

# UNIVERSITÉ FRANÇOIS – RABELAIS DE TOURS

**ÉCOLE DOCTORALE : EMSTU**

**UMR Imagerie et Cerveau, Inserm U930, Equipe 5**

## THÈSE

présentée par :

**Guillaume BACLE**

Soutenue le : 16 septembre 2016

Pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université François – Rabelais de Tours**

Discipline/ Spécialité : Sciences de la Vie et de la Santé

### **LES MUSCLES *INFRASPINATUS* ET *TERES MINOR***

**Anatomie, analyse de texture en imagerie IRM et  
comportement viscoélastique en élastographie  
ultrasonore**

**THÈSE dirigée par :**

**Monsieur Luc FAVARD  
Monsieur Frédéric PATAT**

Professeur des Universités, Université François-Rabelais de Tours  
Professeur des Universités, Université François-Rabelais de Tours

**RAPPORTEURS :**

**Monsieur Quentin GRIMAL  
Monsieur Hervé THOMAZEAU**

Professeur des Universités, Université Pierre et Marie Curie, Paris  
Professeur des Universités, Université de Rennes 1

**JURY :**

**Monsieur Philippe CLAVERT  
Monsieur Luc FAVARD  
Monsieur Jean-Marc GREGOIRE  
Monsieur Quentin GRIMAL  
Monsieur Frédéric PATAT  
Monsieur Hervé THOMAZEAU  
Monsieur Laurent BARANTIN  
(Membre invité)**

Professeur des Universités, Université de Strasbourg  
Professeur des Universités, Université François-Rabelais de Tours  
Ingénieur de Recherche, Université François-Rabelais de Tours  
Professeur des Universités, Université Pierre et Marie Curie, Paris  
Professeur des Universités, Université François-Rabelais de Tours  
Professeur des Universités, Université de Rennes  
Ingénieur de Recherche, Université François-Rabelais de Tours,

A Nolwenn,

Avec tout mon amour...

A mes Parents,

Pour leur soutien indéfectible

## Remerciements

Je tiens à remercier en priorité Messieurs les Professeurs Luc Favard et Frédéric Patat, pour m'avoir proposé et surtout permis de mener à bien ce travail. Leur association et leur contribution respectives ont apportées, tout au long du projet, un éclairage et un cap sans lesquels je me serais vite perdu... Merci encore de votre confiance.

Merci aux Professeurs Favard, Rosset et Brilhault ainsi qu'à l'ensemble des services d'orthopédie 1 et 2 du CHU de Tours pour m'avoir « trouvé » du temps pour faire avancer le projet quand cela était nécessaire.

Merci au Professeur Clavert pour m'avoir aiguillé sur l'anatomie des rotateurs externes. C'est un honneur que vous ayez accepté de présider le jury de cette thèse. En espérant que ce travail en soit digne.

Merci aux Professeurs Grimal et Thomazeau d'avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail. En attendant de faire plus ample connaissance le jour J, j'espère que ce manuscrit vous intéressera, au moins un peu... !

Jean-Marc, comment te remercier ? Tu as été là depuis le début. Tu as adouci les angles au moment de mon entrée dans l'Unité et... tu m'as permis de prendre mes marques ! Conseiller scientifique hors-pair, puits de sciences, tu as toujours été accessible et tu ne m'as jamais méprisé, moi, simple chirurgien qui tentait de me couler dans l'étroit moule de la Science... ! Entre les séances de dissections, les démontages pirates d'échographes (par conséquent bloqués...), les répertoires de blagues vaseuses et les sorties à l'institut Langevin, ces années ont été hautes en couleur... ! A nouveau, un grand merci, en espérant que tu puisses m'initier au golf (et surtout aux subtilités de la cinématique de la balle) dans les mois qui viennent et que nous puissions enfin goûter ta fameuse bernache qui ne rend pas malade (que tu dis !)...

Laurent, tu as été une des pierres angulaires de ce projet, en particulier sur la thématique IRM. Tu m'as fait confiance tout de suite et tu m'as fait partager tes idées et tes impressions sur le problème que nous avons entre les mains. Le courant est passé tout de suite, et j'ai particulièrement apprécié ta bonne humeur (en fait, nous rigolons des mêmes blagues !) et ton côté franc jeu ! Encore un grand merci pour ton aide.

Jean, c'est toi qui m'a parlé en premier de ce travail et je dois dire que tu avais vu juste car je ne suis jamais senti aussi bien que pendant ces années passées au labo. A très bientôt dans le service, pour d'interminables discussions sur... à peu près tous les sujets autour d'un (ou plusieurs) verre(s) de whisky !

Merci à Frédéric O., Ayache, Samuel, Jean-Pierre. Vous m'avez accueilli dans l'Unité sans « a priori » et la suite s'est parfaitement bien passée : à aucun moment je n'ai eu l'impression de pas être à ma place. Merci pour votre accueil et votre bienveillance.

Merci aux Professeurs Velut et Destrieux pour leur aide logistique dans l'épineux problème des transports de pièces anatomiques.

Jacky, votre soutien durant ces périodes quelque peu « spéciales » m'a beaucoup aidé. Merci aussi de votre disponibilité pour les séances photo et merci de m'avoir dégagé du temps pour « avancer » quand il le fallait.

A Jean-Yves : merci de ton aide inestimable pour arriver à construire de toutes pièces les prototypes « fumeux » que nous formions dans notre esprit, Jean-Marc et moi... Merci aussi de ta patience, quand il fallait « tout démonter, adapter, rigidifier, refaire, raccourcir, rallonger, tarauder de multiples fois... » En espérant pouvoir te côtoyer encore de nombreuses années dans l'Unité.

A Joseph, en espérant que tes escapades britanniques se passent pour le mieux. Ton aide m'a été précieuse pour démarrer le projet, et je ne l'oublierai pas. En espérant pouvoir te revoir tôt... ou tard.

Loïc et Arnaud, merci pour vos investissements respectifs dans les « modifs » techniques des séquences et la lecture attentive des IRM. En espérant pouvoir bosser avec vous de longues années !

Camille, Emmanuel, Tony, Charles (un peu d'accent britannique ne nuit pas...), Jean-René... (et évidemment aux nombreux que j'oublie), merci pour m'avoir accepté dans les « murs » de l'Unité sans sourciller ! D'ailleurs, attention, je suis bientôt de retour !

A Stéphanie, merci pour ta gentillesse et l'énergie que tu déploies pour tenir « à jour » toute la logistique administrative de l'équipe. Cela ne doit pas être de tout repos...

Un merci tout spécial à Gérald et Paulo du labo d'Anat. C'est un réel plaisir de travailler avec vous. En espérant pouvoir « disséquer » encore de nombreuses heures dans les années à venir !

Merci à l'ensemble du « Staff INRA ». En particulier, M. Tillet, Mme Ehrhardt, Emilie, Hans, François et Dominique, sans qui rien n'aurait été possible. Merci à l'équipe de « l'hôpital » pour les pauses « café-pâté » à 10h et aussi...à 16h !

Merci à Mme Phelep et à toute l'équipe de Prologics : aucun problème lors des différents trajets et un grand professionnalisme.

Merci à Paul-Armand pour son éclairage scientifique et son épaule toujours disponible pour faire une « petite élastographie ».

Merci à Rudy pour avoir fait littéralement corps avec le sujet et avoir mis au point l'ensemble de l'interface logicielle d'analyse de texture. A très bientôt !

Merci à Pierre. Ta gentillesse et ton esprit vif ont fait des miracles en programmation Python ! Bon courage pour la suite.

Merci à Walid pour son aide de « dissecteur » et à Romain pour nous avoir « prêté » son épaule des heures durant !

Merci aussi à Geoffroy pour avoir fait le cobaye d'élastographie le plus futé que l'on aurait pu trouver !

Enfin, merci à Yves, Bernard, et autres séniors pour nous avoir permis de « tester » l'élastographie sur des muscles quelque peu sénescents... !

## Résumé

Les muscles infraépineux et petit rond sont cruciaux sur le plan fonctionnel et sont altérés dans le cadre des pathologies de la coiffe des rotateurs. La proportion de tissu graisseux dans l'infraépineux est actuellement un critère pronostic du résultat fonctionnel des réparations des lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs. Les buts de ce travail sont de caractériser ces muscles sur le plan anatomique, de proposer une meilleure exploration de leur morphologie par IRM, d'utiliser l'analyse de texture informatique pour objectiver leur composition et enfin, d'utiliser l'élastographie ultrasonore pour analyser leur comportement viscoélastique en contrainte. L'infraépineux et le petit rond sont respectivement de conformation tripennée et parallèle. Les critères d'acquisition IRM de routine peuvent être aisément optimisés pour analyser plus précisément les muscles rotateurs externes. L'analyse de texture semble prometteuse pour évaluer la proportion de tissu graisseux dans le muscle squelettique. L'élastographie ultrasonore permet d'appréhender le degré d'anisotropie musculaire, et donc l'état d'organisation du muscle infraépineux.

Mots clefs : infraépineux, petit rond, anatomie, IRM, élastographie ultrasonore, contrainte mécanique.

## Résumé en anglais

The *Infraspinatus* and *teres minor* muscles are crucial functionally and are regularly impaired in the context of the rotator cuff pathology. The proportion of fatty tissue in the infraspinatus is currently a strong prognosis criterion of functional outcomes of rotator cuff tendon repair. The goals of this work are to characterize these muscles anatomically, to provide a better exploration of their morphology by MRI, to use computer texture analysis to objectify their composition and finally to use the ultrasound elastography for analysing their viscoelastic behaviour under stress. Infraspinatus and teres minor muscles have a tripennate and parallel organization, respectively. Routine MRI acquisition criteria can be easily optimized to analyse more precisely the external rotator muscles. Texture analysis seems promising to assess the proportion of fatty tissue in the skeletal muscle. The ultrasound elastography allows us to estimate the degree of muscle anisotropy, and therefore the state of organization of the infraspinatus muscle.

Key words: infraspinatus, teres minor, anatomy, MRI, ultrasound elastography, mechanical stress.

# Table des matières

<b>Remerciements</b> .....	<b>II</b>
<b>Résumé</b> .....	<b>V</b>
<b>Résumé en anglais</b> .....	<b>VI</b>
<b>Table des matières</b> .....	<b>VII</b>
<b>Liste des tableaux</b> .....	<b>XII</b>
<b>Liste des figures</b> .....	<b>XIII</b>
<b>Liste des annexes</b> .....	<b>XX</b>
<b>Glossaire des abréviations</b> .....	<b>XXI</b>

<b>Introduction</b> .....	<b>2</b>
---------------------------	----------

<b>Première partie : le complexe articulaire de l'épaule, anatomie, cinématique et pathologies musculotendineuses</b> .....	<b>6</b>
---	----------

<b>1.1 : Anatomie et cinématique de l'épaule</b> .....	<b>7</b>
--	----------

1.1.1 : Anatomie .....	7
------------------------	---

1.1.1.1 : Os et articulations .....	8
-------------------------------------	---

• Omoplate et clavicule .....	8
-------------------------------	---

• Humérus .....	9
-----------------	---

1.1.1.2 : Muscles .....	13
-------------------------	----

• Les muscles axioscapulaires .....	13
-------------------------------------	----

• Les muscles scapulohuméraux .....	13
-------------------------------------	----

1.1.2 : Cinématique .....	16
---------------------------	----

1.1.2.1 : Considérations générales .....	16
--	----

1.1.2.2 : L'abduction .....	17
-----------------------------	----

1.1.2.3 : Rotation externe .....	19
----------------------------------	----

<b>1.2 : Les pathologies de la coiffe des rotateurs (CDR)</b> .....	<b>20</b>
---	-----------

1.2.1 : Épidémiologie .....	20
-----------------------------	----

1.2.1.1 : Douleurs de l'épaule .....	21
--------------------------------------	----

• Définitions et contexte .....	21
---------------------------------	----

• Fréquence, progression et chronicité .....	21
--	----

• Troubles musculosquelettiques (TMS) liés au travail.....	23
1.2.1.2 : Douleurs et coiffe des rotateurs.....	25
1.2.2 : Histoire naturelle des pathologies de la CDR .....	25
1.2.2.1 : Pourquoi et comment les tendons de la CDR souffrent-ils ? .....	26
1.2.2.2 : Facteurs de « fragilité » de la CDR.....	27
1.2.2.3 : Participation musculaire.....	28
1.2.3 : Diagnostic et thérapeutique.....	29
1.2.3.1 : Diagnostic .....	29
1.2.3.2 : Thérapeutique.....	30
<b>1.3 : Conclusion .....</b>	<b>32</b>
<b>Bibliographie de la première partie .....</b>	<b>33</b>
<b>Deuxième partie : Caractérisations morphologiques du muscle infraépinatus (ISP) et teres minor (TM). Dissections anatomiques, imageries par ultrasons et par résonance magnétique nucléaire post-mortem .....</b>	<b>43</b>
<b>2.1 : Anatomies classiques et découvertes récentes.....</b>	<b>44</b>
2.1.1 : Aperçu historique.....	44
2.1.2 : Descriptions anatomiques de référence.....	45
2.1.1.1 : L'infraspinatus .....	45
2.1.1.2 : Le teres minor .....	46
2.1.3 : Travaux anatomiques récents.....	48
2.1.3.1 : Limites, rapports et fascia .....	48
2.1.3.2 : Morphologies musculaires et tendineuses.....	49
<b>2.2 : Dissections de l'ISP et du TM.....</b>	<b>52</b>
2.2.1 : Logistique matérielle et préparation des corps .....	52
2.2.2 : Transport et aspect réglementaires.....	54
2.2.3 : Protocole de dissection.....	55
2.2.4: Morphologies et rapports de l'ISP et du TM .....	61
2.2.5 : Coupes histologiques et relations entre tendons et muscles de la CDR.....	65
2.2.5.1 : Histologie .....	65

