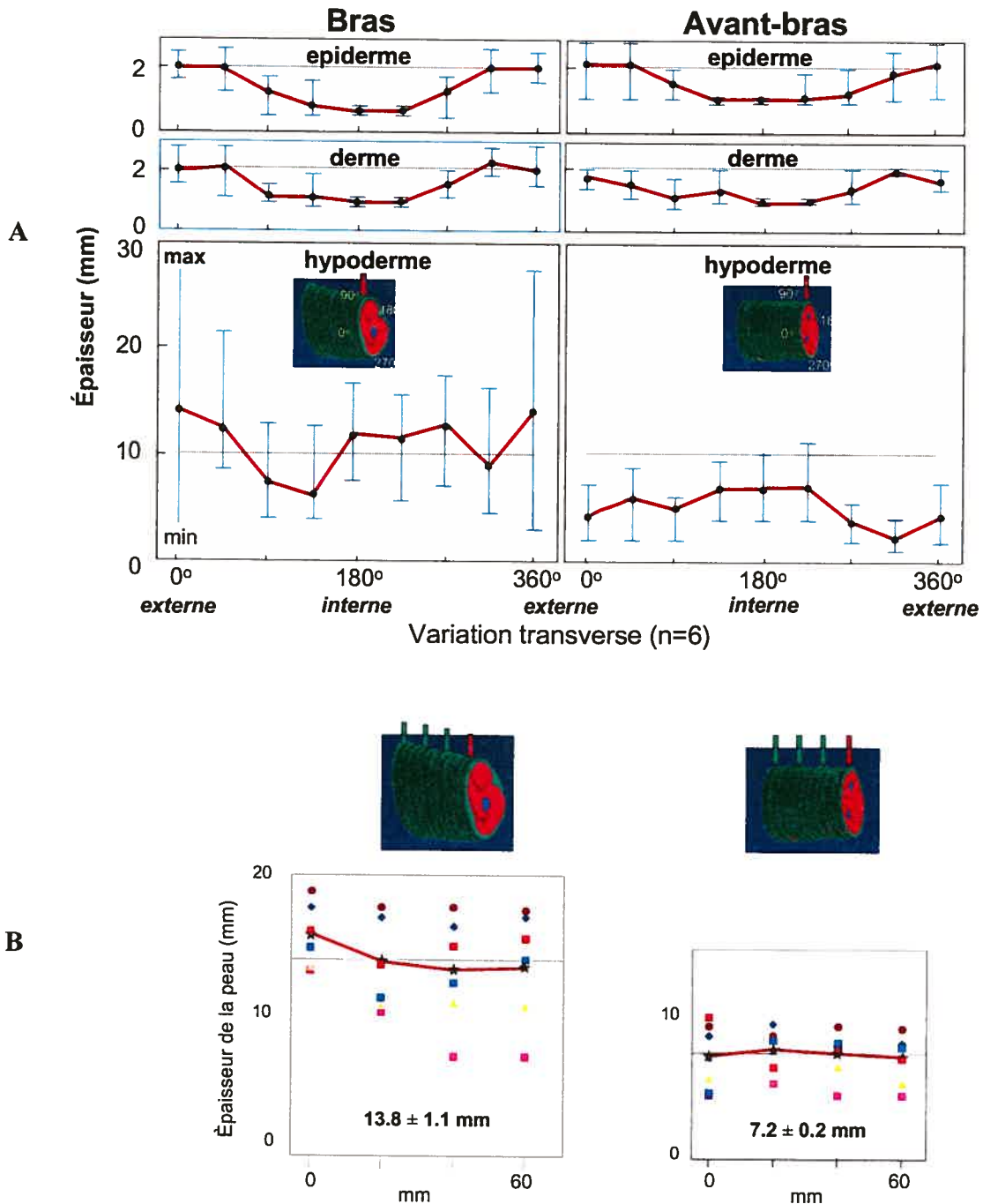


Fig. 7. 1: Variation transverse (A) et longitudinale (B) des 3 couches de la peau du membre supérieur. 0° correspond au niveau opposé à l'aisselle pour le bras : le bras droit est allongé le long du corps avec le pouce à la verticale (éviter la rotation de l'avant-bras).

7.2. BIOMÉTRIE ET POSITION RELATIVE DES MUSCLES DU MEMBRE SUPÉRIEUR

Chez un septième sujet sain, l'épaisseur des tranches a été fixée à 5 mm et le champ de vision a été réduit (pixels de 0.4 mm^2 au lieu de 1.4 mm^2) pour améliorer la résolution. Les principaux muscles du bras et de l'avant-bras ont été segmentés et on en a mesuré la longueur ainsi que le volume (Tableau 7.2). Dans ce tableau les muscles sont classés par longueur. Comme le brachioradialis est présent dans le bras et l'avant-bras, l'articulation du coude a servi de repère pour déterminer sa dimension au niveau du bras et celle au niveau de l'avant-bras.

Avec la segmentation, on a aussi pu reconstituer chaque muscle en 3D. Leur disposition à l'intérieur de l'avant-bras est illustrée à la Fig. 7. 2 où huit tranches transversales sont présentées. On peut ainsi apprécier la surface des muscles dans chaque tranche (la référence correspond aux coupes identifiées dans l'image sagittale) et connaître leur position relative. La disponibilité d'une échelle permet de faire des mesures sur chaque muscle. Des illustrations se rapportant aux muscles du bras apparaissent à la Fig. 7. 3. On peut observer en plus un espace repéré par un cercle, qui est plutôt occupé par des vaisseaux et nerfs. Cet espace est au niveau de l'aisselle et s'étend sur 15 cm.

Tableau 7. 2 : Longueur et volume estimés des principaux muscles du bras et de l'avant-bras (Sujet #7)

	# Muscle	Nom	Longueur (mm)	Volume (mm ³)
B R A S	12	Brachioradialis	100	52 800
	14	Deltoid	130	131 976
	15	Brachialis	185	208 605
	1	Triceps brachii medial & lateral head	225	179 920
	2	Triceps brachii long head	230	243 536
	6	Biceps brachii	265	248 724
A V A N T B R A S	4	Pronator quadratus	45	9 832
	10	Anconeus	80	13 944
	13	Ext. pollicis longus	120	16 112
	11	Palmaris longus	130	17 196
	12	Brachioradialis	150	79 248
	14	Ext. digiti minimi	155	10 812
	6	Flex. carpi radialis	170	64 792
	5	Ext. digitorum	180	42 608
	1	Supinator	195	59 120
	2	Ext. carpi radialis longus & brevis	210	99 872
	7	Ext. carpi ulnaris	210	31 826
	8	Flex. digitorum profundus	210	156 600
	15	Flex. digitorum supf	215	128 664
	9	Flex. carpi ulnaris	235	72 448

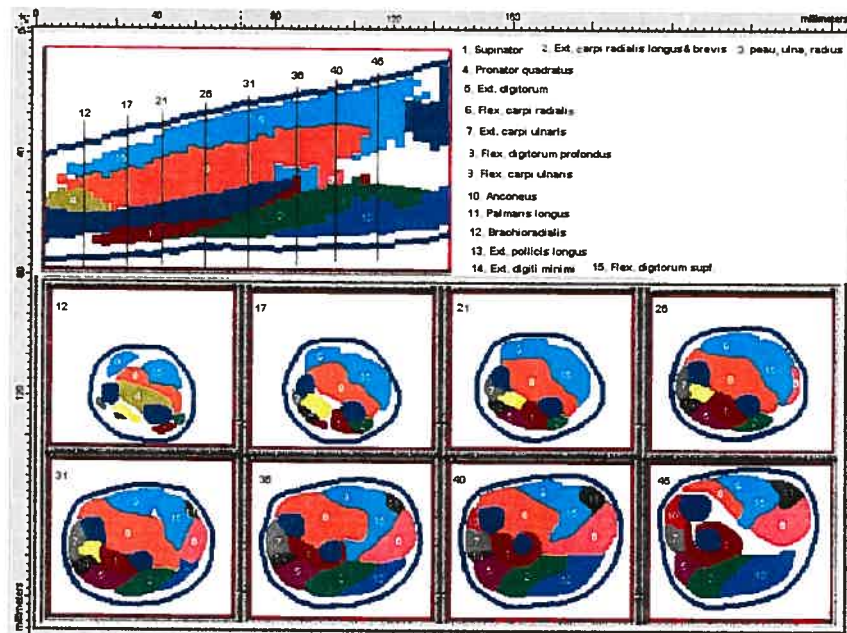


Fig. 7. 2 : Illustrations des muscles de l'avant-bras droit selon le plan sagittal (en haut) et coronal (en bas). Toutes les tranches sont à la même échelle et leur nomenclature est selon le Tableau 7.2.

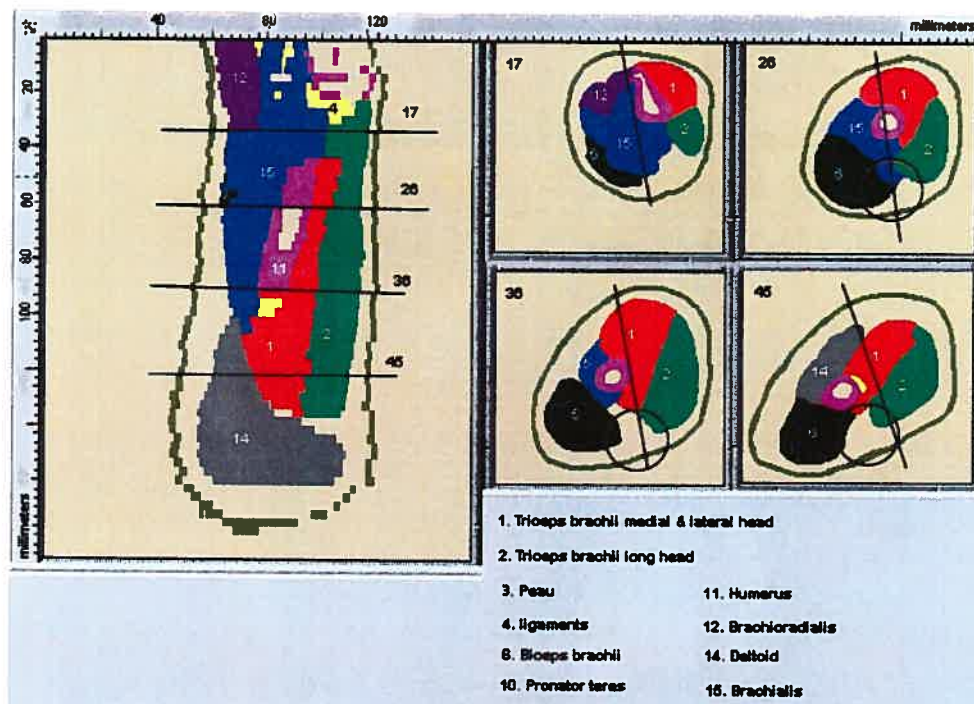


Fig. 7. 3: Illustrations du bras droit. Vue sagittale à gauche et coronale à droite. Les droites traversant les coupes coronales correspondent au plan de coupe incliné de gauche. Les cercles indiquent une zone occupée par une concentration de vaisseaux et de nerfs. Cette zone se situe sous l'aisselle et s'étend sur une longueur de 15 cm. Toutes les tranches sont à la même échelle et leur nomenclature est selon le Tableau 7.2.

7.3. CONSIDÉRATIONS POUR LA DISPOSITION D'ÉLECTRODES DE SURFACE

La Fig. 7. 3 nous montre que d'autres composantes contribuent à séparer les muscles de la peau. Au niveau du bras, c'est la présence de vaisseaux sanguins et de nerfs qui se concentre principalement sous l'aisselle ou sous la forme d'un 'canyon'. Cette irrégularité dans la distance entre la peau et les muscles devrait être considérée lorsqu'on prévoit utiliser des électrodes de surface tout autour du bras. Ainsi les zones où les muscles sont les plus loin de la peau devraient être évitées car le signal qui y serait capté serait de faible amplitude et vu l'abondance de gras, probablement contaminés par des muscles voisins. Ailleurs il pourrait y avoir avantage à augmenter le densité d'électrodes car la probabilité est plus grande de capter des signaux plus spécifiques au muscle sous l'électrode. On pourrait aussi disposer les électrodes de façon irrégulière pour compenser les effets du gras et du faisceau de nerfs et de vaisseaux.