2.2.5.2 : Relations entre lésions de la CDR et données métriques musculotendineuses.....	66
2.2.6 : Innervation des corps musculaires de l'ISP et du TM .....	68
<b>2.3 : Corrélations entre anatomie et imagerie post mortem de l'ISP et du TM.....</b>	<b>70</b>
2.3.1 : Réalisation technique .....	70
2.3.2 : Résultats .....	73
2.3.2.1 : Echographies .....	73
2.3.2.2 : Imageries par résonance magnétique nucléaire.....	74
<b>2.4 : Conclusion et perspectives .....</b>	<b>75</b>
<b>Bibliographie de la deuxième partie.....</b>	<b>78</b>

**Troisième Partie : Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) et pathologies de la coiffe des rotateurs (CDR), Principe technique, usages et limites actuels, optimisations cliniques et innovations issues de la recherche dans l'exploration du muscle squelettique .....** 86

<b>3.1 : Place de l'IRM dans l'exploration de la CDR.....</b>	<b>87</b>
3.1.1 : Principe technique de l'IRM conventionnelle .....	87
3.1.2 : IRM de la CDR en routine clinique : état des lieux .....	93
3.1.2.1 : Protocoles d'IRM de coiffe standards.....	93
3.1.2.2 : L'IRM : examen de référence pour la CDR ? .....	94
3.1.2.3 : Les limites de l'IRM en pratique clinique.....	98
3.1.3 : Innovations exploitables pour la caractérisation musculaire en IRM .....	102
3.1.3.1 : Le tenseur de diffusion et la tractographie .....	102
3.1.3.2 : Le contraste eau-graisse .....	105
<b>3.2 : Propositions d'optimisation des explorations IRM en routine clinique .....</b>	<b>107</b>
3.2.1 : Optimisation des acquisitions musculaires .....	108
3.2.2 : Classification de la dégénérescence graisseuse musculaire en IRM.....	111
3.2.2.1 : Matériels et méthodes .....	111
3.2.2.2 : Résultats .....	112
3.2.2.3 : Discussion .....	115
3.2.3 : IRM musculaire quantitative.....	116

3.2.3.1 : Justification et développement de l'interface logicielle.....	116
3.2.3.2 : Analyse de texture : mode opératoire pratique .....	117
3.2.3.3 : Résultats de l'analyse de texture de l'ISP et du TM en pratique clinique .....	120
<b>3.3 : Muscles squelettiques et innovations en IRM .....</b>	<b>123</b>
3.3.1 : L'imagerie en tenseur de diffusion et tractographie .....	123
3.3.1.1 : Protocole .....	123
3.2.1.2 : Résultats .....	124
3.3.2: La cartographie T2 ( <i>T2 mapping</i> ).....	125
<b>3.4 : Conclusion .....</b>	<b>126</b>
<b>Bibliographie de la troisième partie .....</b>	<b>127</b>
<b>Quatrième Partie : Élastographie ultrasonore de l'infraspinatus (ISP) sous contrainte</b>	
<b>Mise au point d'un dispositif de contrainte calibrée du muscle ISP et mesures préliminaires en</b>	
<b>prévision d'une étude clinique .....</b>	<b>137</b>
<b>4.1 : Muscles striés et élastographie ultrasonore.....</b>	<b>138</b>
4.1.1 : Fibres musculaires et élastographie .....	138
4.1.1.1: Anisotropie musculaire .....	139
4.1.1.2: Elastographie ultrasonore.....	140
4.1.2: Anisotropie musculaire et hypothèse scientifique .....	142
<b>4.2 : Banc de contrainte en rotation externe de l'ISP .....</b>	<b>145</b>
4.2.1 : Choix du positionnement du sujet et de la contrainte à fournir .....	145
4.2.1.1 : Position expérimentale .....	145
4.2.1.2 : Caractéristiques de l'effort à produire.....	147
4.2.2 : Réalisation et construction du dispositif de contrainte .....	148
4.2.2.1 : Structure de la chaise de contrainte.....	149
4.2.2.2 : Système électronique .....	151
• Le capteur de force .....	152
• Le module électronique.....	154
• Programme informatique et interface graphique.....	156



# Liste des tableaux

<b>Tableau 2-1</b> : Mesures des différentes parties des unités de l'ISP et du TM .....	67
<b>Tableau 2-2</b> : Valeurs en pourcentage des surfaces de section des différentes parties de l'ISP parmi les spécimens à CDR intacte .....	73
<b>Tableau 2-3</b> : Résultats des mesures des surfaces de section moyennes brutes des différentes parties de l'ISP.....	75
<b>Tableau 2-4</b> : Résultats des mesures des surfaces de section moyennes brutes des différentes parties de l'ISP.....	75
<b>Tableau 3-1</b> : Caractéristiques techniques standards du protocole d'acquisition IRM proposé pour l'exploration d'une suspicion de lésion de la CDR .....	100
<b>Tableau 3-2</b> : Classifications de Goutallier et Fuchs, avec leur correspondance en fonction du stade de dégénérescence graisseuse .....	101
<b>Tableau 3-3</b> : Distribution des interprétations des 112 IRM concernant l'état du muscle infraépineux d'après la classification de Fuchs entre deux radiologues .....	113
<b>Tableau 3-4</b> : Grille de lecture associent les valeurs du coefficient Kappa et le niveau d'accord proposée par Landis et Koch.....	115

# Liste des figures

<b>Figure 1-1</b> : Représentation schématique du thorax osseux, de la scapula, de l'humérus et de leurs rapports.....	9
<b>Figure 1-2</b> : Représentations schématiques de l'angle de rétroversion (en rouge) et d'inclinaison (en vert) de la tête de l'humérus avec le plan frontal de la diaphyse (corps) humérale en jaune.....	10
<b>Figure 1-3</b> : Représentations schématiques des tubercules majeur (vert) et mineur (jaune) .....	11
<b>Figure 1-4</b> : Représentations schématiques des insertions des tendons de la coiffe des rotateurs sur les tubercules mineur et majeur et de leurs rapports avec la voute acromio-claviculaire .....	11
<b>Figure 1-5</b> : Représentations schématiques des pièces osseuses du complexe articulaire de l'épaule et de leurs rapports .....	12
<b>Figure 1-6</b> : Représentation schématique des principaux muscles axio-scapulaires (en orange).....	14
<b>Figure 1-7</b> : Représentations schématiques du muscle subscapulaire (A), supraépineux et petit rond (B), infraépineux (C) et photographie en vue supérieure de la coiffe tendineuse (D) .....	15
<b>Figure 1-8</b> : Représentation schématique du muscle deltoïde et de ses 3 unités .....	15
<b>Figure 1-9</b> : Représentation schématique du mouvement d'abduction complet de 0° à 180° .....	18
<b>Figure 1-10</b> : Représentations de l'abduction de l'épaule .....	19
<b>Figure 1-11</b> : Le signe du clairon.....	19
<b>Figure 1-12</b> : Représentation de la rotation externe.....	20
<b>Figure 1-13</b> : Distribution des douleurs chroniques de l'appareil locomoteur à 3 et 12 mois précédant le recueil de données en fonction des localisations au sein d'un échantillon de la population générale autrichienne en 2006 .....	22

<b>Figure 1-13</b> : Importance des pathologies d'origine musculosquelettiques dans les déclarations de maladies professionnelles dans l'Europe des 27 .....	23
<b>Figure 1-14</b> : Répartition des troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMSms) selon le sexe en 2011 .....	24
<b>Figure 1-15</b> : Représentations schématiques d'une organisation parallèle et penniforme des fibres musculaire au sein d'un corps musculaire squelettique. ....	24
<b>Figure 1-16</b> : Représentations schématiques d'une organisation parallèle et penniforme des fibres musculaire au sein d'un corps musculaire squelettique .....	28
<b>Figure 2-1</b> : Représentations schématiques de la face dorsale de l'épaule avec les muscles trapèze, supraépineux, infraépineux, petit rond, grand rond, triceps brachial et deltoïde .....	47
<b>Figure 2-2</b> : Représentation schématique de la face dorsale de la scapula et de l'humérus avec les muscles supraépineux, infraépineux, petit rond, grand rond, triceps brachial et deltoïde .....	47
<b>Figure 2-3</b> : Représentation schématique de la face postérieure de l'omoplate avec les muscles supra épineux, infra épineux, petit rond, grand rond, triceps brachial et deltoïde.....	48
<b>Figure 2-4</b> : Représentations schématiques des différentes conformations spatiales des fibres musculaires.....	50
<b>Figure 2-5</b> : Représentations schématiques des insertions des tendons du supraépineux et de l'ISP sur les tubérosités de l'extrémité proximale de l'humérus .....	51
<b>Figure 2-6</b> : Bloc anatomique Humérus-Deltoïde-Scapula.....	57
<b>Figure 2-7</b> : Bloc anatomique Humérus-Deltoïde-Scapula: deltoïde desinséré.....	57
<b>Figure 2-8</b> : Bloc anatomique Humérus-Deltoïde-Scapula: fascia superficiel ouvert. ....	58
<b>Figure 2-9</b> : Bloc anatomique ISP et TM détaché des insertions osseuses humérale et scapulaires ....	59

<b>Figure 2-10</b> : Représentation schématique du bloc tendinomusculaire de l'ISP et du TM .....	60
<b>Figure 2-11</b> : Schéma précisant la morphologie des parties de l'ISP et du TM .....	63
<b>Figure 2-12</b> : Architecture fibro-tendineuse des unités de l'ISP et du TM.....	63
<b>Figure 2-13</b> : Séparation fibreuse entre les corps musculaires de l'ISP et du TM .....	64
<b>Figure 2-14</b> : Schéma détaillé du carré noir sus jacent représenté sur la Figure 2-13. Séparation fibreuse entre les corps musculaires de l'ISP et du TM.....	64
<b>Figure 2-15</b> : Section histologique sagittal de l'ISP correspondant à la ligne jaune matérialisée sur la figure 2-9.....	65
<b>Figure 2-16</b> : Section histologique sagittal du bloc ISP-TM correspondant à la ligne verte matérialisée sur la figure 2-9 .....	65
<b>Figure 2-17</b> : Photographie du mode d'innervation A à la face profonde du corps musculaire de l'ISP. ....	68
<b>Figure 2-18</b> : Photographie du mode d'innervation B à la face profonde du corps musculaire de l'ISP .....	69
<b>Figure 2-19</b> : Photographie du mode d'innervation du corps musculaire du TM.....	69
<b>Figure 2-20</b> : images échographiques en coupes sagittales de la fosse infra-épineuse.....	71
<b>Figure 2-21</b> : Coupes IRM parasagittales de la fosse infra-épineuse. Noter les trois parties du muscle ISP .....	72
<b>Figure 2-22</b> : Exemple d'une coupe parasagittale de la fosse infra épineuse avec une altération de structure du muscle ISP empêchant toute définition des sous unités le constituant. ....	74
<b>Figure 3-1</b> : Représentations schématiques de l'orientation des spins des protons d'hydrogène à l'état de repos (1) et soumis à un champ magnétique B0 (2) .....	88

<b>Figure 3-2</b> : Représentation schématique du mouvement de précession et du cône correspondant pour un proton .....	89
<b>Figure 3-3</b> : Formule et courbe de croissance correspondante de l'aimantation longitudinale .....	90
<b>Figure 3-4</b> : Formule et courbe de décroissance correspondante de l'aimantation transversale .....	90
<b>Figure 3-5</b> : Images pondérées en T1 et en T2 Fat-Sat de coupes sagittales passant par la cavité glénoïdale .....	92
<b>Figure 3-6</b> : Photographie d'une antenne dédiée à l'exploration de l'épaule .....	93
<b>Figure 3-7</b> : Protocoles standards d'acquisition IRM proposé par la société Siemens AG sur machine à haut champ (3T, Magnetom Verio) dans le cadre de suspicion de pathologies de la coiffe des rotateurs.....	96
<b>Figure 3-8</b> : Représentation de la disposition des blocs de coupes dans le plan axial (A), coronal (B) et sagittal (C) sur une machine à haut champ (3T, Magnetom Verio, Siemens) dans le cadre de suspicion de pathologies de la coiffe des rotateurs .....	99
<b>Figure 3-9</b> : Représentation schématiques des voxels correspondant à une diffusion isotrope et anisotrope .....	103
<b>Figure 3-10</b> : Schématisation d'un tenseur de diffusion par une matrice 3x3 .....	103
<b>Figure 3-11</b> : Exemple de tractographie de la portion superficielle (A) et profonde (B) du muscle tibial antérieur.....	104
<b>Figure 3-12</b> : Représentation d'une séquence à plusieurs échos de spin pour mesurer le T2. ....	106
<b>Figure 3-13</b> : Représentations schématiques du positionnement du bloc de coupes dans le plan sagittal sur une coupe coronale.....	109
<b>Figure 3-14</b> : Représentation schématique du positionnement du plan et du groupe de coupes dans le plan coronal par rapport à la facette antérieure du trochiter sur une coupe axiale stricte.....	110

<b>Figure 3-15</b> : Représentation schématique du positionnement du plan et du groupe de coupes plan sagittal perpendiculaire au grand axe du tendon du supraépineux sur une coupe coronale stricte. .....	110
<b>Figure 3-16</b> : Interface graphique avec la représentation d'une image spécifique d'une séquence en coupe sagittale.....	118
<b>Figure 3-17</b> : Interface graphique avec les différentes région d'intérêt (ROI) représentées .....	118
<b>Figure 3-18</b> : Exemple de segmentation tissulaire sur une coupe para sagittale. ....	119
<b>Figure 3-19</b> : Fenêtre de résultats avec la proportion de graisse et les différents autres paramètres d'analyse de textures .....	120
<b>Figure 3-20</b> : Distribution des stades de Fuchs en fonction de la proportion de tissu graisseux dans l'ISP analysé par MaZda. ....	121
<b>Figure 3-21</b> : Distribution des stades de Fuchs en fonction de la proportion de tissu graisseux dans le TM analysé par MaZda .....	121
<b>Figure 3-22</b> : Photographie de l'objet test avec l'acquisition IRM en pondération T1 correspondant et la représentation de la segmentation tissulaire par b11.....	122
<b>Figure 4-1</b> : Images échographiques en mode B d'un muscle strié squelettique sain (droite) et chez un patient atteint de myopathie de Duchenne (gauche) .....	140
<b>Figure 4-2</b> : Propagation d'une onde transversale (de cisaillement), à la vitesse $V_s$ le long d'une corde tendue .....	142
<b>Figure 4-3</b> : Représentation schématique du modèle d'isotropie transverse appliqué au muscle strié squelettique .....	143
<b>Figure 4-4</b> : Représentations graphiques des valeurs de la vitesse des ondes de cisaillement mesurée parallèle et perpendiculaire aux fibres musculaires du biceps brachial en fonction de la force générée par le muscle .....	144

<b>Figure 4-5</b> : Représentation schématique du mouvement de rotation externe générée par la contraction du muscle ISP.....	146
<b>Figure 4-6</b> : Représentations schématiques de face (A) de profil (B) et dans l'axe de rotation (C), de la position expérimentale choisie pour évaluer la rotation externe du bras résumant les conditions expérimentales requises. ....	147
<b>Figure 4-7</b> : Dessin sur SoliWorks du premier modèle du banc de contrainte et du sujet positionné.. ..	149
<b>Figure 4-8</b> : Photographies du dispositif monté de $\frac{3}{4}$ antérieur droit et gauche .....	151
<b>Figure 4-9</b> : Schéma de fonctionnement d'un capteur de flexion avec 4 résistances montées en pont de Wheatstone .....	152
<b>Figure 4-10</b> : Photographies du capteur de force à jauge CZL635-20.....	153
<b>Figure 4-11</b> : Photographies du capteur de force à jauge de contrainte fixé entre le bras mobile et la butée métallique entre les deux structures. ....	154
<b>Figure 4-12</b> : Photographies du module électronique équipé des 3 cartes spécifiques.....	155
<b>Figure 4-13</b> : Capture d'écran de la fenêtre de l'interface graphique.....	157
<b>Figure 4-14</b> : Photographies du module électronique équipé des 3 cartes spécifiques et de l'interface graphique avec une courbe à degrés affichée.....	157
<b>Figure 4-15</b> : Schéma fonctionnel avec les relations entre le sujet, l'interface graphique, l'élastographe, et le capteur de force. ....	158
<b>Figure 4-16</b> : Représentations graphiques d'un exemple du recueil de l'effort fourni par un sujet (courbe rouge) et des acquisitions élastographiques (courbe bleue) en fonction du temps .....	158
<b>Figure 4-17</b> : Photographie des repères cutanés tracés au feutre en regard de la fosse infra-épineuse, dans l'axe et perpendiculaire aux fibres musculaires de la portion médiane. ....	160

<b>Figure 4-18</b> : Photographie de la sonde positionnée dans l'axe des fibres musculaires de la portion médiane. Noter le bras articulé verrouillant la position de la sonde. ....	160
<b>Figure 4-19</b> : Photographie de la position de la main du sujet empoignant le bras mécanique mobile .....	162
<b>Figure 4-20</b> : Photographie de la position expérimentale .....	162
<b>Figure 4-21</b> : Photographies de préparations anatomiques. ....	163
<b>Figure 4-22</b> : Représentation schématique du positionnement et de l'orientation de la sonde d'élastographie perpendiculaire à l'axe des fibres musculaires de la partie médiane et capture d'écran correspondant, avec l'élastogramme (écran supérieur) et l'image en mode B (écran inférieur).....	164
<b>Figure 4-23</b> : Représentation schématique du positionnement et de l'orientation de la sonde d'élastographie parallèle à l'axe des fibres musculaires de la partie médiane et capture d'écran correspondant, avec l'élastogramme (écran supérieur) et l'image en mode B (écran inférieur) .....	165
<b>Figure 4-24</b> : Courbes représentant la vitesse de propagation des ondes de cisaillement dans l'axe des fibres musculaires de l'ISP médian, en fonction de l'effort fourni.....	167
<b>Figure 4-25</b> : Courbes représentant la vitesse de propagation des ondes de cisaillement perpendiculaire à l'axe des fibres musculaires de l'ISP médian, en fonction de l'effort fourni.....	168
<b>Figure 4-26</b> : Coupes histologique d'un muscle strié d'un sujet de 12 ans et d'un sujet de 76 ans ...	169
<b>Figure 4-27</b> : Représentations des moyennes de trois volontaires sains, des vitesses des ondes de cisaillement pour les 3 portions de l'ISP parallèles et perpendiculaires aux fibres musculaires .....	170

# Liste des annexes

<b>Annexe 1:</b> Convention de transport des pièces anatomiques .....	185
<b>Annexe 2:</b> Convention d'utilisation des pièces anatomiques.....	192
<b>Annexe 3:</b> Protocole d'acquisition IRM de recherche, plateforme CIRE, INRA Nouzilly .....	193
<b>Annexe 4:</b> Programme Python SPI.....	208
<b>Annexe 5:</b> Programme Python interface graphique .....	210
<b>Annexe 6 :</b> Programme Python final .....	213

# Glossaire des abréviations

- **ADR** : Accord relatif au transport international des marchandises Dangereuses par Route. Texte de loi européen relatif au Droit des transports.
- **CDR** : Coiffe Des Rotateurs. En anatomie, groupe de muscles insérés sur l'omoplate dont les tendons fusionnent et viennent coiffer l'extrémité supérieure l'humérus.
- **CIRE** : Chirurgie et Imagerie pour la Recherche et l'Enseignement. Plateforme technique d'imagerie animale *in vivo* regroupant une IRM 3 Teslas, un scanner, une station d'échographie-doppler, un endomicroscope confocal laser et un amplificateur de brillance.
- **DASRI** : Déchets d'Activité de Soins à Risque Infectieux. Déchets à risque infectieux ou sanitaire issus de l'activité de soins prodiguées dans les différentes structures médicalisées, notamment hospitalières.
- **GPIO** : General Purpose Input/Output. Port informatique d'entrée/sortie permettant des échanges d'information entre le système électronique qui lui est associé et les autres périphériques.
- **HAS** : Haute Autorité de Santé. Autorité publique indépendante à vocation scientifique et dotée de la personnalité morale. Sa mise en œuvre est effective depuis le 1er janvier 2005.

- **HDMI** : High Definition Multimedia Interface. Interface audio/vidéo numérique permettant d'exploiter les différentes définitions des formats vidéo numériques compressés ou non, ainsi que le son multi-canal, en véhiculant les données complètes grâce à un seul câble.
- **HPS** : Hématoxyline, Phloxine, Safran. Technique de coloration histologique bichromatique avec un colorant nucléaire, l'hématoxyline (= noyaux en bleu/violet), et un colorant cytoplasmique et du tissu conjonctif, la phloxine (= collagène et cytoplasme en rouge).
- **INRA** : Institut National de Recherche Agronomique. Organisme et établissement public français, à caractère scientifique et technologique, de recherche agronomique fondé en 1946.
- **IRM** : Imagerie par résonance magnétique nucléaire. Technique d'imagerie médicale non invasive s'appuyant sur la magnétisation des tissus couplée à leur entrée en résonance et donnant lieu à un signal électromagnétique mesurable.
- **ISP** : infraspinatus, infraépineux. Muscle multipenné de la partie postérieure de la coiffe des rotateurs. Principal rotateur externe du membre supérieur.
- **LAC** : ligament acromio-coracoïdien. Structure fibreuse triangulaire tendue de la pointe de l'acromion au processus coracoïde. Il matérialise le plafond de l'arche acromio-claviculaire.

- **LSB** : Least Significant Bit. Littéralement, « le bit de poids faible ». Le bit étant l'unité la plus simple d'un système de numération (soit 0, soit 1), le bit de poids faible est le bit ayant la moindre valeur dans une représentation donnée d'un nombre binaire.
- **MATLAB** : MATrix LABoratory. Langage de programmation informatique destiné à effectuer du calcul numérique. Créé à la fin des années 1970 et développé par la société MathWorks™ (Natick, MA, USA) à la fin dans les années 1980.
- **MicroSD** : Micro Secure Digital Card. Carte mémoire amovible de stockage de données numériques utilisant de la mémoire flash et limitée à 2 Go de capacité de stockage.
- **MPR** : MultiPlanar Reconstruction, ou Reconstruction Multi-plans. Technique de post-traitement de l'image où, à partir des données volumiques (coupes jointives), l'opérateur peut reconstruire une image dans un plan quelconque dans l'espace (coronal, sagittal ou oblique).
- **OS** : Operating System. Système d'exploitation informatique correspondant à un ensemble de programmes qui dirige les capacités d'un ordinateur par des logiciels applicatifs.
- **PMMA** : polyméthacrylate de méthyle. Polymère thermoplastique transparent et très résistant.

- **RAM** : Random Access Memory. Mémoire vive ou mémoire à accès direct, est la mémoire informatique dans laquelle un ordinateur place les données lors de leur traitement.
- **RISC** : Reduced Instruction Set Computer ou processeur à jeu d'instructions réduit. En informatique, type d'architecture matérielle de processeurs qui se caractérise par un jeu d'instructions contenu composé d'instructions simples.
- **SARL** : Société à responsabilité limitée. Société commerciale où la responsabilité est limitée jusqu'à concurrence des apports, et qui présente des caractéristiques d'une société mixte (2 à 100 personnes), notamment parce que les parts détenues dans le capital ne sont pas librement accessibles sans accord de tout ou partie des actionnaires.
- **SPI** : serial peripheral interface. En informatique, dispositif de transmission de données série synchrone opérant en mode Full-duplex, c'est à dire que les données peuvent transiter dans les deux sens.
- **SPYDER** : Scientific PYthon Development EnviRonment. Environnement de développement pour programmation en langage Python. Il intègre plusieurs bibliothèques d'usage scientifique.
- **TM** : Teres Minor, petit rond. En anatomie, muscle strié scapulo-huméral, participant à la constitution de la coiffe des rotateurs postérieure et étant un des deux seuls muscles rotateurs externes du membre supérieur.

- **TMS** : Trouble musculosquelettiques lié au travail. Nébuleuse nosologique englobant un ensemble de symptômes provenant d'hyper-sollicitation et de nature dysfonctionnelle affectant préférentiellement les structures musculotendineuses et nerveuses des travailleurs manuels à activité soutenue (tendinose, ténosynovite, synovite, syndrome canaux). Leur apparition est associée à une surutilisation lors d'une activité professionnelle et peuvent donc être reconnus en Maladie Professionnelle (critères inscrits dans les tableaux 57 du Régime général et 39 du Régime agricole).
- **TMSmS** : Trouble musculosquelettiques du membre supérieur. Ensemble des troubles musculosquelettiques localisés au membre supérieur. Ils représentent 2/3 des déclarations en Maladies Professionnelles.
- **USB** : Universal Serial Bus ou Bus Universel en Série. En informatique, dispositif de transmission de données en série, qui permet de connecter plusieurs périphériques informatiques à un ordinateur. Ce dispositif permet de connecter des périphériques à chaud (quand l'ordinateur est en marche) et reconnaît automatiquement le périphérique.