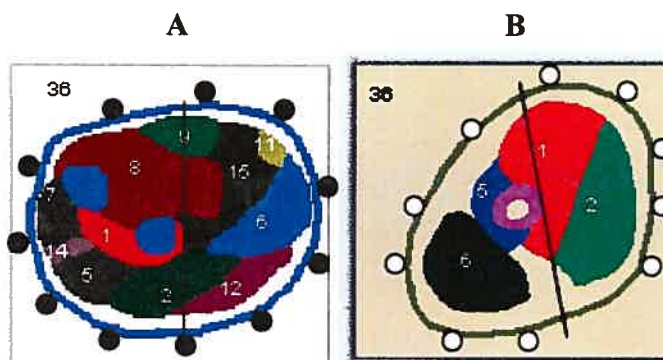


Fig. 7. 4: Disposition suggérée des électrodes pour l'avant-bras (A) et le bras (B). En (A) les électrodes sont disposées de façon régulière tandis qu'en (B), la distance entre électrodes est inversement proportionnelle à l'épaisseur du gras.

7.4. REPRÉSENTATION TRIDIMENSIONNELLE DES MUSCLES

À partir des images segmentées, on reconstruit les muscles en 3D tel qu'illustré à la Fig 7.5. Sous cette forme, les muscles sont faciles à visualiser dans l'espace et il est possible de retirer la peau et les muscles superficiels pour voir les structures plus profondes.

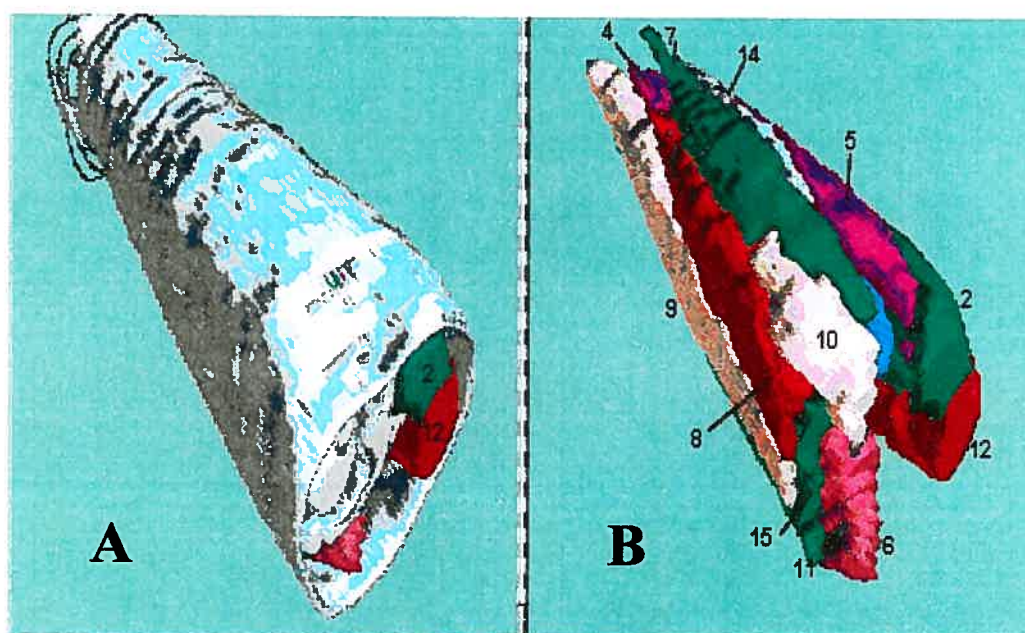


Fig. 7. 5 : Représentation 3D de 13 muscles de l'avant-bras. A: muscles vus en perspective et recouverts de la peau. B: mêmes muscles sans la peau. Voir Tableau 7.2 pour l'identification des muscles.

7.5. SÉVÉRITÉ DE L'INFILTRATION CHEZ LES PATIENTS DMD

Il existe dans la littérature plusieurs classifications de la sévérité de la DMD (Smith *et al.*, 1990; Hiller et Wade, 1992). Mais la classification basée la capacité vital à 10 ans,

l'âge où le patient a cessé d'être ambulant, ne peut efficacement prédire la scoliose (Yamashita *et al.*, 2001). Se basant sur l'imagerie des muscles du dos, on propose une classification (Tableau 7.3) qui est basée sur l'aspect que présente l'infiltration de gras dans l'érecteur du rachis ainsi que le niveau d'infiltration détecté. Cette classification pourrait permettre de: 1) déterminer la sévérité de l'infiltration qui est fortement corrélée avec la mobilité du patient. 2) prévoir l'arrivée d'une déformation scoliotique dans les plages vertébrales où les deux côtés de la colonne n'ont pas la même classification. Un seuil serait à définir au-delà duquel la scoliose pourrait se déclencher. Le côté convexe serait celui le plus infiltré. La validation de cette classification n'a pas été réalisée ici vue le faible nombre de patients impliqués dans notre protocole.

Tableau 7. 3: Échelle de sévérité de la dystrophie basée sur la topographie que prend l'infiltration du gras et sur le % moyen d'infiltration de gras dans l'érecteur du rachis

DMD Type	Description	Fat topography	max % fat infiltration
1	minimum infiltration (as for a normal adolescent)	none	10%
2	minor infiltration	homogeneous and localized fat	30%
3	moderate infiltration	salt & pepper in IL, homogeneous and localized fat in LO and SP	50%
4	large infiltration	complete in IL, salt & peper in LO and in SP	80%
5	complete infiltration	complete in IL and LO, salt & peper in SP	95%

DISCUSSION GÉNÉRALE

Avec le développement des technologies modernes, on arrive de plus en plus à recueillir des informations sur le fonctionnement du corps humain sans avoir à intervenir de façon invasive. C'est ainsi qu'on peut, à la surface de la peau, mesurer un signal qui est à l'origine de la contraction musculaire. Toutefois, entre le muscle qui se contracte et la peau, s'interpose un volume conducteur qui altère les caractéristiques du signal mesuré à distance. De manière à pouvoir tenir compte de cette altération, des connaissances sur ce milieu conducteur sont nécessaires. À défaut de connaître les propriétés électriques de ce milieu qui sont difficiles à obtenir, on peut tout au moins tenter d'en obtenir une description anatomique où des dimensions physiques pourraient nous permettre de rejeter certaines hypothèses pour en favoriser certaines autres.

Dans ce contexte, nous avons mené des travaux qui ont porté sur les muscles du membre supérieur ainsi que sur ceux du dos. Pour obtenir des images de ces muscles, nous avons choisi la résonance magnétique qui est une modalité non ionisante. L'étude a débuté par une segmentation des muscles d'intérêt sur chaque image disponible. Ceci permet d'en reconstituer la forme dans l'espace et d'en mesurer le volume. On peut aussi mesurer l'épaisseur du pli adipeux. Nos hypothèses portaient sur trois contextes :

- au niveau du membre supérieur,
- au niveau du dos de patients scoliotiques,
- au niveau du dos de patients souffrant de la dystrophie musculaire de Duchenne.

8.1. MEMBRE SUPÉRIEUR

Notre hypothèse était à l'effet que l'épaisseur du pli adipeux et la position relative des muscles dans le membre supérieur étaient des connaissances qui allaient faciliter l'interprétation des signaux EMG captés en surface. Pour ce faire, on a identifié les muscles du bras et la plupart des muscles de l'avant-bras, pour en reconstituer la forme, en calculer la longueur, la surface et le volume. L'épaisseur du pli adipeux le long et autour du bras a été étudiée et des images permettant d'identifier la position des muscles dans le membre ont été produites.

Pour reconstituer entièrement un muscle, il faut en délimiter le contour dans chacune des images où il peut apparaître. Sur des images de résonance magnétique, distinguer un muscle de ses voisins est toutefois un déficit de taille. Ceci est imputable à l'épaisseur de la membrane qui entoure chaque muscle (épimysium). De dimension sous-millimétrique cette structure génère peu de contraste lorsque l'épaisseur des tranches est petite. On peut alors augmenter l'épaisseur des tranches mais on perd de la précision sur le contour du muscle le long du membre. Une épaisseur variant entre 1.5 et 4 mm nous est apparue comme un bon compromis (Zoabli *et al.*, 2001a). Pour s'assurer de bien délimiter le contour de chaque muscle, une segmentation a été effectuée dans chacun des plans anatomiques de manière à profiter des plans où les frontières étaient les plus facilement identifiables (Zoabli *et al.*, 2001b).

En procédant ainsi on a obtenu des mesures pour 6 muscles du bras et 14 muscles de l'avant-bras. Avec la mesure du pli adipeux, on a obtenu l'épaisseur de l'épiderme, du derme et de l'hypoderme. Habituellement les mesures des couches adipeuses se font par

chirurgie (Fitzpatrick *et al.*, 1993) ou par dissection de cadavres (Murray *et al.*, 2000). De routine, on utilise l'adiposomètre mais les résultats obtenus varient selon la dextérité de l'opérateur. Cet appareil n'est pas pratique si plusieurs mesures sont à effectuer sur un sujet et on ne peut mesurer séparément les couches de la peau. L'approche par imagerie est plus complexe que l'utilisation de l'adiposomètre mais les résultats obtenus sont beaucoup plus détaillés et précis.

Les mesures que nous avons effectuées sur les images de résonance magnétique sont très précieuses pour l'établissement d'un modèle par éléments finis du bras. Ce modèle va servir à investiguer le problème direct et inverse en électromyographie dans le cadre d'un travail de doctorat en cours. Avec ce modèle, on cherche entre autre à préciser l'effet de l'épaisseur du pli adipeux sur les caractéristiques de l'EMG de surface. D'autre part, ayant identifié au niveau de l'aisselle que le bras comportait une zone où plusieurs nerfs et vaisseaux sanguins étaient rassemblés, il y a lieu d'éviter de placer des électrodes à cet endroit car aucun signal significatif n'y serait obtenu. En regard des mesures réalisées, nos longueurs de muscle se comparent assez bien aux valeurs obtenues par dissection (Lieber *et al.*, 1990; Lieber *et al.*, 1992; Friden et Lieber, 2001) mais nos volumes sont plus grands. L'erreur sur les volumes vient probablement d'une déshydratation associée aux processus de conservation des corps.

Pour assurer un bon contraste et réduire les erreurs d'estimation, on pourrait utiliser des tranches plus épaisses (de 3 mm au niveau du bras et de 2 mm pour l'avant-bras au lieu de 1.5 mm) mais alors la résolution serait réduite. Malgré cette diminution de la résolution axiale, il y aurait une meilleure résolution des contours musculaires dans les

plans sagittal et coronal (pixels de 1.4x3.0 mm au niveau du bras et de 1.4x2.0 mm au niveau de l'avant-bras) ce qui réduirait les erreurs d'estimation. Similairement au projet «Visible human», la reconstruction en 3D des muscles et de la peau du bras peut constituer un outil pédagogique fort intéressant pour les personnes travaillant sur le membre supérieur.

8.2. PATIENTS SCOLIOTIQUES

Notre hypothèse ici était à l'effet que la distribution gauche/droite de la masse de l'érecteur du rachis et l'épaisseur du pli cutané allaient faciliter l'interprétation des signaux EMG qu'on y enregistre. Dans cette étude, une banque de données de 88 patients scoliotiques a été constituée. On s'en est servi pour identifier une séquence d'acquisition des images offrant le meilleur contraste entre les muscles d'une part, et entre les autres structures anatomiques comme le gras, les os d'autre part. On a trouvé que la séquence Spin écho donnait de bons résultats sur la variété de tissus mous étudiés.

Pour étudier la distribution des masses musculaires le long de la colonne, la longueur des courbures scoliotiques a été normalisée et divisée en trois. Ceci a permis de pouvoir comparer les patients entre eux et de faciliter l'étude de la distribution des masses musculaires. On a alors trouvé un plus grand volume musculaire du côté convexe de l'apex pour certaines scoliooses alors que pour d'autres, le phénomène pouvait aussi se produire du côté concave soit à l'apex mais aussi en haut ou en bas de cet apex. Ces résultats peuvent servir à expliquer pourquoi on a souvent trouvé chez les SIA que l'amplitude du signal EMG était plus grande du côté convexe à l'apex (Alexander et

Season, 1978; Odermatt et al., 2003) mais que ce phénomène pouvait aussi se manifester ailleurs comme du côté convexe mais sous l'apex (Cheung et al., 2005).

Toutefois, la présence d'une plus grande masse musculaire à un endroit n'implique pas nécessairement qu'un signal EMG de plus grande amplitude puisse y être enregistré. En effet l'EMG découle de la mise en activité des motoneurones qui activent un certain nombre de fibres musculaires. Il suffit que la commande provenant du système nerveux soit plus importante d'un côté pour que le signal EMG y soit plus grand indépendamment de la grosseur d'un muscle. Cette commande pourrait originer soit des aires motrices du cerveau soit d'un circuit réflexe au niveau de la moelle épinière en réponse à un étirement des fuseaux neuromusculaires. Une différence dans la composition des muscles au niveau de l'apex pourrait aussi favoriser la présence d'un signal de plus grande amplitude: les fibres de type I (faible pouvoir de contraction mais résistants à la fatigue) y seraient plus nombreuses (Ford et al., 1984) alors qu'il y aurait une plus grande atrophie des fibres de type II (pouvoir de contraction important mais faible résistance à la fatigue) que du côté concave (Sahgal et al., 1983). Une plus grande activité EMG du côté convexe serait nécessaire pour produire une force similaire à celle présente sur le côté concave.