# Introduction

L'essor de la chirurgie de l'épaule date d'une trentaine d'années. Bien plus complexe qu'une articulation unique, cette région anatomique est l'objet d'une dynamique de recherche clinique et fondamentale soutenues.

Les deux moteurs qui encouragent les évolutions technologiques et l'amélioration de nos connaissances sont le développement et la mise au point d'arthroplasties d'une part, et les progrès constants dans notre compréhension et notre prise en charge des pathologies de la coiffe des rotateurs, d'autre part.

Il y a encore peu, l'épaule était une articulation « médicale » dans le sens où peu de ressources thérapeutiques chirurgicales existait. Les processus physiopathologiques, mal connus, n'aboutissaient la plupart du temps qu'à une prise en charge symptomatiques à base d'antalgiques ou d'anti-inflammatoires par voie générale ou locale.

L'augmentation constante de l'espérance de vie dans les pays industrialisés et la dégradation des conditions de travail associées à une « médicalisation » de la société ont fait exploser les « douleurs de la région de l'épaule ». Ce symptôme est actuellement le plus fréquent au membre supérieur au sein de la population active.

Mis à part d'éventuelles maladies de système, heureusement rares, et les symptômes post-traumatiques, la cause de ces douleurs est de façon quasi-exclusive une souffrance chronique de la coiffe des rotateurs.

L'impact social et les coûts engendrés par les pathologies de la coiffe des rotateurs sont tels que les instances publiques en ont fait un problème de Santé Publique de priorité nationale.

L'histoire des pathologies de la coiffe des rotateurs est relativement récente.

Son intérêt débute avec Codman en 1934, qui fût le premier à décrire une rupture tendineuse partielle du supra-épineux. Depuis, nos connaissances sur le sujet ont énormément progressées, des indications thérapeutiques sont nées, s'adaptent et se modifient constamment.

Il existe cependant actuellement des questions cruciales qui demeurent sans réponses.

La physiopathologie des lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs est bien plus complexe que le conflit mécanique décrit par Charles Neer en 1983. En effet, la majorité des lésions siègent à l'intérieur même des tendons, ou à leur face profonde (ou articulaire). Des facteurs dits intrinsèques semblent donc jouer un rôle majeur. A ce jour, il n'a pourtant pas été établi de façon formelle, l'existence d'un ou de plusieurs facteurs environnementaux clefs.

Plus inquiétant est la difficulté à appréhender, à la fois en pré- et en postopératoire les symptômes douloureux qui peuvent être désarçonnants. Il est en particulier très difficile d'expliquer pourquoi des lésions de la coiffe des rotateurs sont symptomatiques et d'autres non.

Il est aussi difficile de comprendre pourquoi des lésions tendineuses symptomatiques, ayant motivé une prise en charge chirurgicale, deviennent asymptomatiques malgré l'absence de cicatrisation tendineuse.

Enfin, il est difficile de faire un choix thérapeutique qui soit parfaitement adapté à un patient et aux lésions qu'il présente. En effet, une prise en charge chirurgicale est toujours plus agressive, et n'est pas associée dans la totalité des cas à un résultat supérieur à un traitement symptomatique.

En 2008, la Haute Autorité de Santé a émis des recommandations de pratique professionnelle pour permettre aux professionnels de santé d'adapter la prise en charge aux connaissances validées sur le sujet.

Ainsi, la chirurgie peut être proposée à un patient qui le souhaite, après 6 mois d'un traitement médical symptomatique « bien conduit ».

Le chirurgien se retrouve alors seul avec son patient pour décider de l'intervention.

Plusieurs études ont montré qu'un des éléments cruciaux dans la prise de décision thérapeutique est l'état des muscles de la coiffe des rotateurs.

Gladstone et al., en particulier, ont prouvé que les altérations de structure avancées du muscle infraépineux étaient un repère pronostic sur les résultats fonctionnels des réparations chirurgicales de la coiffe tendineuse.

Par ailleurs, ce dernier muscle, associé au petit rond, constituent les seuls rotateurs externes du bras, avec une possibilité de suppléance de l'un par l'autre.

Ainsi, au-delà des doléances des patients, la caractérisation des muscles rotateurs externes est actuellement un des repères fondamentaux dans la prise en charge des pathologies de la coiffe des rotateurs.

Nous proposons dans ce travail de participer à l'amélioration des connaissances sur ces deux muscles, au niveau morphologique, par le biais de l'imagerie IRM et sur leur comportement viscoélastique par l'utilisation de l'élastographie ultrasonore.



# Première partie

## Le complexe articulaire de l'épaule

### Anatomie, cinématique et pathologies musculotendineuses

Véritable complexe articulaire et musculaire, l'épaule est caractérisée par une organisation et une fonction plus compliquées et abouties qu'une articulation unique. Elle est formée de 3 pièces osseuses réunies par 4 articulations. Cette armature ostéoarticulaire est motorisée par 19 muscles qui sont organisés en groupes synergiques.

Situé à la racine du bras, le complexe articulaire de l'épaule a un objectif directionnel avec une double fonction : mobilité et stabilité. Son but est d'autoriser un grand débattement, mais aussi servir de support au membre supérieur afin de positionner la main de façon stable dans tout l'espace limitrophe accessible par le sujet.

L'anatomie et la cinématique du complexe articulaire de l'épaule sont utiles à connaître pour comprendre les pathologies musculotendineuses qui lui sont propres et les problèmes diagnostiques et thérapeutiques que ces dernières posent. Ces pathologies sont d'une grande

fréquence dans la population générale et en croissance constante, à tel point qu'il s'agit d'un problème préoccupant de Santé Publique. Elles concernent majoritairement *la coiffe des rotateurs* (CDR), qui est un ensemble formé par la réunion de 4 unités musculotendineuses, tendues de l'omoplate à l'humérus. Les douleurs et les altérations fonctionnelles qu'elles engendrent sont à l'origine de dépenses de santé colossales dans les pays industrialisés.

Dans ce premier chapitre, nous exposons l'anatomie et la cinématique du complexe articulaire de l'épaule. Puis, nous décrivons les pathologies musculotendineuses de la CDR avec leur épidémiologie, leur histoire naturelle et leur mode de prise en charge actuelle. Les muscles constituent un élément dont l'intérêt est en plein essor dans cette prise en charge.

## 1.1 : Anatomie et cinématique de l'épaule

L'anatomie décrit les caractéristiques morphologiques des organes et étudie les liens entre morphologie ou structure et fonction de ces organes. La cinématique articulaire traite des mouvements et des actions des différentes forces qui agissent sur une articulation.

Dans le cas du complexe articulaire de l'épaule, cela revient à décrire les structures ostéoarticulaires, les unités musculotendineuses avec leurs insertions et leurs actions mécaniques, ainsi que leurs rôles respectifs dans les objectifs fonctionnels articulaires.

### 1.1.1 : Anatomie

Les descriptions anatomiques de référence actuelles proviennent de travaux de dissections anciens qui n'ont pas tous été actualisés par des études récentes. Approximatifs, ils restent généraux, non consensuels et fournissent assez peu de détails morphologiques objectifs.

### 1.1.1.1 : Os et articulations

Le complexe articulaire de l'épaule est constitué de l'omoplate ou *scapula*, de la clavicule et de l'humérus formant le squelette du bras. Ces pièces osseuses sont reliées entre elles par 4 espaces de glissement ou articulations.

#### ➤ Scapula et clavicule

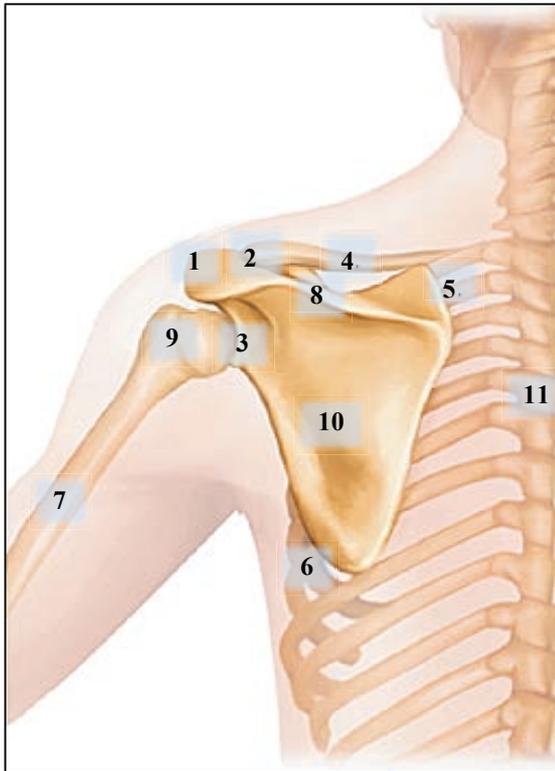
La scapula est un os plat, mince, triangulaire et de disposition verticale lors de la position anatomique de référence [1]. Sa connexion ostéoarticulaire au thorax se fait uniquement par l'articulation *acromio-claviculaire* située à l'extrémité latérale de la clavicule. La scapula est ainsi « suspendue » en dorsal, contre la cage thoracique, se projetant de la 2<sup>e</sup> à la 7<sup>e</sup> côte (Figure 1-1).

Elle présente à son angle latéral *la cavité glénoïdale*. Il s'agit d'une surface articulaire piriforme de 3 à 5 mm de profondeur [2] et de 6 cm<sup>2</sup> de surface en moyenne, [3] encroutée de cartilage. Sa profondeur est optimisée par une structure fibrocartilagineuse épaisse périphérique supplémentaire : le *labrum glénoïdal*.

Elle s'articule avec la calotte céphalique de l'extrémité proximale l'humérus et participe ainsi à *l'articulation scapulo-humérale*. Cette dernière, de morphologie sphéroïde possède 3 degrés de liberté et représente la principale articulation du complexe articulaire de l'épaule.

La face dorsale de la scapula présente le processus de *l'épine* (Figures 1-1 et 1-5). C'est une barre osseuse transversale se prolongeant latéralement et qui se termine en s'aplatissant par *l'acromion*. La scapula est un relai musculaire : dix-sept muscles s'y insèrent, l'entourent, règlent et fixent sa position. La scapula se déplace ainsi en permanence contre les côtes et en est séparée par l'espace de glissement *inter-scapulothoracique*.

La clavicule est un os long en forme de *S* italique callé entre l'acromion en latéral et le sternum en médial. Elle joue le rôle d'arc-boutant et constitue le seul lien rigide ostéoarticulaire entre le bras (squelette appendiculaire) et le thorax (squelette axial).



- |    |                                     |
|----|-------------------------------------|
| 1  | : Acromion                          |
| 2  | : Articulation acromio-claviculaire |
| 3  | : Articulation scapulo-humérale     |
| 4  | : Clavicule                         |
| 5  | : 2 <sup>e</sup> côte               |
| 6  | : 7 <sup>e</sup> côte               |
| 7  | : Diaphyse humérale                 |
| 8  | : Epine de la scapula               |
| 9  | : Extrémité proximale de l'humérus  |
| 10 | : Ecaille de la scapula             |
| 11 | : Rachis thoracique                 |

Figure 1-1 : Représentation schématique du thorax osseux, de la scapula, de l'humérus et de leurs rapports. Vue dorsale. Cartouche : légende. D'après [4].

## ➤ Humérus

L'humérus est un os pair et long dont seule l'épiphyse proximale participe au complexe articulaire de l'épaule. La calotte céphalique de l'humérus correspond à un tiers de sphère, encroutée de cartilage, qui fait face à la cavité glénoïdale de la scapula (Figures 1-2 et 1-5). La tête de l'humérus regarde en dorsal avec un angle de 21° en moyenne (dit de *rétroversion*) par rapport au plan frontal de l'humérus [5] et présente un angle avec l'axe du bras à sinus inféro-médial de 130° à 135° (dit d'*inclinaison*).

Le diamètre de sa surface articulaire est de 43 mm en moyenne [5]. Du fait des différences des rayons de courbure entre l'humérus et la cavité glénoïdale, l'articulation scapulo-humérale est, de fait, incongruente avec une stabilité osseuse intrinsèque médiocre. Cette incongruence laisse peu de marge avant l'apparition d'une instabilité. Le complexe articulaire de l'épaule est par

conséquent le plus mobile de l'organisme mais également le plus instable avec un risque de perte des rapports des surfaces articulaires par déplacements trop importants ou « déboitements » (luxations).