Quant à l'épaisseur du pli adipeux, elle est toujours plus grande du côté concave de l'apex et cette différence diminue à mesure qu'on s'éloigne de l'apex. Ce phénomène d'amincissement de la peau couplée avec l'étirement du muscle du côté convexe de la déviation peut aussi contribuer à ce qu'un plus grand signal EMG soit souvent détecté du côté convexe. Comme la différence d'épaisseur s'amenuise en s'éloignant de l'apex, on

peut s'attendre à ce que la différence d'EMG s'atténue aussi avec la distance si seulement ce facteur est en jeu.

8.3. PATIENTS DMD

Notre hypothèse dans cette partie était qu'une connaissance des volumes musculaires de l'érecteur du rachis, du niveau d'infiltration de gras qui s'y trouve et de l'épaisseur du pli cutané, donnerait des pistes sur comment la scoliose prend naissance et se développe chez ces patients. Pour ces patients, la perte de force motrice résulte d'une infiltration de gras. Nous avons donc mesuré la quantité de gras se retrouvant dans leurs muscles et corrélé cette information à leur mobilité ainsi qu'à la présence ou non de déformation scoliose.

Chez nos 2 patients scoliose, on a trouvé chez l'iliocostalis et le longissimus une différence appréciable dans le niveau d'infiltration de gras entre le côté concave et convexe. Les différences de chacun des deux patients DMD scoliose sont grandes du côté convexe avec une résultante non appréciable (<5%). Ceci résulte du fait que pour le patient avec la courbure sévère, c'est au niveau de l'iliocostalis qu'il a une différence appréciable (>5%) tandis qu'une faible différence est observée du même côté au niveau du longissimus et du spinalis. Pour le second scoliose, l'infiltration est appréciable au niveau du longissimus et non au niveau de l'iliocostalis. De plus, elle est plus importante du côté concave au niveau du spinalis. Lorsque l'iliocostalis, le longissimus et le spinalis sont considérés ensemble, on parle de l'érecteur du rachis et alors il n'y a plus de différence entre les 2 côtés de la colonne. Toutefois, comme l'iliocostalis est plus éloigné

de la colonne que le longissimus, son bras de levier lui permet d'influencer davantage l'équilibre de la colonne que le longissimus qui est plus médial. Il en ressort de ce rappel de nos résultats que pour comprendre la genèse de la scoliose chez les DMD, il est plutôt recommandé d'étudier l'infiltration du gras dans les muscles de l'érecteur du rachis séparément. Le développement de la scoliose chez ces patients pourrait donc être initié par un déficit musculaire combiné dont au moins deux composantes de l'érecteur du rachis ont une infiltration plus importante du même côté de la colonne. Une poursuite de l'étude de l'infiltration de gras dans les muscles paraspinaux pourrait donc permettre de mieux appréhender un des mécanismes pouvant induire une scoliose.

Alors que l'EMG capté au-dessus des muscles infiltrés est peu corrélé avec le volume du muscle, la corrélation s'améliore lorsqu'on considère uniquement l'espace occupé par les fibres musculaires. L'amplitude de l'EMG pourrait donc être considérée comme un indicateur du niveau d'infiltration dans un muscle en autant que l'effet du pli adipeux sous les électrodes soit pris en considération. En clinique, l'indice de mobilité de Gibson et Wilkins (1975) pourrait être très utile car on a trouvé que cet indice était bien corrélé avec l'infiltration du gras. Chez les patients scoliotiques (DMD et SIA), on a trouvé, que la peau était plus mince du côté convexe à l'apex que du côté concave. Il s'agit d'un facteur pouvant expliquer pourquoi le signal EMG qui y est mesuré est souvent plus grand que de l'autre côté. Tel que mentionné pour les patients avec SIA, un plus grand signal EMG du côté convexe pourrait aussi être associé à une plus grande élévation des fuseaux neuromusculaires résultant d'une plus grande élévation des fibres musculaires .

Chez les patients DMD, l'analyse de la musculature du dos nécessite de considérer, en plus des paramètres utilisés chez les scoliotiques, l'analyse de l'infiltration de gras dans chacun des trois muscles composants l'érecteur du rachis. Autrement, des différences individuelles peuvent s'annuler si on considère seulement l'infiltration dans l'érecteur du rachis. Lorsqu'on cherche une évaluation globale de l'infiltration, il est à noter qu'avec l'échelle de Gibson et Wilkins (1975), la mobilité est bien corrélée avec l'infiltration de gras et que le niveau de mobilité d'un patient est un bon prédicteur de son niveau d'infiltration.

Chez deux garçons qui ont servis de contrôle, on a trouvé que la différence dans l'infiltration de gras entre la gauche et la droite était <5% alors que leur volume musculaire était presque le double de celui des patients DMD. Une analyse du développement des patients DMD serait donc d'une grande utilité dans l'avenir pour appréhender le niveau de retard musculaire accusé par ces patients. Il faudrait vérifier lors de futures études si le débalancement de l'érecteur du rachis n'est pas survenu pendant ce retard de développement et si une infiltration asymétrique de l'ES ne pourrait contribuer à la genèse d'une courbure scoliotique qui flambera du côté le plus fort (le côté convexe étant du côté le plus faible). Au niveau de la dystrophie musculaire, la classification que nous avons proposée tient compte du taux d'infiltration et de la topographie du gras qui a tendance à varier selon le degré d'infiltration. Les résultats de cette classification sont bien corrélés avec l'indice de mobilité des patients ($R^2=0.76$, $p<0.01$).

8.4. FAIBLESSES DES ÉTUDES

Alors que la segmentation manuelle est efficace pour obtenir des résultats fiables avec les muscles, il n'en demeure pas moins que c'est un processus qui demande beaucoup de temps. Ainsi, le temps moyen pour segmenter un muscle du bras était de 2 h alors que pour les plus petits muscles de l'avant-bras, 4 h était nécessaire. Pour les muscles du dos entre T8 et L4, le temps de segmentation était de 2h pour l'érecteur du rachis et de 4 h lorsqu'on identifiait individuellement l'illucostalis, le longissimus et le spinalis. Ce temps était nécessaire du fait que la segmentation était réalisée dans les trois plans anatomiques pour s'assurer de la qualité du travail. Les temps fournis ici sont ceux d'un opérateur avec une bonne connaissance de l'anatomie musculaire. Ces valeurs vont donc varier selon les connaissances et l'expérience de l'opérateur. Pour réduire de façon significative le temps de segmentation, on peut penser à un moyen d'augmenter le contraste entre muscles afin de pouvoir utiliser une approche de segmentation semi-automatique ou automatique.

Une autre faiblesse se situe au niveau de l'étude sur les patients DMD. Alors que notre objectif était d'avoir un minimum de 16 patients dont la moitié non scoliotique pour pouvoir faire des analyses statistiques significatives, nous n'avons pu atteindre que la moitié de ce nombre malgré tous les efforts déployés par notre équipe de recherche. Le problème de recrutement vient d'une part du fait que les parents sont souvent déjà très sollicités par les responsabilités découlant de la maladie de leur enfant. Il y a aussi les patients eux-mêmes qui, ayant déjà participé à d'autres protocoles de recherche ne sont plus intéressés à ce genre d'activités à moins que ce ne soit pour des projets où un gain

espéré est plus évident comme la transplantation de cellules musculaires génétiquement modifiées.

Dans la présente étude, seuls les muscles de l'érecteur du rachis ont été étudiés puisqu'ils pourraient avoir une grande importance dans le développement de la scoliose et leur activité peut être surveillée par des électrodes de surface. Cependant, d'autres muscles du tronc pourraient également être considérés. Il s'agit du psoas et du quadratus lumborum qui sont des muscles profonds inaccessibles à la mesure d'EMG et qui sont aussi impliqués dans l'équilibre de colonne épinière. Des muscles d'autres régions anatomiques telles que les membres supérieurs et inférieurs peuvent également être considérés puisqu'ils sont également affectés par la DMD et l'infiltration du gras dans ces muscles peut fournir de nouvelles connaissances sur le développement de la maladie. De même que notre étude de la DMD nous a fait découvrir que l'infiltration débute au niveau L2, il se pourrait que l'infiltration de gras débute initialement ailleurs que dans les muscles du dos et identifier où ceci arrive pourrait s'avérer important afin d'intervenir avant que les déficiences musculaires n'atteignent le niveau lombaire.

Une autre limitation de notre protocole porte sur la position des patients dans le tunnel de l'appareil de résonance magnétique. Comme ils étaient couchés sur le dos, nous avons supposé qu'il se produisait un écrasement uniforme des muscles et de la peau mais ceci n'est pas assuré. Par exemple, on a observé que le drap posé sur la table de l'appareil de résonance magnétique pouvait ne pas être uniformément étendu ce qui a parfois causé des plis dans la peau. De plus, chez un patient scoliotique, la déformation du dos dépend

de la sévérité de la courbure ce qui peut empêcher que la pression soit égale entre les deux côtés de la colonne. Malgré ces inconvénients, il n'aurait pas été bénéfique de mettre les patients sur le ventre parce qu'une telle position amplifierait l'artéfact de respiration.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Nous avons exploré une approche non-invasive pour mesurer les caractéristiques anatomiques du milieu conducteur séparant les électrodes EMG de surface des muscles du membre supérieur. Cette méthode procure des résultats préliminaires encourageants. Quant à l'épaisseur de la peau mesurée avec la résonance magnétique, elle a été trouvée plus grande pour le bras que pour l'avant-bras. L'épaisseur était tout à fait constante longitudinalement le long du membre mais a varié sensiblement une fois prise le long de la circonférence du bras ou de l'avant-bras. L'hypoderme était la couche de peau la plus responsable de cette variation. La peau était sensiblement plus épaisse pour des femmes que pour les hommes; pour les deux genres, une grande épaisseur de peau a eu pour conséquence de réduire les caractéristiques d'amplitude et de fréquence des signaux de la surface EMG. L'information anatomique sur les CSA des muscles et leur positionnement relatif sont propres à chaque sujet et peuvent faciliter le positionnement des électrodes extérieures et l'interprétation des signaux EMG recueillis en donnant une indication de la contribution de chaque muscle. En connaissant au préalable la position relative des muscles, une disposition optimale des électrodes peut être trouvée pour en améliorer la sensibilité et la spécificité de détection. Si une biopsie est requise ou si l'EMG devrait être fait de façon invasive avec des électrodes implantées, une connaissance de l'anatomie personnelle de la personne est un atout.

Nous avons trouvé qu'avec une séquence IRM appropriée et une bonne délimitation de la courbure scoliothique, l'analyse des muscles du dos basée sur l'IRM peut

être réalisée sans trop d'effort. On a trouvé que chez les scoliotiques, un plus grand volume de muscle pourrait se présenter non pas seulement à l'apex mais également au-dessous ou au-dessus et ceci tant du côté convexe que concave.

Chez les patients DMD, on a trouvé qu'un niveau élevé d'infiltration de gras mais semblable de part et d'autre de la colonne, compromet assurément la stabilité de la colonne mais il n'y a pas nécessairement présence de scoliose. Il semblerait que ce soit seulement en présence d'une différence dans le niveau d'infiltration que la colonne se mettrait à se courber. Détecter l'endroit où une telle asymétrie est présente pourrait renseigner sur la position probable d'une future scoliose. Une fois couplée aux données physiologiques (telles qu'obtenues à partir du signal d'EMG), une telle information anatomique peut fournir de nouvelles connaissances sur les mécanismes impliqués dans le développement de la scoliose neuromusculaire.

PERSPECTIVES

À long terme, il faut remplacer la segmentation manuelle par un procédé semi-automatique ou automatique. Il faut donc espérer que des algorithmes automatiques, applicables à la segmentation musculaire, puissent devenir disponibles. On peut aussi considérer l'utilisation de marqueurs qui pourraient faciliter la détection de l'épimysium afin de permettre de mieux visualiser les contours des muscles ce qui rendrait la tâche plus facile pour les programmes de segmentation automatique.

Chez les patients DMD, une étude préliminaire a été faite sur l'infiltration de gras le long de la colonne. Chez les scoliotiques, un croisement (infiltration grande du côté convexe sous l'apex puis grande du côté concave au-dessus de l'apex) au niveau de l'apex des courbures a été trouvé. De tels croisements ont été observés chez des DMD non scoliotiques, ce qui laisse à penser que les endroits où ce phénomène se développe pourrait indiquer une éventualité prochaine de scoliose. Une étude sur ce sujet devrait être réalisée car nous pensons qu'il est possible de prédire l'endroit où la colonne pourrait flamber.

L'analyse de routine des déformations scoliotiques ne devrait plus se limiter à la radiographie et l'EMG. Il serait bénéfique d'inclure l'IRM dans le protocole de base pour tirer profit des distributions personnalisées des masses musculaires encore saines de part et d'autre de la colonne. Étant donné que la zone d'intérêt est connue (l'apex ou L2), les temps d'acquisition pourraient être courts si on ne couvre que ces régions anatomiques.

Pour susciter l'intérêt des patients DMD à participer aux futures études, il faudrait que l'étude puisse comporter une retombée bénéfique soit immédiate ou à moyen terme pour leur santé. On pourrait par exemple penser à une étude sur la prédiction de la scoliose chez les DMD en vue de ralentir son avènement, ou l'étude d'un processus au niveau L2 visant à bloquer l'infiltration du gras chez des patients nouvellement diagnostiqués.

RÉFÉRENCES

- Aisen, A.M., Buda, A.J., Zotz, R.J., and Buckwalter, K.A. (1987) Visualization of myocardial infarction and subsequent coronary reperfusion with MRI using a dog model. *Magn Reson Imaging* **5**, 399-404.
- Akasaki, K., Mita, K., Watakabe, M., and Itoh, K. (2001) Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol* **84**, 19-25.
- Alexander, M.A. and Season, E.H. (1978) Idiopathic scoliosis: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil* **59**, 314-5.
- Alman, B.A., Raza, S.N., and Biggar, W.D. (2004) Steroid treatment and the development of scoliosis in males with duchenne muscular dystrophy. *J Bone Joint Surg Am* **86-A**, 519-24.
- Aubin, C.E., Descrimes, J.L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., and Labelle, H. (1995) [Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method]. *Ann Chir* **49**, 749-61.
- Avikainen, V.J., Rezasoltani, A., and Kauhanen, H.A. (1999) Asymmetry of paraspinal EMG-time characteristics in idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord* **12**, 61-7.
- Aziz, M.A., McKenzie, J.C., Wilson, J.S., Cowie, R.J., Ayeni, S.A., and Dunn, B.K. (2002) The human cadaver in the age of biomedical informatics. *Anat Rec* **269**, 20-32.
- Bagnall, K.M., Raso, V.J., Hill, D.L., Moreau, M., Mahood, J.K., Jiang, H., Russell, G., Bering, M., and Buzzell, G.R. (1996) Melatonin levels in idiopathic scoliosis. Diurnal and nocturnal serum melatonin levels in girls with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* **21**, 1974-8.
- Barra, V. and Boire, J.Y. (2002) Segmentation of fat and muscle from MR images of the thigh by a possibilistic clustering algorithm. *Comput Methods Programs Biomed* **68**, 185-93.
- Bassett, L.W., Gold, R.H., and Seeger, L.L. MRI atlas of the musculoskeletal system. M. Dunitz London , 415 pages. 1989.
- Becker, K., Robb, S.A., Hatton, Z., Yau, S.C., Abbs, S., and Roberts, R.G. (2003) Loss of a single amino acid from dystrophin resulting in Duchenne muscular dystrophy with retention of dystrophin protein. *Hum Mutat* **21**, 651.
- Biot, B. and Pendrix, D. (1982) Frequence de la scoliose lombaire an l'age adulte. *Ann Med Phys* **25**, 251-254.
- Bonilha, L., Kobayashi, E., Cendes, F., and Min Li, L. (2004) Protocol for volumetric

segmentation of medial temporal structures using high-resolution 3-D magnetic resonance imaging. *Hum Brain Mapp* **22**, 145-54.

Bottomley, P.A., Foster, T.H., Argersinger, R.E., and Pfeifer, L.M. (1984) A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med Phys* **11**, 425-48.

Burgkart, R., Glaser, C., Hyhlik-Durr, A., Englmeier, K.H., Reiser, M., and Eckstein, F. (2001) Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteoarthritis: accuracy, precision, and diagnostic value. *Arthritis Rheum* **44**, 2072-7.

Burwell, R.G. (2003) Aetiology of idiopathic scoliosis: current concepts. *Pediatr Rehabil* **6**, 137-70.

Bylund, P., Jansson, E., Dahlberg, E., and Eriksson, E. (1987) Muscle fiber types in thoracic erector spinae muscles. Fiber types in idiopathic and other forms of scoliosis. *Clin Orthop* 222-8.

Campbell, C. and Jacob, P. (2003) Deflazacort for the treatment of Duchenne Dystrophy: a systematic review. *BMC Neurol* **3**, 7.

Cardinal, E., Bureau, N.J., Aubin, B., and Chhem, R.K. (2001) Role of ultrasound in musculoskeletal infections. *Radiol Clin North Am* **39**, 191-201.

Cassar-Pullicino, V.N. and Eisenstein, S.M. (2002) Imaging in scoliosis: what, why and how? *Clin Radiol* **57**, 543-62.

Chabanova, E., Thomsen, H.S., Logager, V., Moller, J.M., Brage, K., Fogh, K., Bovin, J., and Elmig, J. (2004) Effect of new manganese contrast agent on tissue intensities in human volunteers: comparison of 0.23, 0.6 and 1.5 T MRI, a part of a phase I trial. *MAGMA* **17**, 28-35.

Chamberlain, C.C., Huda, W., Hojnowski, L.S., Perkins, A., and Scaramuzzino, A. (2000) Radiation doses to patients undergoing scoliosis radiography. *Br J Radiol* **73**, 847-53.

Chan, Y.L., Cheng, J.C., Guo, X., King, A.D., Griffith, J.F., and Metreweli, C. (1999) MRI evaluation of multifidus muscles in adolescent idiopathic scoliosis. *Pediatr Radiol* **29**, 360-3.

Cheng, J.C., Guo, X., Sher, A.H., Chan, Y.L., and Metreweli, C. (1999) Correlation between curve severity, somatosensory evoked potentials, and magnetic resonance imaging in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* **24**, 1679-84.

Cheung, J., Halbertsma, J.P., Veldhuizen, A.G., Sluiter, W.J., Maurits, N.M., Cool, J.C., and van Horn, J.R. (2005) A preliminary study on electromyographic analysis of the paraspinal musculature in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* **14**, 130-7.

Czeizel, A., Bellyei, A., Barta, O., Magda, T., and Molnar, L. (1978) Genetics of adolescent idiopathic scoliosis. *J Med Genet* **15**, 424-7.

Dahmane, R., Valen, i. V, Knez, N., and Er en, I. (2001) Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Med Biol Eng Comput* **39**, 51-5.

De la Barrera, E.J. and Milner, T.E. (1994) The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* **93**, 91-9.

Dickson, R.A., Lawton, J.O., Archer, I.A., and Butt, W.P. (1984) The pathogenesis of idiopathic scoliosis. Biplanar spinal asymmetry. *J Bone Joint Surg Br* **66**, 8-15.

Elliot, T.L., Downey, D.B., Tong, S., McLean, C.A., and Fenster, A. (1996) Accuracy of prostate volume measurements in vitro using three-dimensional ultrasound. *Acad Radiol* **3**, 401-6.

Entrekin, R.R., Porter, B.A., Sillesen, H.H., Wong, A.D., Cooperberg, P.L., and Fix, C.H. (2001) Real-time spatial compound imaging: application to breast, vascular, and musculoskeletal ultrasound. *Semin Ultrasound CT MR* **22**, 50-64.

Esformes, J.I., Narici, M.V., and Maganaris, C.N. (2002) Measurement of human muscle volume using ultrasonography. *Eur J Appl Physiol* **87**, 90-2.

Evetovich, T.K., Nauman, N.J., Conley, D.S., and Todd, J.B. (2003) Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *J Strength Cond Res* **17**, 484-8.

Fitzpatrick, T.B., Eisen, A.Z., Wolff, K., Freedberg I.M., and Austen K.F. *Dermatology in general medicine*. McGraw Hill Vol. I[4th Ed], 98-131. 1993.

Ford, D.M., Bagnall, K.M., McFadden, K.D., Greenhill, B.J., and Raso, V.J. (1984) Paraspinal muscle imbalance in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* **9**, 373-6.

Friden, J. and Lieber, R.L. (2001) Quantitative evaluation of the posterior deltoid to triceps tendon transfer based on muscle architectural properties. *J Hand Surg [Am]* **26**, 147-55.

Fukunaga, T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y., and Kanehisa, H. (2001) Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand* **172**, 249-55.

Gayet, L.E. (1999) [Surgical treatment of scoliosis due to Duchenne muscular dystrophy]. *Chirurgie* **124**, 423-31.

Gibbon, W.W., Cooper, J.R., and Radcliffe, G.S. (2000) Distribution of sonographically detected tendon abnormalities in patients with a clinical diagnosis of chronic achilles tendinosis. *J Clin Ultrasound* **28**, 61-6.

Gibson, D.A. and Wilkins, K.E. (1975) The management of spinal deformities in Duchenne muscular dystrophy. A new concept of spinal bracing. *Clin Orthop* 41-51.

Griffiths, R.D. and Edwards, R.H.T. (1988) A new chart for weight control in Duchenne muscular dystrophy. *Arch Dis Child* 63, 1256.

Hall-Craggs, M.A., Porter, J., Gatehouse, P.D., and Bydder, G.M. (2004) Ultrashort echo time (UTE) MRI of the spine in thalassaemia. *Br J Radiol* 77, 104-10.

Hanson, M. (2001) Something to smile about: 3D graphics are revolutionizing oral health care. *IEEE Comput Graph Appl.* 16, 14-20.

Hartigan-O'Connor, D. and Chamberlain, J.S. (1999) Progress toward gene therapy of Duchenne muscular dystrophy. *Semin Neurol* 19, 323-32.

Heers G., Jenkyn T., Dresner M.A., Klein M.O., Basford J.R., Kaufman K.R., Ehman R.L., and An K.N. Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18[6], 537-42. 2003.

Held, K., Rota Kops, E., Krause, B.J., Wells, W.M. 3rd, Kikinis, R., and Muller-Gartner, H.W. (1997) Markov random field segmentation of brain MR images. *IEEE Trans Med Imaging* 16, 878-86.

Hiller, L.B. and Wade, C.K. (1992) Upper extremity functional assessment scales in children with Duchenne muscular dystrophy: a comparison. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 527-34.

Hochberg, Z. (2002) Mechanisms of steroid impairment of growth. *Horm Res* 58 Suppl 1, 33-8.

Housh, D.J., Housh, T.J., Weir, J.P., Weir, L.L., Johnson, G.O., and Stout, J.R. (1995) Anthropometric estimation of thigh muscle cross-sectional area. *Med Sci Sports Exerc* 27, 784-91.

Hoyte, K., Jayasinha, V., Xia, B., and Martin, P.T. (2004) Transgenic overexpression of dystroglycan does not inhibit muscular dystrophy in mdx mice. *Am J Pathol* 164, 711-8.

Hu, S., Hoffman, E.A., and Reinhardt, J.M. (2001) Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric X-ray CT images. *IEEE Trans Med Imaging* 20, 490-8.

Huang, Y., Majumdar, S., Genant, H.K., Chan, W.P., Sharma, K.R., Yu, P., Mynhier, M., and Miller, R.G. (1994) Quantitative MR relaxometry study of muscle composition and function in Duchenne muscular dystrophy. *J Magn Reson Imaging* 4, 59-64.

Huynh, A.M. (2005) Modélisation biomécanique du processus de déformation du rachis musculo-squelettique d'adolescents atteints de D.M.D. These de doctorat, École Polytechnique de Montréal.

Huynh, A.M., Aubin, C.É., and Labelle, H. Simulation of progressive spinal deformities in DMD using a biomechanical model integrating muscles & vertebral growth modulation. *Clin Biomech*, submitted in 2005.

Iochum, S., Ludig, T., Walter, F., Fuchs, A., Henrot, P., and Blum, A. (2001) [Value of volume rendering in musculo-skeletal disorders]. *J Radiol* **82**, 221-30.

Jacq, J.-J. and Roux, C. Geodesic morphometry with applications to 3-D morpho-functional anatomy. *Proc IEEE Emer Med Imag Tech* 91[10], 1680-98. 2003.

Juul-Kristensen, B., Bojsen-Moller, F., Finsen, L., Eriksson, J., Johansson, G., Stahlberg, F., and Ekdahl, C. (2000) Muscle sizes and moment arms of rotator cuff muscles determined by magnetic resonance imaging. *Cells Tissues Organs* **167**, 214-22.

Kang, H.S., Kim, B.H., Ryu, J.W., Hong, S.H., Chung, H.W., Cho, S.Y., Kim, Y.H., Hwang, S.I., Jeong, D.K., and Shin, Y.G. (2000) The visible man: three-dimensional interactive musculoskeletal anatomic atlas of the lower extremity. *Radiographics* **20**, 279-86.