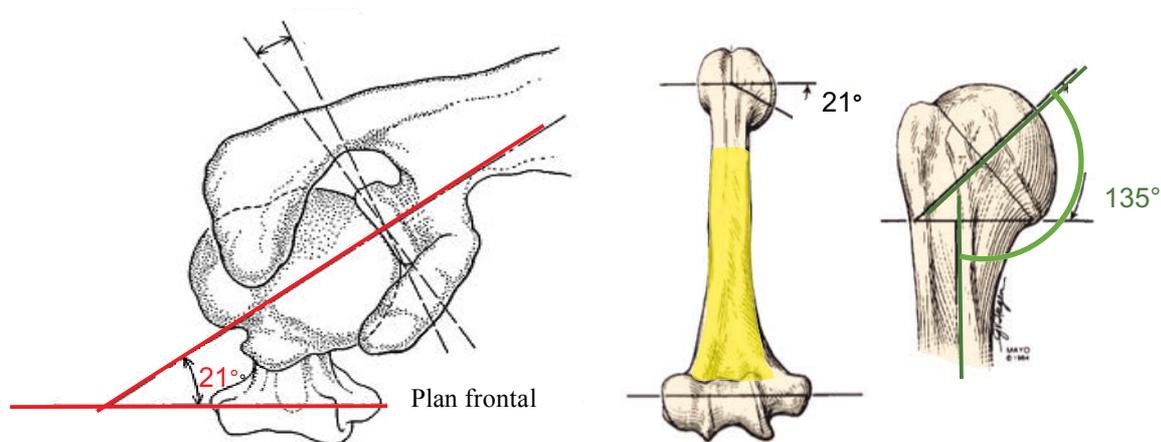


Figure 1-2 : Représentations schématiques de l'angle de rétroversion (en rouge) et d'inclinaison (en vert) de la tête de l'humérus avec le plan frontal de la diaphyse (corps) humérale en jaune. D'après [7].

La cavité glénoïdale joue le rôle d'une butée mécanique sur laquelle la tête humérale s'appuie et évolue [6]. Deux tubercules huméraux osseux, les tubercules majeur et mineur, constituent les zones d'insertions tendineuses principales de la *coiffe des rotateurs* (Figures 1-3 et 1-4). Au cours des mouvements du bras, la tête de l'humérus glisse sous l'arche formée par l'acromion et la clavicule qu'est la *voûte ostéoligamentaire acromio-claviculaire*. Les rapports entre les tendons insérés sur les tubercules de l'humérus et la voûte sont étroits (Figure 1-4). On y retrouve l'espace de glissement *sous acromial*. Cette région est fréquemment le siège d'inflammation ou de ruptures tendineuses provenant probablement, au moins en partie, de surcharges d'origine mécanique.

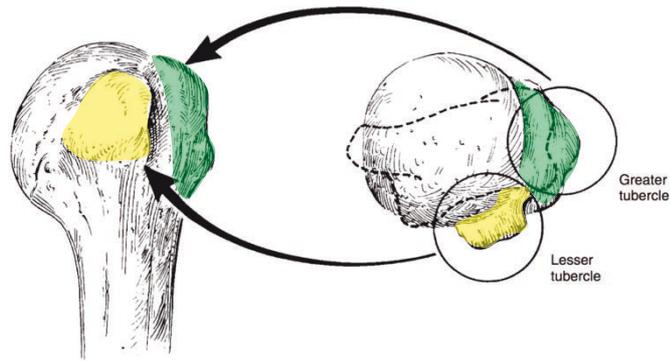


Figure 1-3 : Représentations schématiques du tubercule majeur (vert) et du tubercule mineur (jaune) de l'humérus. D'après [7].

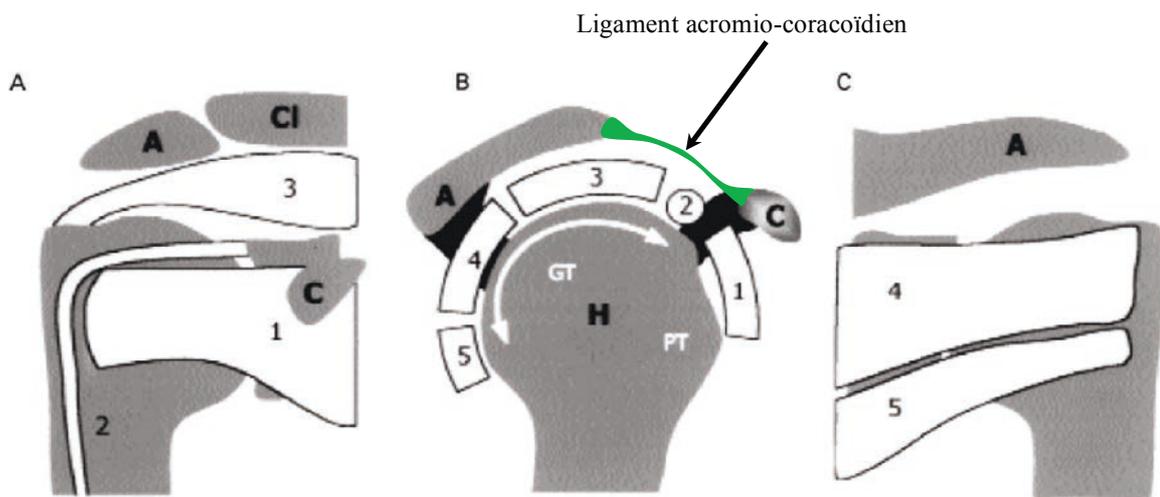


Figure 1-4 : Représentations schématiques des insertions des tendons de la coiffe des rotateurs sur les tubercules mineur et majeur et de leurs rapports avec la voûte acromio-claviculaire. A : vue ventrale, B : coupe sagittale, C : vue dorsale. 1 : tendon du subscapulaire, 2 : tendon de la longue portion du biceps brachial, 3 : tendon du supraépineux, 4 : tendon de l'infraépineux, 5 : tendon du petit rond. A : acromion, Cl : clavicule, C : coracoïde. Ligament acromio-coracoïdien (LAC) en vert. D'après [8].

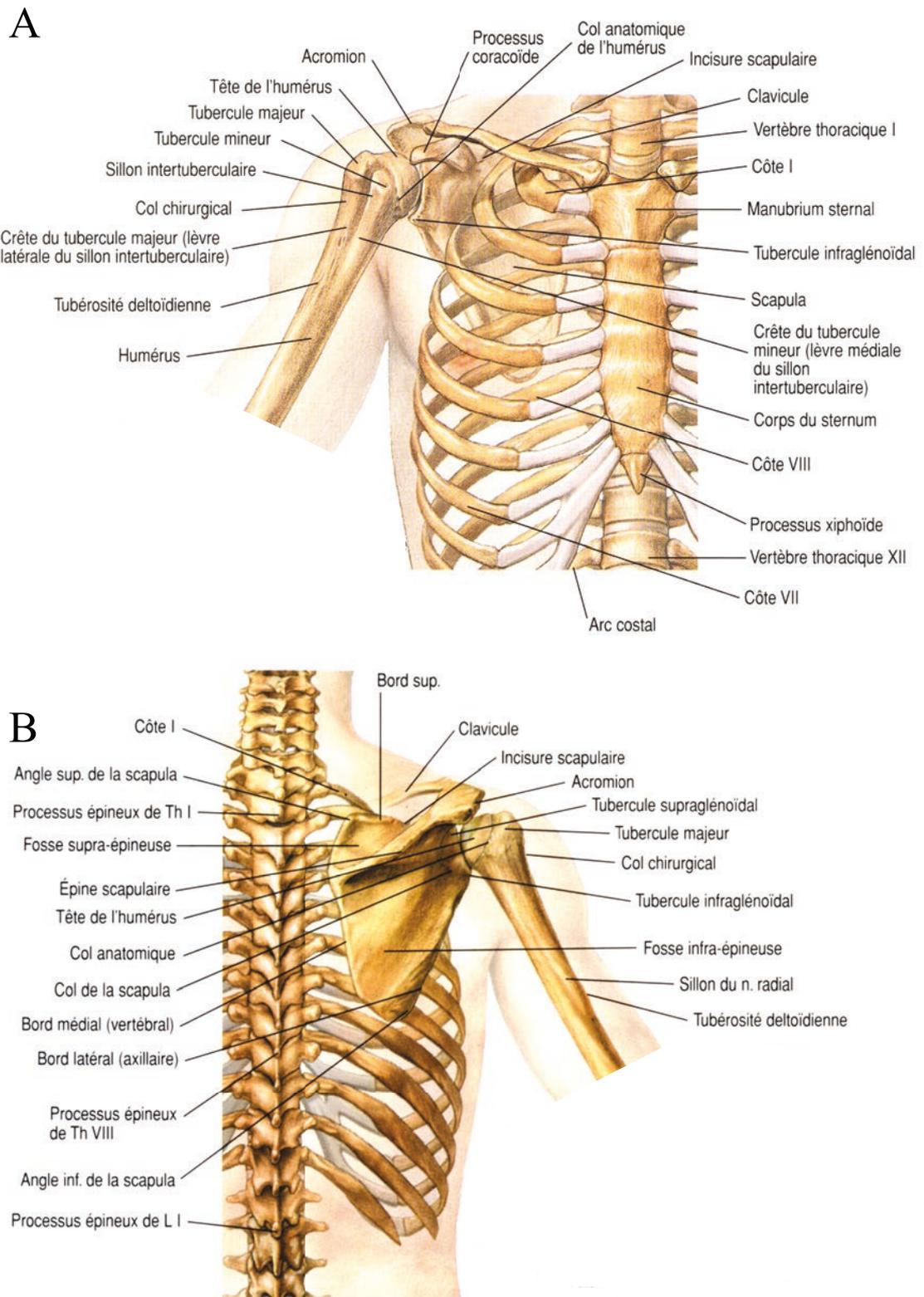


Figure 1-5 : Représentations schématiques des pièces osseuses du complexe articulaire de l'épaule et de leurs rapports. A : vue ventrale, B : vue dorsale. D'après [13].

### 1.1.1.2 : Muscles

Dix-neuf muscles participent au complexe articulaire de l'épaule et jouent les rôles de moteur, d'amortisseur et d'agent de liaison des structures ostéoarticulaires [6]. Les principaux muscles peuvent être divisés en 2 groupes : les muscles *axioscapulaires* et les muscles *scapulohuméraux*.

#### ➤ Les muscles axioscapulaires (Figure 1-6)

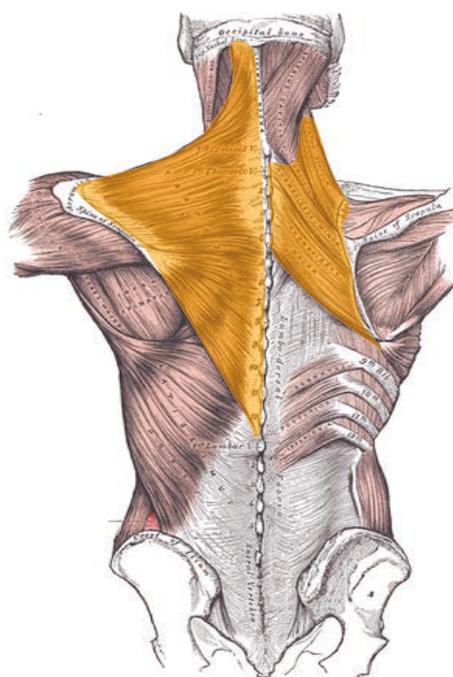
Les muscles axioscapulaires vont de la scapula jusqu'au rachis ou au thorax. En fonction du geste à réaliser, ces muscles positionnent et stabilisent la scapula et orientent activement la cavité glénoïdale par rapport à la tête de l'humérus. Par exemple, la position de la scapula est en moyenne de 31° (*inclinaison*) en direction ventrale et latérale et de 19° en direction proximale et ventrale (*antéflexion*) lorsque le bras est le long du corps [6]. Il est intéressant de noter que ces muscles permettent en permanence un positionnement idéal et stable de la cavité glénoïdale par rapport à la tête humérale. Ces rapports articulaires, adaptatifs, sont cruciaux pour autoriser l'amplitude maximale et le déroulement complet des différents gestes du membre supérieur. En conséquence, un dysfonctionnement de ces muscles perturbe la cinématique articulaire et compromet l'amplitude complète des mouvements de l'épaule [9].

#### ➤ Les muscles scapulohuméraux

Ils assurent la motorisation et la stabilisation de l'articulation scapulohumérale [6]. Leur rôle dans la fonction de l'épaule est également crucial. On y retrouve principalement la *coiffe des rotateurs* et le *deltoïde*.

La coiffe des rotateurs (CDR) est une entité anatomofonctionnelle constituée de 4 unités tendinomusculaires tendues médialement de la scapula jusqu'à l'humérus latéralement [1].

Elle est formée par les muscles *subscapulaire*, *supraépineux*, *infraépineux* et *teres minor* (Figure 1-7) [10]. Il est classique d'y ajouter le tendon de la longue portion du biceps brachial.



*Figure 1-6 : Représentation schématique des principaux muscles axioscapulaires (en orange). Vue dorsale. D'après [11].*

Le muscle subscapulaire, inséré sur la face ventrale de la scapula, se termine par un tendon en avant sur le tubercule mineur de l'humérus. En arrière de la scapula et au-dessus de l'épine, s'insère le muscle supraépineux. En dessous de l'épine, s'insère le muscle infraépineux. Le muscle teres minor s'insère sur le bord latéral de la scapula (Figure 1-7). Ces trois derniers muscles se terminent chacun par un tendon en position dorsale et proximale de l'humérus, respectivement sur la facette proximale, moyenne et caudale du tubercule majeur [1].