Kerr, J., Ratiu, P., and Sellberg, M. (1996) Volume rendering of visible human data for an anatomical virtual environment. *Stud Health Technol Inform* **29**, 352-70.

Kluger, R., Mayrhofer, R., Kroner, A., Pabinger, C., Partan, G., Hrubby, W., and Engel, A. (2003) Sonographic versus magnetic resonance arthrographic evaluation of full-thickness rotator cuff tears in millimeters. *J Shoulder Elbow Surg* **12**, 110-6.

Kragh JF Jr and Basamania CJ. Surgical repair of acute traumatic closed transection of the biceps brachii. *J Bone Joint Surg Am* 84[A(6)], :992-998. 2002.

Kuiken T.A., Lowery M.M., and Stoykov N.S. The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthet Orthot Int* 27[1], 48-54. 2003.

Laidlaw, D.H., Fleischer, K.W., and Barr, A.H. (1998) Partial-volume Bayesian classification of material mixtures in MR volume data using voxel histograms. *IEEE Trans Med Imaging* **17**, 74-86.

Lauder, R. and Muhl, Z.F. (1991) Estimation of tongue volume from magnetic resonance imaging. *Angle Orthod* **61**, 175-84.

Lavoie V. (2001) [Study of EMG spectrum with a muscular model]. University of Montreal, M. Sc. Thesis.

Lee, R.C., Wang, Z., Heo, M., Ross, R., Janssen, I., and Heymsfield, S.B. (2000) Total-body skeletal muscle mass: development and cross-validation of anthropometric prediction models. *Am J Clin Nutr* **72**, 796-803.

Lieber, R.L., Fazeli, B.M., and Botte, M.J. (1990) Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *J Hand Surg [Am]* **15**, 244-50.

Lieber, R.L., Jacobson, M.D., Fazeli, B.M., Abrams, R.A., and Botte, M.J. (1992) Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer. *J Hand Surg [Am]* **17**, 787-98.

Lin, D.C., Nazarian, L.N., O'Kane, P.L., McShane, J.M., Parker, L., and Merritt, C.R. Advantages of real-time spatial compound sonography of the musculoskeletal system versus conventional sonography. *AJR Am J Roentgenol* **179**[6], 1629-31. 2002.

Lorenson, W.E. and Cline, H.E. (1987) Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics* **21**, 163-169.

Lund, H., Christensen, L., Savnik, A., Boesen, J., Danneskiold-Samsøe, B., and Bliddal, H. (2002) Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on MR imaging. *Eur Radiol* **12**, 2982-7.

Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Boesen, J., Johannsen, F., and Kjaer, M. (1997) Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports* **7**, 195-202.

Mamaghani, N.K., Shimomura, Y., Iwanaga, K., and Katsuura, T. (2002) Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* **21**, 29-43.

Maurice, R.L. and Bertrand, M. Lagrangian speckle model and tissue-motion estimation--theory. *IEEE Trans Med Imaging* **18**[7:], 593-603. 1999.

Maurits, N.M., Bollen, A.E., Windhausen, A., De Jager, A.E., and Van Der Hoeven, J.H. (2003) Muscle ultrasound analysis: normal values and differentiation between myopathies and neuropathies. *Ultrasound Med Biol* **29**, 215-25.

McDonald, D.G., Kinali, M., Gallagher, A.C., Mercuri, E., Muntoni, F., Roper, H., Jardine, P., Jones, D.H., and Pike, M.G. (2002) Fracture prevalence in Duchenne muscular dystrophy. *Dev Med Child Neurol* **44**, 695-8.

McVeigh E. (1996) Magnetic resonance imaging: A primer for engineers. Lecture 1. Pp. 54 pages. Magnetic resonance in medicine.

Mink, J.H. and Deutsch, A.L. MRI of the Musculoskeletal System, A Teaching File. 1990. Raven Press, New York, 85116.

Mirlesse, V., Cruz, A., Le Bidois, J., Diallo, P., Fermont, L., Kieffer, F., Magny, J.F., Jacquemard, F., Levy, R., Voyer, M., and Daffos, F. (2001) Perinatal management of fetal cardiac anomalies in a specialized obstetric-pediatrics center. *Am J Perinatol* **18**, 363-71.

Miyatani, M., Kanehisa, H., Ito, M., Kawakami, Y., and Fukunaga, T. (2003) The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in

different muscle groups. *Eur J Appl Physiol*.

Miyatani, M., Kanehisa, H., Kuno, S., Nishijima, T., and Fukunaga, T. (2002) Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. *Eur J Appl Physiol* **86**, 203-8.

Munshi M., Pretterklieber M.L., Kwak S., Antonio G.E., Trudell D.J., and Resnick D. MR imaging, MR arthrography, and specimen correlation of the posterolateral corner of the knee: an anatomic study. *AJR Am J Roentgenol* **180**[4], 1095-101 . 2003.

Murray, W.M., Buchanan, T.S., and Delp, S.L. (2000) The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *J Biomech* **33**, 943-52.

Narici, M. (1999) Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol* **9**, 97-103.

Netter, F.H. Musculoskeletal system, part 1. Ciba Collection 8. 1987.

Nordander C., Willner J., Hansson G.A., Larsson B., Unge J., Granquist L., and Skerfving S. Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *Eur J Appl Physiol* **89**[6], 514-9 . . 2003.

Nygren, A.T., Greitz, D., and Kaijser, L. (2000) Changes in cross-sectional area in human exercising and non-exercising skeletal muscles. *Eur J Appl Physiol* **81**, 210-3.

Odermatt, D., Mathieu, P.A., Beausejour, M., Labelle, H., and Aubin, C.E. (2003) Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. *J Orthop Res* **21**, 931-6.

Orvos, H., Wayda, K., Kozinszky, Z., Katona, M., Pal, A., and Szabo, J. (2002) Increased nuchal translucency and congenital heart defects in euploid fetuses. The Szeged experience. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* **101**, 124-8.

Pedemonte, M., Sandri, C., Schiaffino, S., and Minetti, C. (1999) Early decrease of Iix myosin heavy chain transcripts in Duchenne muscular dystrophy. *Biochem Biophys Res Commun* **255**, 466-9.

Peh, W.C., Chan, J.H., Shek, T.W., and Wong, J.W. (1999) The effect of using shorter echo times in MR imaging of knee menisci: a study using a porcine model. *AJR Am J Roentgenol* **172**, 485-8.

Peltonen, J.E., Taimela, S., Erkintalo, M., Salminen, J.J., Oksanen, A., and Kujala, U.M. (1998) 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* **77**, 66-71.

Perennou, D., Marcelli, C., Herisson, C., and Simon, L. (1994) Adult lumbar scoliosis. Epidemiologic aspects in a low-back pain population. *Spine* **19**, 123-8.

Pichiecchio, A., Uggetti, C., Egitto, M.G., Berardinelli, A., Orcesi, S., Gorni, K.O., Zanardi, C., and Tagliabue, A. (2002) Quantitative MR evaluation of body composition in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Eur Radiol* **12**, 2704-9.

Ranson, C.A., Burnett, A.F., Kerslake, R., Batt, M.E., and O'sullivan, P.B. (2005) An investigation into the use of MR imaging to determine the functional cross sectional area of lumbar paraspinal muscles. *Eur Spine J.* online first

Redla, S., Sikdar, T., and Saifuddin, A. (2001) Magnetic resonance imaging of scoliosis. *Clin Radiol* **56**, 360-71.

Riek, S., Carson, R.G., and Wright, A. (2000) A new technique for the selective recording of extensor carpi radialis longus and brevis EMG. *J Electromyogr Kinesiol* **10**, 249-53.

Robb, R.A. (1999) 3-D visualization in biomedical applications. *Annu Rev Biomed Eng* **1**, 377-99.

Robitaille, Y., Villavicencio-Pereda, C., and Gurr, J. (1984) Adolescent idiopathic scoliosis: epidemiology and treatment outcome in a large cohort of children six years after screening. *Int J Epidemiol* **13**, 319-23.

Ross, J.S., Delamarter, R., Hueftle, M.G., Masaryk, T.J., Aikawa, M., Carter, J., VanDyke, C., and Modic, M.T. (1989) Gadolinium-DTPA-enhanced MR imaging of the postoperative lumbar spine: time course and mechanism of enhancement. *AJR Am J Roentgenol* **152**, 825-34.

Ross, R. (1996) Magnetic resonance imaging provides new insights into the characterization of adipose and lean tissue distribution. *Can J Physiol Pharmacol* **74**, 778-85.

Sahgal, V., Shah, A., Flanagan, N., Schaffer, M., Kane, W., Subramani, V., and Singh, H. (1983) Morphologic and morphometric studies of muscle in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* **54**, 242-51.

Saka, K. (1987) [Biomechanical analysis of scoliosis and back muscles using CT evaluation and the finite element method]. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* **61**, 299-310.

Salinari, S., Bertuzzi, A., Mingrone, G., Capristo, E., Pietrobelli, A., Campioni, P., Greco, A.V., and Heymsfield, S.B. (2002) New bioimpedance model accurately predicts lower limb muscle volume: validation by magnetic resonance imaging. *Am J Physiol Endocrinol Metab* **282**, E960-6.

Schenck, J.F., Hart, H.R. Jr, Foster, T.H., Edelstein, W.A., Bottomley, P.A., Redington, R.W., Hardy, C.J., Zimmerman, R.A., and Bilaniuk, L.T. (1985) Improved MR imaging of the orbit at 1.5 T with surface coils. *AJR Am J Roentgenol* **144**, 1033-6.

Seltzer, S.E. and Wang, A.M. (1987) Modern imaging of the masseter muscle: normal

anatomy and pathosis on CT and MRI. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **63**, 622-9.

Shimada, Y. (1989) [A study of trunk muscle in idiopathic scoliosis]. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* **63**, 33-44.

Shimizu, J., Matsumura, K., Kawai, M., Kunimoto, M., and Nakano, I. (1991) [X-ray CT of Duchenne muscular dystrophy skeletal muscles--chronological study for five years]. *Rinsho Shinkeigaku* **31**, 953-9.

Skuk, D., Roy, B., Goulet, M., Chapdelaine, P., Bouchard, J.-P., Roy, R., Dugre, F.J., Lachance, J.-G., Deschenes, L., Senay, H., Sylvain, M., and Tremblay, J.P. (2004) Dystrophin expression in myofibers of Duchenne muscular dystrophy patients following intramuscular injections of normal myogenic cells. *Mol Ther* **9**, 475-482.

Smith, R.A., Sibert, J.R., and Harper, P.S. (1990) Early development of boys with Duchenne muscular dystrophy. *Dev Med Child Neurol* **32**, 519-27.

Soler, L., Delingette, H., Malandain, G., Montagnat, J., Ayache, N., Koehl, C., Dourthe, O., Malassagne, B., Smith, M., Mutter, D., and Marescaux, J. (2001) Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery. *Comput Aided Surg* **6**, 131-42.

Stehbens, W.E. (2003) Pathogenesis of idiopathic scoliosis revisited. *Exp Mol Pathol* **74**, 49-60.

Stern, L. (1988) New techniques in diagnosis, assessment of progression and research in muscular dystrophy. *Aust Paediatr J* **24 Suppl 1**, 34-6.

Stern, L.M. and Clark, B.E. (1988) Investigation of scoliosis in Duchenne dystrophy using computerized tomography. *Muscle Nerve* **11**, 775-83.

Stokking, R., Vincken, K.L., and Viergever, M.A. (2000) Automatic morphology-based brain segmentation (MBRASE) from MRI-T1 data. *Neuroimage* **12**, 726-38.

Suri, J.S. (2001) Two-dimensional fast magnetic resonance brain segmentation. *IEEE Eng Med Biol Mag* **20**, 84-95.

Suzuki, S., Kasahara, Y., Yamamoto, S., Seto, Y., Furukawa, K., and Nishino, Y. (1993) Three-dimensional spinal deformity in scoliosis associated with cerebral palsy and with progressive muscular dystrophy. *Spine* **18**, 2290-4.

Tempany, C.M. and McNeil, B.J. (2001) Advances in biomedical imaging. *JAMA* **285**, 562-7.

Thouin, J.F. (2005) Activité EMG des muscles du dos chez des patients dystrophiques. Mémoire de Maîtrise, Université de Montréal.

Thouin, J.F., Mathieu, P.A., Ciolofan, O.C., Joncas, J., and Aubin, C.E. (2004) EMG of

back muscles in Duchenne Muscular Dystrophy patients. In *International Research Society of Spinal Deformities, Symposium 2004.*, Vancouver, BC, Canada, 293-6.

Tian, S., Nishida, Y., Isberg, B., and Lennerstrand, G. (2000) MRI measurements of normal extraocular muscles and other orbital structures. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* **238**, 393-404.

Tingart, M.J., Apreleva, M., Lehtinen, J.T., Capell, B., Palmer, W.E., and Warner, J.J. (2003) Magnetic resonance imaging in quantitative analysis of rotator cuff muscle volume. *Clin Orthop* 104-10.

Tothill, P. and Stewart, A.D. (2002) Estimation of thigh muscle and adipose tissue volume using magnetic resonance imaging and anthropometry. *J Sports Sci* **20**, 563-76.

Tracy, B.L., Ivey, F.M., Jeffrey Metter, E., Fleg, J.L., Siegel, E.L., and Hurley, B.F. (2003) A more efficient magnetic resonance imaging-based strategy for measuring quadriceps muscle volume. *Med Sci Sports Exerc* **35**, 425-33.

Voisin, V. and de la Porte, S. (2004) Therapeutic strategies for Duchenne and Becker dystrophies. *Int Rev Cytol* **240**, 1-30.

Volkman N. A novel three-dimensional variant of the watershed transform for segmentation of electron density maps. *J Struct Biol* 138[1-2], 123-129. 2002.

Wang, J.F., Forst, J., Schroder, S., and Schroder, J.M. (1999) Correlation of muscle fiber type measurements with clinical and molecular genetic data in Duchenne muscular dystrophy. *Neuromuscul Disord* **9**, 150-8.

Wood, S. (1996) Magnetic resonance imaging investigation of trunk muscle asymmetry in adolescent idiopathic scoliosis. M. Sc, Thesis, Queen's University, Kingston, On.

Yamashita, T., Kanaya, K., Kawaguchi, S., Murakami, T., and Yokogushi, K. (2001) Prediction of progression of spinal deformity in Duchenne muscular dystrophy: a preliminary report. *Spine* **26**, E223-6.

Yilmaz, O., Karaduman, A., and Topaloglu, H. (2004) Prednisolone therapy in Duchenne muscular dystrophy prolongs ambulation and prevents scoliosis. *Eur J Neurol* **11**, 541-4.

Zhu F-P, Tian J., Luo X-P , and Ge X-F . Medical image series segmentation using watershed transform and active contour model. *IEEE Proc First Internat Conf Mach Learn Cyber* , 865-870. 2002.

Zoabli, G. and Mathieu, P.A. (2002) Étude de l'anatomie musculaire du membre supérieur à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique. (Edited by Grant, A.M., Fortin, J.P., and Mathieu, L.) Pp. 359-368. Actes des 9es journées francophones d'informatique médicale, SOQIBS, Québec.

Zoabli, G., Mathieu , P.A., Aubin, C.E., Tinlot, A., Beauséjour, M., Feipel, V., and

Malanda, A. (2001a) Assessment of manual segmentation of magnetic resonance images of skeletal muscles. *IEEE Eng Med Biol Conf. Proceedings of the 23rd Annual International Conference, Istanbul* **3**, 2685-2687.

Zoabli, G., Mathieu, P.A., and Malanda, A. (2001b) Muscular biometry with magnetic resonance imaging. *IEEE Eng Med Biol Conf. Proceedings of the 23rd Annual International Conference, Istanbul* **3**, 2338-2339.

Zoabli G., Mathieu P.A., Mallouche H., and Bertrand M. (2000) Epaisseur de la peau au niveau du membre supérieur, Proc. 26th *Canadian Medical and Biological Engineering Society*, Halifax, NS, oct., 28-9.

Zwarts, M.J., Drost, G., and Stegeman, D.F. (2000) Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. *J Electromyogr Kinesiol* **10**, 287-91.

Le 09 novembre, 2004

M. Pierre A. Mathieu
 Institut de génie biomédical
 C.P. 6128, succ. Centre-ville
 Montréal Québec H3C 3J7



**CENTRE
 DE RECHERCHE
 DE L'HÔPITAL
 SAINTE-JUSTINE**
*Le centre hospitalier
 universitaire mère-enfant*

Pour l'amour des enfants

OBJET: Titre du projet:

Étude des déformations musculo-squelettiques chez les patients atteints de la dystrophie musculaire de Duchenne (DMD) / Study of Musculoskeletal Deformations in Duchenne Muscular Dystrophy Patients

Responsables du projet: Pierre A. Mathieu Ph. D., et Carl-Éric Aubin, Ph.D.

Cher Docteur,

Tel que le requiert le règlement établi par le Centre de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine, concernant la soumission d'un projet de recherche pour approbation, à titre de directeur, j'ai pris connaissance et approuvé votre projet de recherche mentionné en objet.

Par ailleurs, nous vous prions de faire parvenir, par écrit, au comité d'éthique de la recherche, les renseignements suivants:

1. L'avertir si le projet n'est pas initié pour quelque raison que ce soit.
2. L'avertir également si le projet n'a pas reçu le financement budgété.
3. L'informer des publications ou des retombées du projet.

De plus, dans un an, nous vous relancerons au sujet de l'état d'avancement du projet.

Recevez nos meilleures salutations,


 Emile-Lévy, M.D., Ph.D.
 Directeur du Centre de recherche

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS
UNE THÈSE DE DOCTORAT

1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiant : Gnahoua Zoabli

Titre du programme : PhD Génie Biomédical

2. Description de l'article

Auteurs : Gnahoua Zoabli, Pierre A. Mathieu

Titre : Upper limb muscle morphometry from magnetic resonance imaging

Soumis pour publication dans : IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation

Engineering le 10 novembre 2003

3. Déclaration de tous les autres coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Gnahoua Zoabli inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Imagerie des muscles du membre supérieur et du dos ».


(Coauteur)

(Signature)

23 déc. 05
(Date)

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS
UNE THÈSE DE DOCTORAT

1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiant : Gnahoua Zoabli

Titre du programme : PhD Génie Biomédical

2. Description de l'article

Auteurs : Gnahoua Zoabli, Pierre A. Mathieu, Carl-Éric Aubin

Titre : Back Muscles Biometry in Adolescent Idiopathic Scoliosis

Soumis pour publication dans : The Spine Journal le 13 décembre 2005

3. Déclaration de tous les autres coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Gnahoua Zoabli inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Imagerie des muscles du membre supérieur et du dos ».



(Coauteur) (Signature) 23 déc 05 (Date)



(Coauteur) (Signature) 23-12-05 (Date)

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS
UNE THÈSE DE DOCTORAT

1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiant : Gnahoua Zoabli

Titre du programme : PhD Génie Biomédical

2. Description de l'article


Auteurs : Gnahoua Zoabli, Pierre A. Mathieu, Carl-Éric Aubin

Titre : Magnetic resonance imaging of the erector spinae muscles of Duchenne muscular dystrophy patients

Soumis pour publication dans : Journal of Spinal Disorders & Techniques le 30 décembre 2005

3. Déclaration de tous les autres coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Gnahoua Zoabli inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Imagerie des muscles du membre supérieur et du dos ».



(Coauteur)

(Signature)

23 dec. 05

(Date)



(Coauteur)

(Signature)

23-12-05

(Date)

ANNEXE 1 – Article publié comme chapitre de livre (Zoabli and Mathieu, 2002)

A1.1 : Étude de l'anatomie musculaire du membre supérieur à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique

Étude de l'anatomie musculaire du membre supérieur à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique

Gnahoua Zoabli et Pierre A. Mathieu

Institut de génie biomédical (dépt. de Physiologie), Université de Montréal, Montréal, Canada

Abstract

Muscular activity is generally studied with electromyograms (EMG) i.e. electrical signals that propagate from the muscle to the recording electrodes usually placed on the skin surface. EMG amplitude is attenuated according to the distance separating the electrodes from the activity zone and its frequency content is low-pass filtered by the volume conductor in that space. To facilitate the EMG interpretation, anatomical information was obtained from magnetic resonance images (MRI) of six healthy subjects. Skin and fat thickness was measured and dimensions of some of their arm and forearm muscles calculated. Amplitude and power density spectrum of surface EMG show a dependency with skin and fat thickness. With voxels of 1.4 x 1.4 x 1.5 mm, muscles length obtained are similar to those reported in the literature but volumes and weights are overestimated for small muscles. With MRI sequences offering better contrast and smaller voxels, results will be improved.

Keywords: Biometry; Musculoskeletal; Magnetic Resonance Imaging; Segmentation.

Résumé

On étudie généralement l'activité musculaire à l'aide de l'électromyogramme (EMG) i.e. le signal électrique qui se propage du muscle jusqu'aux électrodes d'enregistrement habituellement placées sur la peau. L'amplitude de ce signal est d'autant plus atténuée que la distance séparant la zone musculaire en activité des électrodes est grande. Dans cet espace, le volume conducteur agit comme un filtre passe-bas sur le contenu fréquentiel du signal. Pour faciliter l'interprétation du signal EMG, des informations anatomiques ont été obtenues à partir d'images de résonance magnétique de six sujets sains. L'épaisseur de la peau et celle du gras sous-cutané ont été mesurées et les dimensions de certains muscles du bras et de l'avant-bras ont été obtenues. Avec des voxels mesurant 1,4 x 1,4 x 1,5 mm, la longueur des muscles obtenue est similaire à celle rapportée dans la littérature mais le poids et volume de petits muscles sont surestimés. Pour améliorer ces résultats, un meilleur contraste et de plus petits voxels sont requis.

1. Introduction

Parmi les divers systèmes physiologiques humains, le système musculo-squelettique est celui dont les effets dans chacun de nos mouvements sont faciles à observer. Pour en étudier le fonctionnement tant normal que pathologique, on dispose de diverses approches tel que l'enregistrement de surface de l'électromyogramme (EMG). Pour ce faire, des électrodes sont placées sur la peau au-dessus du muscle sous étude et reliées à un système d'amplification. Lorsque le muscle se contracte, un signal électrique l'EMG, est généré au niveau des fibres musculaires et capté par les électrodes. À mesure que le niveau de contraction augmente, un nombre plus grand de fibres musculaires sont mises en activité rendant l'amplitude du signal EMG plus grand et plus complexe. Plusieurs muscles peuvent être mis en activité en même temps et leur activité captée par les électrodes d'enregistrement.

L'analyse de l'EMG sert principalement à des fins de diagnostic. Par exemple, chez des personnes ayant souffert d'un traumatisme crânien, certaines commandes venant des aires motrices du cerveau ne peuvent plus atteindre la périphérie pour déclencher la contraction des fibres musculaires. Il en résulte que le signal de surface est perturbé comparativement à une situation normale. Parfois, ce sont des atteintes aux neurones moteurs commandant les contractions ou des altérations aux fibres musculaires elles-mêmes qui font que la contraction volontaire d'un muscle ne peut plus s'effectuer normalement. Pour distinguer entre ces deux situations, il est plus approprié d'utiliser une fine électrode qu'on implante dans le muscle sous étude afin de recueillir l'activité électrique au voisinage de quelques fibres musculaires. Le signal EMG peut aussi servir à des fins de contrôle. Ainsi, suite à une amputation de la main, une prothèse abritant un petit moteur électrique et une pile peut être activée par la contraction volontaire d'un muscle généralement localisé au-dessus de l'amputation.

Avec les électrodes implantées, des précautions doivent être prises par l'expérimentateur pour que leur trajectoire ne rencontre ni artère, ni veine, ni nerf; la procédure est aussi stressante pour le sujet. Comme la zone de captation de ces électrodes est restreinte, le signal obtenu représente l'activité d'une zone localisée du muscle. À l'opposé, l'enregistrement de surface est facile à réaliser et facilement acceptable pour les sujets. Avec des électrodes dont le diamètre varie entre quatre et dix millimètres, le signal représente toutefois l'activité d'une assez grande zone et le signal traverse un volume conducteur, constitué en partie de la peau et d'une couche de gras, qui s'interpose entre les muscles en activité et les électrodes à la surface de la peau. Le milieu conducteur modifie les caractéristiques du signal enregistré en surface mais il est difficile d'en connaître les caractéristiques électriques. Lorsqu'on enregistre simultanément à plusieurs endroits, des différences d'amplitudes entre les signaux peuvent être observées mais il n'est pas facile d'en préciser la cause. Dans ces circonstances, une meilleure interprétation du signal EMG serait possible si la dimension des structures anatomiques et leur position relative sous les électrodes étaient connues. Les connaissances anatomiques proviennent habituellement de la dissection de cadavres. Au niveau musculaire, cette approche permet entre autre d'obtenir la longueur des fibres, leur angle de pennation, le volume et la masse des muscles [1,2,3,4]. C'est aussi à partir de dissection que les atlas d'anatomie et autres ouvrages similaires étaient constitués dans le passé. Puisqu'il s'agit d'une illustration établie à partir soit d'un individu ou de l'étude de plusieurs cadavres, les informations disponibles peuvent manquer de précision pour un sujet donné. Toutefois,

avec les techniques modernes d'imagerie, une identification de plusieurs structures anatomiques peut être obtenue individuellement chez des sujets vivants. Pour le muscle squelettique qui est un tissu mou, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité de choix. En effet, la diversité des propriétés du signal tels que la densité protonique, le temps de relaxation, le flux permet d'obtenir le meilleur contraste possible entre les structures. Avec la tomodensitométrie et l'ultrasonographie où seule la densité des tissus ou la réflexion du son par ces tissus est impliquée, le contraste est moindre [5]. L'IRM étant non-invasive et non-ionisante, un usage répété chez un même sujet est plus sécuritaire que certaines autres modalités d'imagerie.