Il convient de faire la distinction entre la partie musculaire et la partie tendineuse de la coiffe. La première est faite des corps charnus séparés et bien individualisables des 4 muscles suscités. La seconde est une nappe tendineuse continue formée de la fusion des tendons de ces mêmes muscles et venant recouvrir la tête de l'humérus à la manière d'une coiffe et se terminer sur les tubercules huméraux. Clark et Harryman [12] ont montré qu'il existait un échange de fibres entre les différents tendons les rendant en partie dépendants. Cette disposition pourrait répartir les contraintes en traction sur une surface importante de la coiffe lors de la contraction d'un muscle.

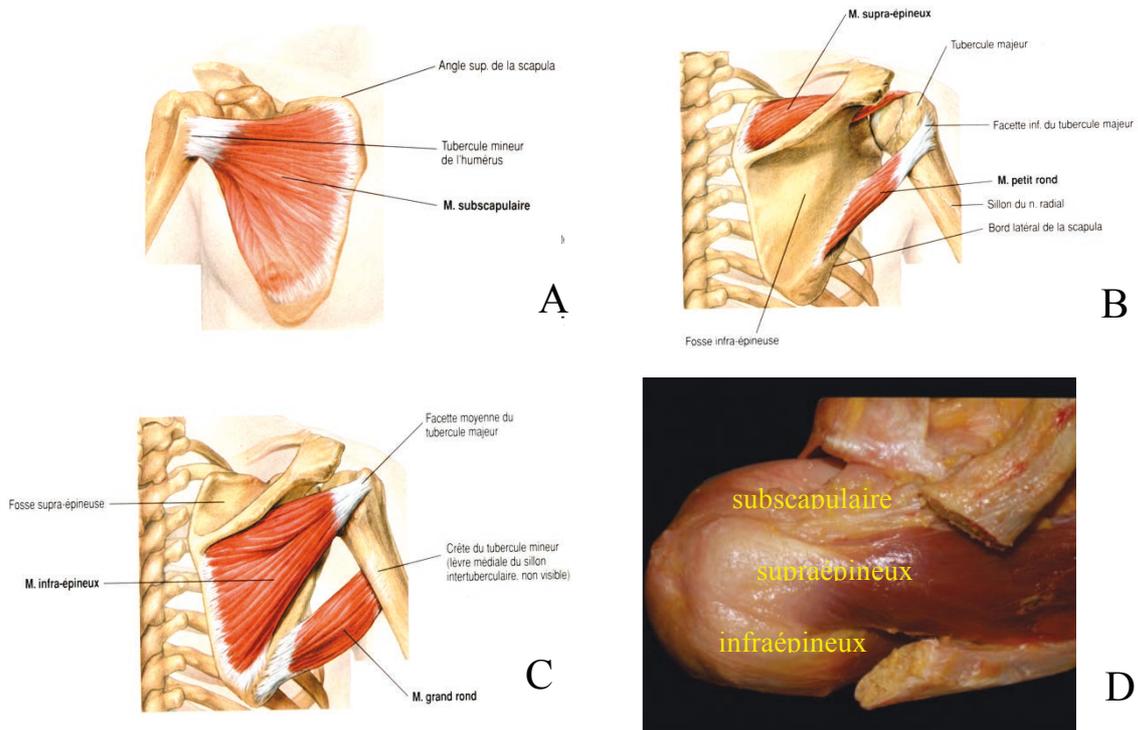


Figure 1-7 : Représentations schématiques du muscle subscapulaire (A), supraépineux et teres minor(B), infraépineux (C) et photographie en vue proximale de la coiffe tendineuse (D). D'après [13]

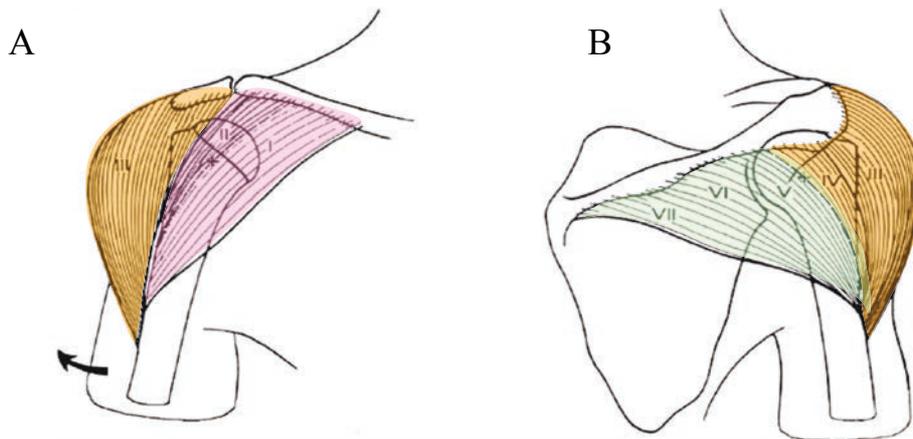


Figure 1-8 : Représentation schématique du muscle deltoïde et de ses 3 unités : A : Vue ventrale avec les chefs claviculaire (en rose) et acromial (en orange). B : Vue dorsale avec les chefs acromial (en orange) et épineux (en vert). D'après [14].

Le deltoïde est le plus volumineux des muscles de l'épaule (Figure 1-8). De forme triangulaire à base proximale, c'est un héli-cône creux qui se moule sur l'articulation de l'épaule. Il a une large insertion commune sur la clavicule et l'épine de la scapula et se termine par un tendon sur la face latérale du tiers proximal de l'humérus. Il forme le galbe du moignon de l'épaule. Il est divisé en 3 parties distinctes : claviculaire ou ventrale, moyenne ou acromiale et dorsale ou épineuse.

## 1.1.2 : Cinématique

L'épaule présente une cinématique extrêmement complexe. Ses objectifs fonctionnels lui imposent des secteurs de mobilités étendus et la génération de forces importantes. La cinématique glénohumérale est déterminée par sa morphologie ostéoarticulaire et sa stabilité. L'abduction (élévation latérale) (Figure 1-9) et la rotation externe du bras sont deux mouvements fonctionnels fondamentaux d'interaction du sujet avec son environnement.

### 1.1.2.1 : Considérations générales

Les mouvements du complexe articulaire de l'épaule sont contraints et limités par son assise sur le thorax représenté par l'association clavicule – scapula ou ceinture scapulaire. La chaîne thorax/clavicule/scapula, cadre mobile mais rigide, impose des mouvements de rotation forcés de la scapula et de la clavicule pour tout mouvement effectué par le membre supérieur.

Une autre caractéristique cinématique du complexe articulaire de l'épaule est la simultanéité des mouvements de la ceinture scapulaire et de l'humérus (Figure 1-9). Cette association porte le nom de *rythme scapulohuméral*. Ainsi, le mouvement scapulohuméral se complète du mouvement scapulothoracique et est finalisé par les inclinaisons rachidiennes pour parvenir aux mobilités maximales.

Enfin, la cavité glénoïdale de la scapula se comporte comme une butée sur laquelle la tête de l'humérus prend appui en permanence. La stabilité et la mobilité de l'articulation scapulo-humérale est ainsi dépendante de la stabilisation et de l'orientation de la scapula. De plus, la stabilité articulaire scapulo-humérale est assurée, de façon dynamique par l'action coaptante des muscles de la coiffe des rotateurs, de façon statique par les structures ligamentaires mises en tension en fin de mouvement et enfin, par un effet « ventouse » généré par une pression intra articulaire négative [6].

En synthèse, les deux composantes de l'articulation étant instables, tout mouvement du bras nécessite l'immobilisation de la scapula pour que la tête humérale puisse tourner sur une cavité glénoïdale stabilisée. Inversement, le couple scapulohuméral doit être « soudé » pour que la scapula puisse glisser sur la cage thoracique.

#### 1.1.2.2 : L'abduction

L'abduction correspond au mouvement écartant le bras de la ligne médiane, c'est-à-dire du tronc, dans le plan frontal (Figure 1-9). Son amplitude complète est de 180°. Il s'agit d'abord d'un mouvement de rotation de l'humérus suivi de la scapula dans le plan frontal. Il fait intervenir l'articulation scapulohumérale de 0° à 90° puis l'espace de glissement scapulothoracique de 90° à 180°. Les autres articulations de la ceinture scapulaire sont également sollicitées en accompagnement du début à la fin du mouvement.

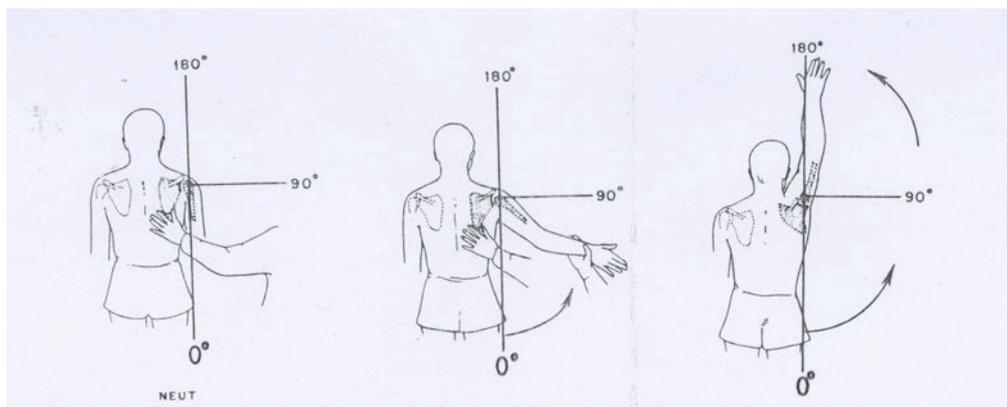


Figure 1-9 : Représentation schématique du mouvement d'abduction complet de 0° à 180°. Vue dorsale.

L'abduction de l'humérus, initiée par le supraépineux, est un mouvement complexe faisant intervenir le deltoïde comme moteur principal (Figure 1-10). Cependant, l'action mécanique de ce dernier est une ascension de l'humérus avec pour conséquence une subluxation proximale de la tête humérale. Le mouvement d'abduction nécessite donc une stabilisation scapulohumérale par des muscles abaisseurs et coapteurs, s'opposant aux contraintes en cisaillement et fournissant ainsi un point de pivot dynamique ou *fulcrum point*. Il existe donc un couple rotatoire constitué latéralement par le deltoïde et le supraépineux et médialement par le subscapulaire et l'infraépineux. La force des premiers est orientée latéralement et proximale alors que les autres produisent une force dont la direction est médiocaudale [15]. Les études électromyographiques de mesure des activités musculaires confirment une activité continue de ces muscles pendant le mouvement d'abduction. On entrevoit l'opposition deltoïde/coiffe des rotateurs, qui est fréquemment à l'origine de pathologie dégénératives. Fischer et al. en 1977 a montré un déplacement des centres instantanés de rotation au cours de l'abduction [16]. Blaimont et al. a confirmé ces travaux et a montré une combinaison de rotation, translation et roulement siégeant dans l'articulation scapulohumérale au cours de l'abduction témoignant de contractions musculaires multiples avec un ajustement constant [17]. Au-delà de 90°, les muscles axioscapulaires prennent en charge la rotation de la scapula. Il existe des couples musculaires agonistes/antagonistes qui permettent un réglage fin de la rotation et une stabilisation permanente.

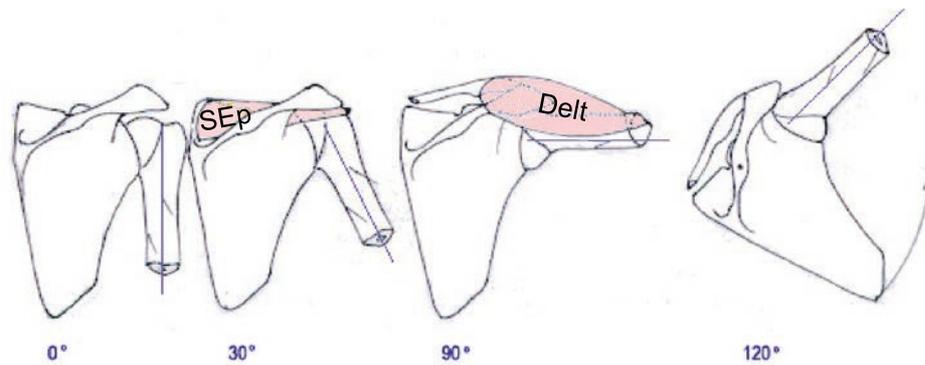


Figure 1-10 : Représentation de l'abduction de l'épaule : progression de l'abduction avec le rythme scapulothoracique de 0° à 120°. Dessin de TH Alami. SEp: supraépineux, Delt : deltoïde

### 1.1.2.3 : Rotation externe

Le mouvement de rotation externe (Figure 1-12) n'est obtenu que par l'action isolée de l'infraépineux et du teres minor. A l'opposé, il existe 4 muscles rotateurs internes. La rotation externe active est indispensable à l'accomplissement des gestes les plus simples de la vie quotidienne. L'instabilité postérieure potentielle est contre balancée par l'action de muscles antérieurs : subscapulaire et pectoralis major, qui favorise le recentrage de la tête humérale. En l'absence de rotation externe active, le signe clinique classique est le « signe du clairon » (Figure 1-11) : le patient est contraint de lever le coude au niveau de la bouche pour pouvoir y porter la main, illustrant le handicap quotidien engendré [18].

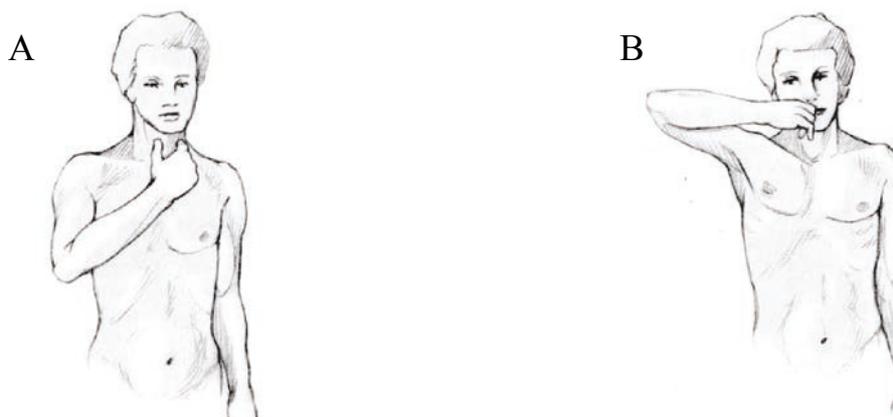


Figure 1-11 : Illustration de l'utilité absolue de la rotation externe. A : main portée à la bouche avec une rotation externe active. B : Même mouvement sans rotation externe active. Le sujet est contraint de lever le coude ou « signe du clairon ». D'après [18]

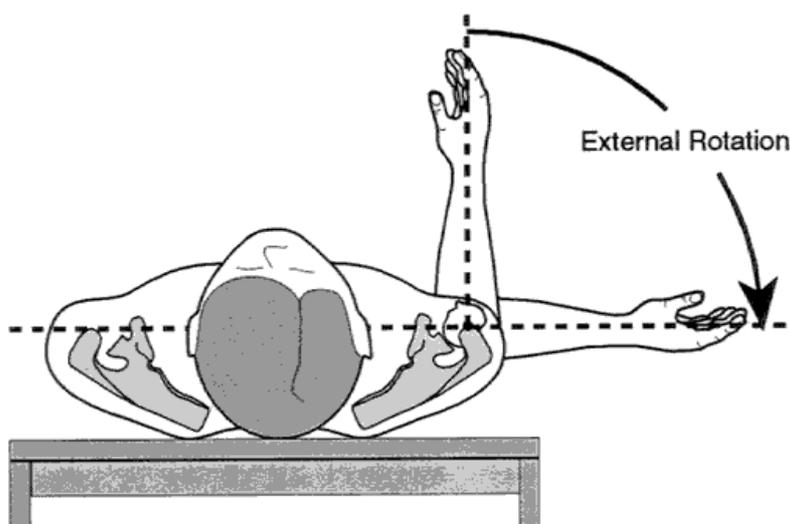


Figure 1-12 : Schéma représentant le mouvement de rotation externe de l'épaule. Vue supérieure. D'après.[19].

## 1.2 : Les pathologies de la coiffe des rotateurs

Les pathologies de la CDR sont devenues, de par leur fréquence et leur augmentation, un problème de santé publique. Elles touchent la population générale adulte et, en particulier les travailleurs manuels, surtout à partir de 45 ans. Il s'agit de pathologies évolutives, dont la guérison spontanée est rare et la prise en charge diagnostique coûteuse. Les différents traitements possibles ne font pas l'objet de consensus clairs. L'impact humain et financier de ces pathologies en fait une des priorités nationales des instances gouvernementales en 2016 [20].

### 1.2.1 : Épidémiologie

L'épidémiologie a pour but d'étudier la survenue en fréquence et en volume d'événements pathologiques dans une population donnée [21]. Dans notre contexte, elle permet de caractériser

les symptômes provenant de la CDR de l'épaule. En pratique clinique, le symptôme principal est la douleur. Cette dernière est très fréquente dans la population générale adulte et chez les travailleurs manuels sous la forme de trouble musculosquelettiques (TMS) liés au travail.

### 1.2.1.1 : Douleurs de l'épaule

Fréquentes mais difficiles à définir dans leur ensemble, les douleurs de l'épaule sont caractérisées par une augmentation et un risque de chronicisation dans la population adulte des pays industrialisés. Symptôme d'alerte, la douleur reste le motif de consultation principal en pratique clinique [22-24].

#### ➤ Définitions et contexte

Fournir une définition, une description et une localisation précises des phénomènes douloureux de l'épaule est difficile. La date de début des douleurs est régulièrement impossible à préciser du fait d'une installation souvent progressive [25]. Ces éléments rendent les travaux épidémiologiques disparates et non comparables car ils étudient des populations différentes et utilisent des définitions de la douleur, des techniques d'évaluation et des méthodologies statistiques variées [26, 27].

#### ➤ Fréquence, progression et chronicité

Malgré les disparités des travaux épidémiologiques, la région de l'épaule est une des localisations douloureuses les plus fréquentes de l'appareil locomoteur et, selon Walker-Bone et al. [28] la plus fréquente au membre supérieur.

Une étude nationale autrichienne confirmait en 2006 que l'épaule constituait en fréquence, la 3<sup>e</sup> localisation douloureuse de l'appareil locomoteur et la 1<sup>ère</sup> au membre supérieur aux

échéances de 3 et de 12 mois précédant le recueil de données au sein de la population générale du pays (Figure 1-13) [29].

En France, en 2007, les symptômes douloureux imputables au complexe articulaire de l'épaule représentaient 2342 consultations en médecine générale, soit 2,77% du total des consultations d'un échantillon de 125 médecins généralistes du réseau national [30].

Les douleurs de l'épaule augmentent en fréquence. Dans les années 80, des études épidémiologiques ont montré l'initiation d'une progression des douleurs d'épaule dans la population générale d'Europe du Nord [31, 32]. En 1995, Van der Windt et al. [24] a, en analysant l'activité des médecins généralistes néerlandais, rapporté un taux d'incidence annuel des consultations liées à un problème d'épaule de 11,2/1000 habitants alors que Feleus et al. [33] rapportait 12 ans plus tard, dans une étude à méthodologie identique, un taux d'incidence annuel correspondant de 29,5/1000 habitants.

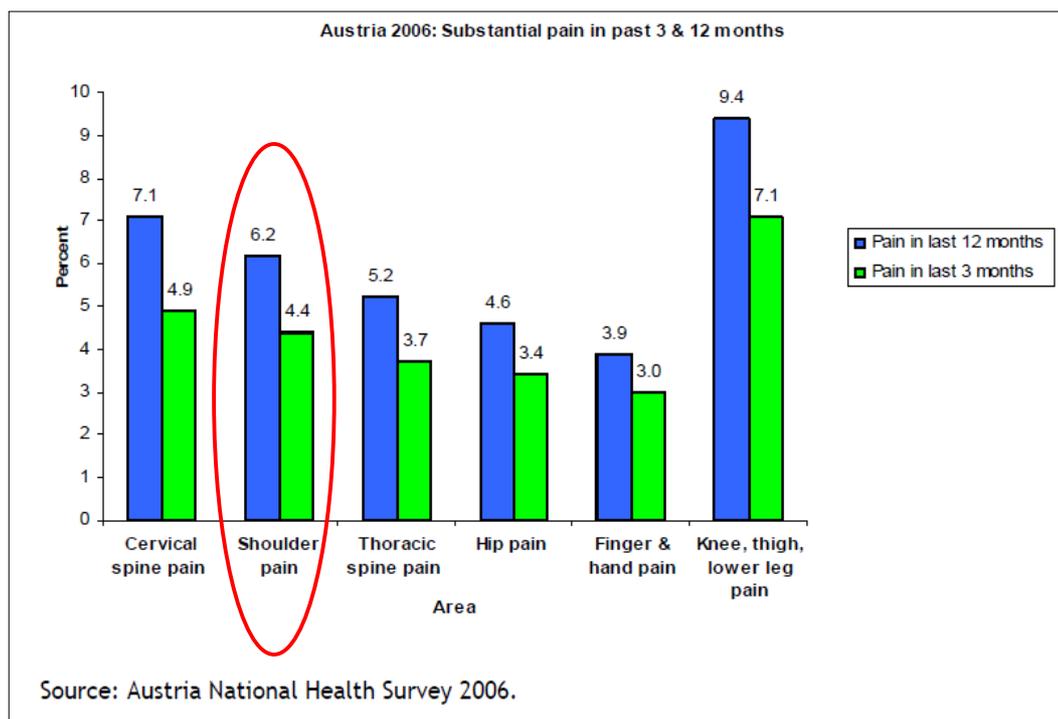


Figure 1-13 : Distribution des douleurs chroniques de l'appareil locomoteur à 3 et 12 mois précédant le recueil de données en fonction des localisations au sein d'un échantillon de la population générale autrichienne en 2006. D'après [29].

Les douleurs de l'épaule sont difficiles à traiter, avec des parcours de soins variés. Ainsi, seul 50% des nouveaux épisodes douloureux seront résolutifs à 6 mois pour Croft et al. [34] et seulement 40% à 1 an pour Van Der Windt et al. [35]. Dans l'étude de Linsell et al. [36], 13,6% des cas incidents étaient toujours en cours d'investigation ou de traitement dans les trois ans qui suivaient la première consultation. Il rapportait également que 22,4% des patients avaient été adressés à un spécialiste, 30,8% avaient reçus un traitement médicamenteux symptomatique et 10,6% avaient subi une infiltration par leur médecin traitant.

L'installation de douleurs chroniques ou la récurrence de douleurs au niveau du complexe articulaire de l'épaule est donc fréquente [35, 37] et l'identification des facteurs de risque difficile. Les éléments de mauvais pronostic les plus clairs sont une intensité douloureuse initiale importante et l'âge d'apparition compris entre 45 et 54 ans dans les populations actives. [38].

Selon une étude européenne incluant 15 pays de l'Union, 19% des adultes souffriraient de douleur chronique, en particulier de l'épaule, engendrant des effets délétères sur leur vie quotidienne et leur activité professionnelle [39].

#### ➤ Troubles musculosquelettiques (TMS) liés au travail

L'activité professionnelle manuelle soutenue des pays industrialisés participe à l'installation de douleurs du complexe articulaire de l'épaule. Il s'agit de TMS qui résultent d'un déséquilibre entre les contraintes biomécaniques et les capacités fonctionnelles de l'opérateur. En 2015, ils constituent un risque majeur identifié par la Convention d'Objectifs et de Gestion des programmes de prévention de Santé Publique [40].

Les TMS liés au travail, décrit il y a plusieurs dizaines d'années [41], sont en pleine croissance. En Europe, ils sont une cause majeure de morbidité, d'absence et de handicap au travail (Figure 1-14). En France, entre 2002 et 2005, Ha et al. [42] a noté une incidence de 1168 nouveaux cas, uniquement dans la région Pays de la Loire. Toujours en France, en 2012, les TMS représentaient la première cause de maladie professionnelle avec plus 10 millions de journées de travail perdues pour un coût estimé supérieur à 1 milliard d'euros [43].

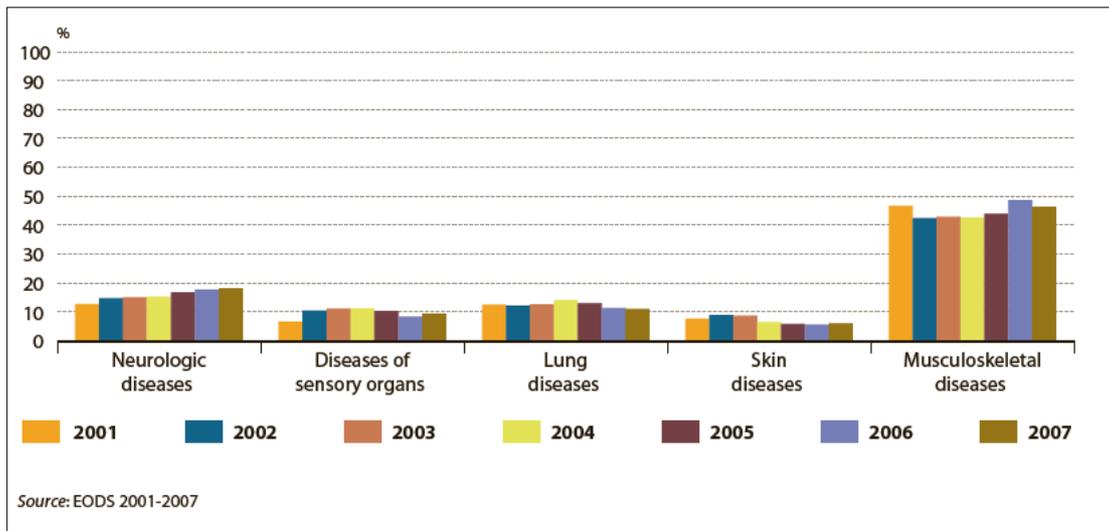


Figure 1-14 : Importance des pathologies d'origine musculosquelettiques dans les déclarations de maladies professionnelles dans l'Europe des 27. D'après [44]

Par ailleurs, une augmentation du volume des TMS du membre supérieur (TMSmS) a été mise en évidence en France entre 2006 et 2012, essentiellement liée à une croissance importante des pathologies de la racine du membre supérieur, propulsant l'épaule, dans une étude de 2011, à la première place des localisations des TMSmS déclarés en maladie professionnelles [45]. Les tranches d'âge les plus touchées sont les 45-64 ans, cumulant 22 à 24% des travailleurs concernés, et entraînant des limitations fonctionnelles pour plus de 60% d'entre eux [44].