Dans le but de faciliter l'interprétation du signal EMG de surface et aussi d'étudier le potentiel diagnostique de la biométrie musculaire, on a choisi la segmentation d'IRM à l'aide d'outils informatiques. On s'intéresse à l'épaisseur de la peau et de la couche de gras sous-cutané car ces facteurs influencent les caractéristiques du signal EMG [6,7]. Quant aux muscles, on cherche à établir leur longueur, leur surface, leur volume, leur forme ainsi qu'à connaître leur position relative les uns par rapport aux autres. Les résultats présentés ici ont été obtenus chez le membre supérieur droit de sujets normaux mais la musculature du membre inférieur et du tronc pourrait aussi être étudiée avec la même approche.

2. Matériel et méthodes

2.1 Sujets et acquisition des images

Six sujets sains ont participé à notre étude. Pour reproduire les conditions utilisées avec ces mêmes sujets lors d'une séance d'acquisition de signaux EMG de surface, un angle de 140° était maintenu entre le bras et l'avant-bras et un poids placé dans la main servait à provoquer une contraction du bras d'environ 10% du maximum lors de l'acquisition des images. Ces dernières ont été acquises dans le plan sagittal et une séquence d'écho de gradient 3D a été utilisée. Soixante-dix images (voxels de $1.4 \times 1.4 \times 1.5$ mm) ont été obtenues au niveau du bras ainsi qu'au niveau de l'avant-bras (Fig.1A). Des images de faible qualité ont été obtenues au niveau de l'avant-bras de deux sujets possiblement à cause d'une mauvaise disposition de l'antenne. Le protocole expérimental avait été approuvé par un comité d'éthique et un formulaire de consentement a été signé par chaque sujet.

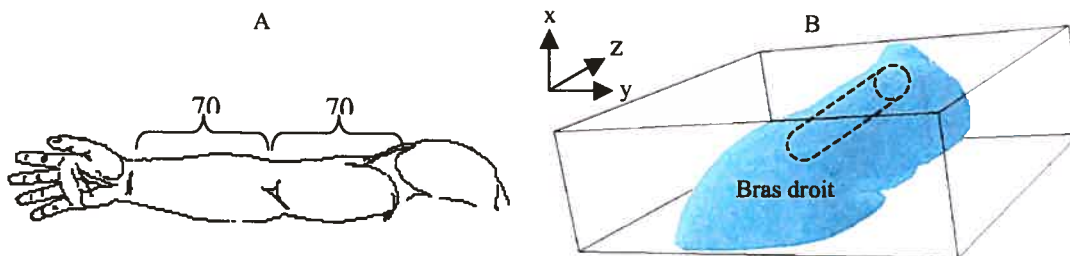


Figure 1. A: 70 images ont été acquises de chaque côté du coude. B: représentation 3D d'un bras droit. Pour obtenir la meilleure résolution sur les images, l'acquisition était faite dans le plan sagittal (y-z) tandis que les mesures ont été faites selon le plan axial (x-y). Le cylindre en tiretés illustre de façon simplifiée l'orientation d'un muscle par rapport au plan d'acquisition.

2.2 Segmentation des images

La segmentation d'IRM serait facilitée si les gradients et le champ magnétique pouvaient être homogènes [8], si les structures anatomiques sous études ne formaient pas de volumes partiels et si les frontières entre les structures étaient suffisamment contrastées. Lorsque ces conditions ne peuvent être rencontrées, une valeur numérique spécifique ne peut être associée à un tissu donné. Alors que le premier facteur peut être compensé en réduisant la non-uniformité des intensités dans les images, la dissociation des volumes partiels par dilatation et érosion par exemple, ne peut se faire que lorsque le contraste entre les structures permet de minimiser les chevauchements. C'est ainsi qu'en neurologie par exemple, il est possible de réduire, voire supprimer, l'interaction humaine lors de certaines segmentations [9]. Il en est de même pour le foie où une segmentation automatique peut servir pour une analyse anatomique et fonctionnelle [10]. Au niveau musculaire par contre, la couche enveloppant chaque muscle est très mince et n'offre pas un contraste élevé avec les séquences IRM actuellement utilisées. S'il est possible d'automatiser la segmentation de toute une masse musculaire d'un membre, on ne peut, par contre, identifier les frontières entre les différents muscles sans supervision humaine. C'est pourquoi nous avons opté pour une segmentation interactive (manuelle) même si le logiciel que nous avons utilisé (www.tomovision.com) est dédié à l'imagerie médicale et qu'il offre divers outils de segmentation automatique [11]. Considérant que l'opérateur ne serait pas expert en anatomie humaine, la délimitation des structures a été successivement faite dans le plan axial, sagittal et coronal (segmentation 3D) pour minimiser ses erreurs [12].

2.3 Approximation cylindrique et biométrie

Au niveau du membre supérieur, les muscles ont un aspect fusiforme et sont généralement rattachés au squelette par des tendons coniques. Avec des tranches de faible épaisseur (i.e. < 4 mm), la forme d'un muscle a été assimilée à celle obtenue par la superposition d'une série de cylindres de diamètre variable mais d'épaisseur fixe. Pour une tranche donnée, la surface du cylindre est égale à celle mesurée sur l'image segmentée et l'épaisseur est celle des tranches d'acquisition. La longueur d'un muscle est obtenue en multipliant l'épaisseur des tranches par le nombre de tranches axiales où le muscle est présent. Le volume est calculé à partir du volume de chaque cylindre.

3. Résultats

3.1 Muscles du membre supérieur

On présente au Tableau 1 quelques données concernant les sujets qui ont été classés selon leur indice de masse corporelle ($IMC = \text{masse}(\text{kg}) / \text{taille}(\text{m})^2$). Alors que la circonférence maximale du bras et de l'avant-bras ont été mesurés en laboratoire, l'épaisseur de la peau et du gras (moyenne sur 8 mesures) de même que la longueur du radius et de l'humérus ont été obtenues à partir des IRM. Chez les hommes, l'épaisseur de la peau et du gras est la plus faible chez le sujet #2 et plus grande chez le sujet #5. Chez les femmes, l'écart d'épaisseur (4.0 mm) est moins grand que chez les hommes (6.6 mm).

Tableau 1: Informations sur les sujets qui sont classés selon leur indice de masse corporelle.

Sujet	Sexe	Âge	Taille (m)	Poids (kg)	IMC (kg/m ²)	Circonférence (cm)		Longueur (cm)		Épaisseur moyenne peau (mm) [13]		
						avant-bras	bras	radius	humerus	avant-bras	bras	bras + avant-bras
1	F	24	1.7	55.0	20.2	23.5	27.0	24.0	29.0	8.1	14.8	11.5
2	M	29	1.8	66.8	20.6	24.0	26.0	24.8	34.2	4.3	8.8	6.5
3	F	23	1.7	58.0	20.8	20.5	24.8	22.4	29.4	9.9	19.7	14.8
4	F	33	1.7	61.4	21.2	24.8	29.0	23.6	28.1	8.2	13.4	10.8
5	M	41	1.7	70.0	23.1	24.0	30.0	24.5	30.8	9.0	17.2	13.1
6	M	33	1.8	84.0	24.8	30.5	35.5	25.6	32.5	7.1	10.7	8.9

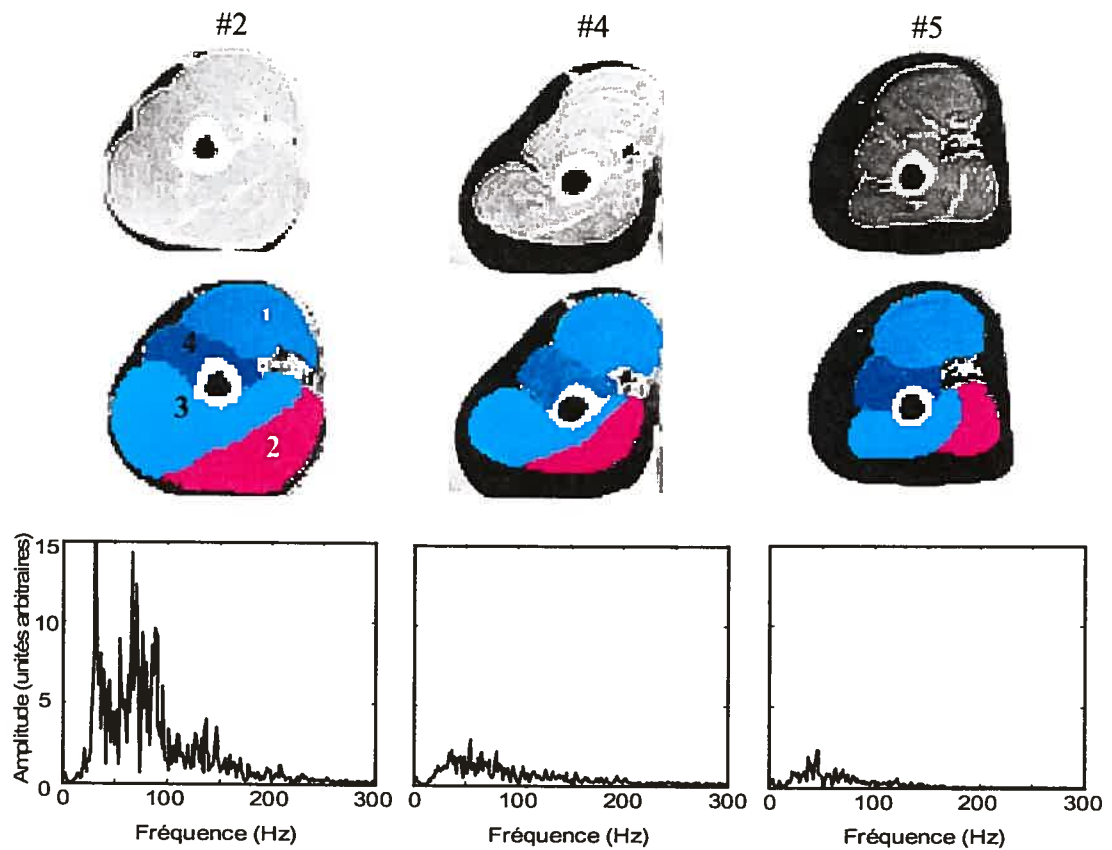


Figure 2. Rangée du haut: coupes transverses au niveau du bras des sujets #2, #4 et #5, ayant des épaisseurs de peau et de gras différentes (images originales). Rangée du milieu: images segmentées. 1: biceps brachial; 2: triceps brachial longue tête; 3: triceps brachial tête courte et latérale; 4: muscle long supinateur. Rangée du bas: spectre de puissance du signal EMG capté au-dessus du biceps lors d'une contraction isométrique et isotonique à 50% du niveau de contraction maximale de chaque sujet (voir texte).

Des coupes transverses obtenues au niveau du bras de deux hommes et d'une femme sont présentées à la Figure 2. Les images originales sont présentées dans la rangée du haut et les images segmentées dans celle du milieu. On note facilement qu'alors que l'épaisseur de la peau et du gras est très faible pour le sujet #2 (un homme), elle est plus importante chez le sujet #4 (une femme) et encore plus importante chez le sujet #5 (un homme). L'influence de l'épaisseur de cette couche sur le signal EMG de surface est illustrée à l'aide des spectres de puissance du signal (rangée du bas). On note une réduction de la puissance du signal et une diminution du contenu spectral d'autant plus importantes que l'épaisseur de la peau et du gras est plus grande.

3.2 Biométrie musculaire

On présente au Tableau 2 les mesures obtenues sur trois muscles du bras et trois de l'avant-bras. On note que la longueur des muscles présente relativement peu de différence entre les sujets alors que l'estimation des surfaces et volumes varie de façon plus appréciable d'un sujet à l'autre. Ces variations apparaissent toutefois comme étant inversement proportionnelles à l'épaisseur de la peau et du gras. Ces mesures ont été comparées à celles obtenues par dissection chez des cadavres [2,3,4].

Tableau 2: Biométrie des muscles du bras (à gauche) et de l'avant-bras (à droite). La masse a été obtenue en considérant une densité moyenne de 1.056 g/cm^3 [14].

BRAS					AVANT-BRAS			
Sujet	Biceps brachial				Pronator quadratus			
	Longueur (cm)	Surface (cm ²)	Volume (cm ³)	Masse (g)	Longueur (cm)	Surface (cm ²)	Volume (cm ³)	Masse (g)
1	21.1	575.8	162.4	171.5	ND			
2	22.9	738.4	208.3	220.0	3.1	23.0	6.5	6.9
3	22.6	1224.1	345.3	364.6	ND			
4	21.7	581.0	163.9	173.1	2.5	16.5	4.7	4.9
5	21.1	614.0	173.2	182.9	2.5	17.9	5.0	5.3
6	22.6	1215.7	342.9	362.1	4.5	44.8	12.7	13.4
Moyenne	22.0	824.8	232.7	245.7	3.2	25.6	7.2	7.6
Écart-type	0.8	311.6	87.9	92.8	0.9	13.2	3.7	3.9
Triceps brachial longue tête					Fléchisseur commun profond			
1	23.1	569.8	160.7	169.7	ND			
2	25.7	1040.1	293.4	309.9	23.9	326.9	92.2	97.4
3	21.1	490.5	138.4	146.1	ND			
4	21.5	671.1	189.3	199.9	19.1	244.5	69.0	72.8
5	23.1	602.0	169.8	179.3	22.2	329.8	93.0	98.3
6	25.3	1343.2	378.9	400.1	18.8	566.1	159.7	168.6
Moyenne	23.3	786.1	221.8	234.2	21.0	366.8	103.5	109.3
Écart-type	1.9	333.5	94.1	99.4	2.5	138.6	39.1	41.3
Triceps brachial tête courte et latérale					Muscle court supinateur			
1	22.9	542.1	152.9	161.5	ND			
2	24.8	1044.6	294.7	311.2	8.6	121.8	34.4	36.3
3	20.1	386.5	109.0	115.1	ND			
4	20.8	658.5	185.8	196.2	6.6	56.7	16.0	16.9
5	22.9	604.4	170.5	180.0	5.3	59.3	16.7	17.7
6	23.9	1245.5	351.4	371.0	6.9	101.6	28.7	30.3
Moyenne	22.6	746.9	210.7	222.5	6.9	84.8	23.9	25.3
Écart-type	1.8	327.8	92.5	97.6	1.3	32.1	9.0	9.6

Comme on le voit au Tableau 3, alors que nos mesures de longueur sont semblables à celles disponibles dans la littérature, la différence au niveau du volume, de la surface ou du poids peut parfois être grande. Cette situation se présente pour les petits muscles de l'avant-bras où les tendons sont particulièrement longs (i.e. fléchisseur commun profond).

3.3 Visualisation

Les images segmentées peuvent être présentées dans l'espace par rendu de surface. Ainsi, le membre supérieur droit du sujet #6 est présenté à la Fig. 3. Le membre est entier à gauche, alors qu'au centre, la peau et la couche de gras ont été enlevées permettant l'étude des muscles situés dans la partie avant du membre. À droite, on voit les muscles de la face postérieure du bras. Ces structures peuvent être étudiées et manipulées individuellement.

Tableau 3: Valeurs moyennes des mesures obtenues par segmentation vs ceux de la littérature pour le bras (à gauche) et l'avant-bras (à droite). ND: non disponible, N/A: non applicable.

Moyenne	Biceps brachial			Pronator quadratus		
	Segmentation	Littérature 6,7,8	diff.	Segmentation	Littérature	diff.
Longueur (cm)	22.0 ± 0.8	21.6±4.5	0.4	3.2 ± 0.9	3.9±0.2	-0.8
Surface (cm ²)	824.8 ± 311.6	ND	N/A	25.6 ± 13.2	ND	N/A
Volume (cm ³)	232.7 ± 87.9	ND	N/A	7.2 ± 3.7	ND	N/A
Masse (g)	245.7 ± 92.8			7.6 ± 3.9	5±1.0	2.6
Triceps brachial longue tête						
Longueur (cm)	24.0 ± 1.7	26.9 ±1.0	-2.9	Fléchisseur commun profond		
Surface (cm ²)	928.3 ± 362.7	ND	N/A	21.0 ± 2.5	20.0 ± 0.8	1.0
Volume (cm ³)	261.9 ± 102.3	ND	N/A	366.8 ± 138.6	ND	N/A
Masse (g)	276.5 ± 108.1	294.1 ±58.3*	-17.6	103.5 ± 39.1	ND	N/A
				109.3 ± 41.3	16±1.7	93.3

* masse avec les 3 têtes du triceps [6]

4. Discussion

Des images de résonance magnétique ont été utilisées pour investiguer de façon non-invasive l'anatomie musculaire du membre supérieur. Utilisant un logiciel commercial et un opérateur avec une connaissance minimale de l'anatomie, une segmentation manuelle a été effectuée dans chacun des plans de projection de chaque image. Dans cette approche nommée segmentation 3D, l'information acquise dans un plan est vérifiée avec celle d'un autre plan et s'il y a une différence, une correction est effectuée. La correction s'effectue sur la base que la forme du muscle est de nature continue entre deux images consécutives et que toute discontinuité implique une erreur de segmentation dans un des plans. Plusieurs cycles de correction peuvent être requis dans le cas d'images complexes à segmenter. Le désavantage évident de cette approche est le temps requis pour la réaliser. Avec un meilleur contraste, la segmentation manuelle pourrait être restreinte à un seul plan et une segmentation semi-automatique ou automatique pourrait être envisagée. Il faut donc chercher des séquences d'acquisition pouvant accroître le contraste entre la frontière des muscles ou la possibilité d'utiliser un agent de contraste.



Figure 3. Rangée du haut: visualisation volumique du bras. Rangée du bas: représentation de l'avant-bras. À gauche, la peau recouvre le membre. Sur le côté gauche du bras, la déformation indiquée par * est due à la pression exercée sur la peau par une bande élastique simulant l'effet d'une électrode de surface. Au centre, la peau et le gras ont été enlevés. À droite, les muscles de la partie antérieure du bras ont été enlevés. 1: biceps brachial; 2: triceps brachial longue tête; 3: triceps brachial tête courte et latérale; 4: muscle long supinateur; 5: fléchisseur commun profond; 6: muscle carré pronateur; 7: muscle court supinateur; 8: humérus; 9: radius; 10: cubitus.

Parmi les résultats obtenus, l'information sur l'épaisseur de la peau et du gras est d'un intérêt direct pour l'interprétation du signal EMG. En effet, plus la distance entre les muscles et les électrodes de surface est grande, plus l'amplitude du signal capté en surface sera réduite. De plus, ce milieu conducteur agit comme un filtre passe-bas qui réduit d'autant plus les caractéristiques spectrales du signal original que l'épaisseur est importante. Les variations d'épaisseur du gras selon la circonférence d'un membre étant connues, une meilleure localisation des électrodes de surface est possible. Aussi, pour fixer les électrodes de surface, des rubans sont utilisés, ce qui entraîne une compression de la peau qui devrait être proportionnelle à l'épaisseur de la peau et du gras. Dépendant de cette déformation, les caractéristiques du signal EMG pourraient être modifiées. L'épaisseur du pli adipeux peut être obtenue avec un petit appareil facile à utiliser, l'adiposomètre. Alors que l'épaisseur du pli adipeux peut être considéré comme proportionnel à l'épaisseur de la peau et du gras, l'appareil ne peut séparer l'un de l'autre et il n'est pas conçu pour la cueillette de plusieurs valeurs suivant la longueur et la

circonférence d'un membre. L'approche par imagerie est donc plus complexe mais les résultats obtenus sont beaucoup plus détaillés et précis. Chez nos sujets, l'indice de masse corporelle (IMC) n'a pas été un indice approprié pour estimer leur masse musculaire. On pourrait alors suggérer de diviser l'IMC par l'épaisseur moyenne de la peau et du gras : plus cet indice serait élevé, plus l'amplitude du signal EMG recueilli chez un sujet devrait être grande.

Concernant la biométrie musculaire proprement dite, la longueur des muscles obtenus par imagerie correspond assez bien aux valeurs obtenues par dissection. Toutefois, les volumes musculaires sont parfois surestimés par rapport aux données de la littérature. Cette situation concerne surtout les petits muscles de l'avant-bras où les tendons sont particulièrement longs. L'erreur pourrait être expliquée en partie par la difficulté à identifier avec précision les contours de petites structures, par la taille du voxel (1.4 x 1.4 x 1.5 mm) et par le problème lié à la détection de la zone où le muscle et le tendon se fusionnent. En réduisant le champ de vision et l'épaisseur de tranche pour obtenir un voxel de 1.2 x 0.31 x 0.31 mm Burgkart et al. [15] ont estimé la perte cartilagineuse avec une précision de moins de 10%. Ainsi, en réduisant la taille des voxels, l'estimation du volume musculaire par IRM pourrait procurer des résultats plus semblables à ceux obtenus par dissection.

Il arrive qu'un muscle apparaisse dans deux séries d'acquisition ce qui complique l'acquisition de mesures fiables. Par exemple au niveau du membre supérieur, le long supinateur origine au niveau du bras alors que son point d'insertion se situe dans l'avant-bras. On a considéré l'articulation (terminaison de l'humérus) comme repère anatomique pour calculer sa longueur, sa surface et son volume à partir de nos deux séries d'acquisition.

5. Conclusion

Nous avons exploré une approche non-invasive pour mesurer les caractéristiques anatomiques du milieu conducteur séparant les électrodes EMG des muscles du membre supérieur. Cette méthode procure des résultats préliminaires encourageants. Elle pourrait être appliquée à d'autres situations telle l'identification des masses musculaires à gauche et à droite de la colonne vertébrale chez des patients scoliotiques. L'analyse de la distribution de ces masses permettrait d'identifier si un signal EMG de plus forte amplitude obtenue sur un côté de la colonne est causé par une plus grande activité des motoneurones ou à la présence d'une plus grande masse musculaire. Cette approche pourrait aussi être utilisée pour étudier l'infiltration de gras dans les muscles des membres supérieurs et inférieurs de patients dystrophiques.

Remerciements

Ces travaux sont supportés par le FCAR et le CRSNG. Les auteurs remercient le Dr Hail Mallouche de l'Hôpital Saint-Luc du Centre hospitalier de l'Université de Montréal pour sa collaboration lors de l'acquisition des images.

Références

[1] Acland DR, The Video Atlas of Human Anatomy, Tape1: The Upper Extremity. In:

Williams & Wilkins (ed), 1996.

- [2] Fridén J, Lieber RL, Quantitative evaluation of the posterior deltoid to triceps tendon transfer based on muscle architectural properties, *J Hand Surg* 2001; 26A: 147–155.
- [3] Lieber RL, Fazeli BM, Botte MJ, Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles, *J Hand Surg Am* 1990; 15A: 244-50.
- [4] Lieber RL, Jacobson MD, Fazeli BM, Abrams RA, Botte MJ, Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer, *J Hand Surg Am* 1992; 17A (5): 787-98.
- [5] Tempany CMC, McNeil BJ, Prospects for advances in biomedical imaging, *JAMA* 2001; 285(5): 562-7.
- [6] Barrera EJ, Milner TE, The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994; 93(2): 91-9.
- [7] Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D, The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1990; 61(5-6): 461-6
- [8] Chen NK, Wyrwicz AM. Optimized distortion correction technique for echo planar imaging, *Magn Reson Med* 2001; 45(3): 525-8.
- [9] Stokking R, Vincken KL, Viergever MA, Automatic morphology-based brain segmentation (MBRASE) from MRI-T1 data, *Neuroimage* 2000; 12(6): 726-38.
- [10] Soler L, Delingette H, Malandain G, Montagnat J, Ayache N, Koehl C, Dourthe O, Malassagne B, Smith M, Mutter D, Marescaux J., Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery, *Comput Aided Surg* 2001; 6(3): 131-42.
- [11] Zoabli G, Mathieu PA, Aubin CE, Tinlot A, Beauséjour M, Feipel V, Malanda A, Assessment of manual segmentation of magnetic resonance images of skeletal muscles, *IEEE Eng Med Biol*, Istanbul 2001; 3 pages, 686.pdf (cdrom).
- [12] Zoabli G, Mathieu PA, Malanda A, Muscular biometry with magnetic resonance imaging [Introducing a 3D segmentation procedure], *IEEE Eng Med Biol*, Istanbul 2001; 2 pages, 683.pdf (cdrom).
- [13] Zoabli G., Mathieu P.A., Mallouche H., and Bertrand M., Épaisseur de la peau au niveau du membre supérieur, *Proc. 26th Canadian Medical and Biological Engineering Society*, Halifax, NS 2000 ; 28-9.
- [14] Mendez J, Keys A, Density and composition of mammalian muscle, *Metabolism* 1960; 9:184 –8.
- [15] Burgkart R, Glaser C, Hyhlik-Durr A, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F., Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteoarthritis: accuracy, precision, and diagnostic value, *Arthritis Rhum* 2001; 44(9): 2072-7.