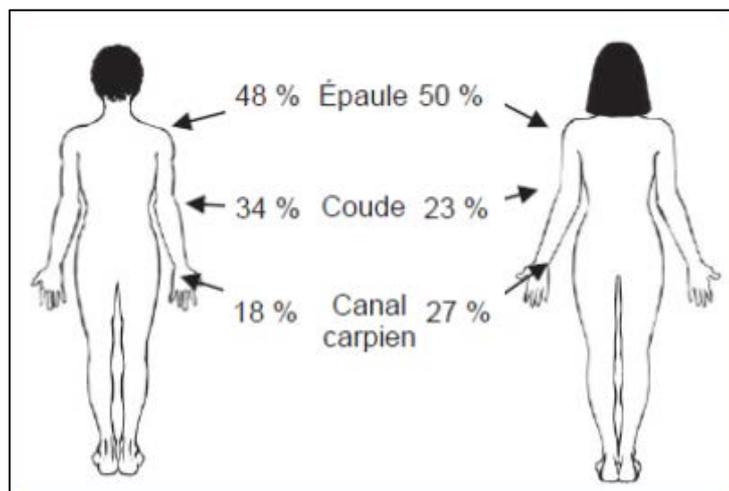


Figure 1-15 : Localisation des troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMSmS) selon le sexe en 2011. D'après [46].

### 1.2.1.2 : Douleurs et coiffe des rotateurs

Toutes étiologies confondues, la CDR représente la structure anatomique principale à l'origine des douleurs chroniques non traumatiques du complexe articulaire de l'épaule chez l'adulte d'âge moyen [47-50]. Déjà en 1995, pour Van der Windt et al.[24], plus de 60% des cas de douleurs de la région de l'épaule étaient secondaires à des lésions de la CDR et, dans une autre étude néerlandaise, 82% des patients consultant leur médecin traitants pour douleur de l'épaule avaient un problème de CDR [51].

Plus précisément, Ostor et al. ont montré, dans un travail sur les soins primaires en utilisant les tests cliniques standardisés d'examen de la CDR, que 85% des patients se plaignant de douleurs chroniques de l'épaule présentaient une tendinopathie de la CDR mais associée dans 57% des cas, à un conflit sous acromial [52].

On entrevoit ici les difficultés nosologiques liées à l'utilisation des termes généraux de « pathologies de la CDR ». Il s'agit en fait d'une nébuleuse pathologique à laquelle participent différents stades lésionnels et différentes pathologies intriquées telles que le conflit sous acromial, les tendinopathies inflammatoires (« tendinites ») ou les ruptures des tendons de la CDR [53]. Elles résultent du même processus dégénératif échelonné dans le temps et constituent l'histoire naturelle des pathologies de la CDR. L'élément anatomique le plus exposé est la coiffe tendineuse de par son anatomie et ses rapports étroits avec l'arche acromio-coracoïdienne. Le volume de ces pathologies tendineuses au sein de la totalité des douleurs de l'épaule se chiffrent à 60% pour Zufferey [54] et 65% pour Vecchio et al. [55] en fonction des caractéristiques des populations étudiées.

### 1.2.2 : Histoire naturelle des pathologies de la CDR

L'histoire naturelle des tendinopathies de la CDR n'est actuellement que partiellement connue. Le vieillissement (sénescence) de la CDR aboutit à une altération tendineuse chronique, mais aussi musculaire. L'apparition de lésions sur les tendons de la CDR (amincissement et/ou

perforations tendineuses) est fréquente et sa prévalence augmente de façon linéaire avec l'âge [56]. Les processus pathologiques sont très probablement multifactoriels, reposant sur des facteurs intrinsèques et extrinsèques. Les conséquences de ces lésions sont très variables sur la fonction du complexe articulaire de l'épaule. Il est notamment difficile d'expliquer l'origine précise des symptômes douloureux. Plusieurs théories physiopathologiques existent quant à l'origine des ruptures tendineuses de la CDR, avec toutefois plusieurs questions non résolues à l'origine de controverses.

### 1.2.2.1 : Pourquoi et comment les tendons de la CDR souffrent-ils ?

Il s'agit avant tout de lésions d'origine dégénérative (« tendinose »), évoluant de façon chronique et dont le caractère symptomatique est inconstant et imprévisible [57]. Un épisode traumatique de moindre importance (chute sur le moignon de l'épaule, mouvement brusque) survenant sur des tendons dégénératifs peut précipiter l'évolution et déclencher ou aggraver une rupture.

L'organisation anatomique et la biomécanique de l'articulation glénohumérale correspondent à un duel à mort entre le muscle deltoïde, puissant muscle qui subluxe la tête de l'humérus vers le haut, et la CDR, ensemble coaptateur glénohuméral. La CDR en se contractant s'oppose au mouvement de subluxation produit par le deltoïde mais va au fil des années, être détruite avec des altérations tendineuses et musculaires irréversibles.

Pour certains auteurs, les pathologies de la CDR seraient la conséquence du passage de la position de quadrupède à la position érigée avec une anatomie qui n'a pas été accompagnée des adaptations nécessaires et suffisantes [57, 58]. L'apprentissage de la bipédie a entraîné une transformation des forces de compressions s'exerçant sur la glène qui est horizontale chez les quadrupèdes, en forces de translation face à une glène verticale chez les bipèdes. Ces forces de cisaillement sublaxantes provoquent une compression de la bourse et des tendons sous la voûte acromio-coracoïdienne. La pression dans l'espace sous acromial peut ainsi monter à plus de 110 mm/Hg [59] et une défaillance de la CDR entraîne une augmentation des pressions sous la voûte acromiale de 61% [60].

Cette augmentation de pression pourrait suffire à entraîner une ischémie tendineuse relative. Cette dernière entraînerait une cascade métabolique défavorable avec apoptose cellulaire et

métaplasie tendineuse [61, 62]. Ainsi, en 1990, Lohr et Uhthoff [63] ont mis en évidence une zone d'hypovascularisation tendineuse au niveau de la face profonde du supraépineux pouvant correspondre à une zone de fragilité.

Le facteur microvasculaire semble donc être au cœur de l'initiation physiopathologique des lésions de la CDR. Par ailleurs, à l'exception du tabac, facteur de vasoconstriction capillaire, il n'a pas encore été retrouvé de facteurs environnemental favorisant [59, 64].

### 1.2.2.2 : Facteurs de « fragilité » de la CDR

Des facteurs extrinsèques et intrinsèques rendent la CDR vulnérable et finalement insuffisante face au deltoïde.

Les facteurs extrinsèques correspondent à l'environnement pouvant être agressif de la CDR tendineuse. Codman en 1934 [65] fut le premier à décrire la bursite sous acromiale et les lésions tendineuses associées de la CDR. Il supposa qu'un conflit entre l'acromion et tête de l'humérus au cours de l'abduction était à l'origine de ces lésions. A partir de là, Neer développa en 1983 la théorie mécanique du conflit sous acromial [66]. Il décrivit trois stades évolutifs avec d'abord un œdème tendineux, puis une tendinopathie chronique, et enfin une rupture tendineuse partielle ou transfixiante. Par ailleurs, la profession et le coté dominant peuvent être responsables d'une surcharge tendineuse, en particulier lors de mouvements répétitifs au-dessus de l'horizontal [59].

Bien que séduisante en théorie pour justifier les altérations tendineuses superficielles, cette explication est insuffisante pour expliquer les autres types de ruptures de coiffe qui sont intratendineuses ou au niveau de la face profonde, qui sont également les plus fréquentes.

Il existe plusieurs facteurs dits intrinsèques mis en évidence par plusieurs auteurs. La sénescence ou le vieillissement tendineux physiologique, couplée et intriquée avec d'autres facteurs structuraux fragilisent le tendon. Nakajima et al.[67] ont montré qu'il existe des différences de propriété élastique des couches profonde et superficielle de la coiffe. Les variations du module d'élasticité tendineux engendrent des forces de cisaillement au sein des tendons qui vont être à l'origine des fissurations intratendineuses et de lésions de délamination. Ainsi, le versant superficiel (bursal), de composition essentiellement tendineuse, serait plus élastique, à l'opposé de la face articulaire, ligamentaire et capsulaire, plus rigide.

Enfin, les facteurs cellulaires et matriciels sont importants. Les modifications de structure du collagène sénescence, associées au stress oxydatif et aux enzymes protéolytiques de l'inflammation, jouent un rôle prédominant dans la genèse des ruptures [68].

Le tendon, fragilisé est alors exposé à la rupture, soit spontanément, soit à la faveur d'un traumatisme minime, et ce d'autant plus qu'il est mal utilisé ou surutilisé. La rupture tendineuse de la coiffe des rotateurs est définie comme une solution de continuité d'un ou plusieurs tendons de la coiffe des rotateurs.

Elles surviennent le plus souvent dans le cadre de l'évolution d'une tendinopathie chronique, symptomatique ou non : elles sont dites alors dégénératives. Les ruptures aiguës sur tendon antérieurement sain sont rares et touchent surtout les sujets jeunes.

### 1.2.2.3 : Participation musculaire

Les pathologies de la CDR ne sont pas limitées aux tendons. Les muscles correspondants sont concernés par des modifications de structure (dégénérescence ou infiltration graisseuse musculaire) et des diminutions de volume (amyotrophie). Il est actuellement avancé que l'infiltration graisseuse est secondaire à la rétraction du tendon et aux modifications de l'angle de pennation des fibres musculaires [69]. En effet, l'organisation architecturale des muscles de la coiffe des rotateurs est décrite comme étant *penniforme*, (Figure 1-16).

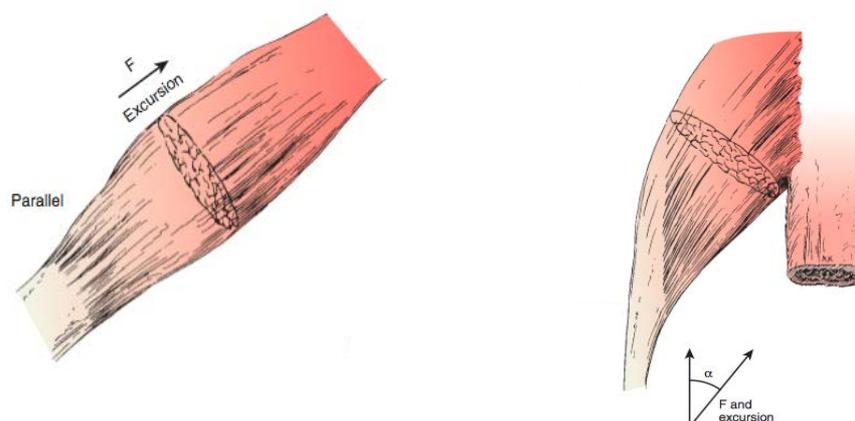


Figure 1-16 : Représentations schématiques d'une organisation parallèle et penniforme des fibres musculaire au sein d'un corps musculaire squelettique. D'après [7].

Par ailleurs, il est observé que, lors d'une rupture tendineuse, l'orientation des fibres du muscle concerné se modifie et l'angulation entre les fibres et le squelette fibreux passe en moyenne de 30° à 55°. Le processus physiopathologique sous-jacent à ces modifications est encore inconnu. Il est difficile de savoir si l'espace laissé libre par ces modifications architecturales se comble de graisse et de fibrose, ou s'il s'agit d'une véritable dégénérescence musculaire avec transformation des tissus sains en graisse. Selon l'importance de l'infiltration, il est possible d'établir une gradation qui a été décrite pour la première fois par Goutallier et al. [70], à partir de coupes axiales de scanner. Cette appréciation peut également être faite par IRM et une échelle de mesure a été validée par Fuchs et al. [71].

Les altérations musculaires associées aux pathologies de la CDR tendineuse sont actuellement un élément crucial dans l'évaluation des possibilités thérapeutiques. Le chirurgien, initialement focalisé sur les tendons, regarde de plus en plus l'état des muscles de la CDR [57]. Les corrélations fortes entre l'importance des lésions tendineuses et l'impacts sur la structure des muscles ont été établies par plusieurs travaux [72-74].

### 1.2.3 : Diagnostic et thérapeutique

La présentation clinique typique d'une rupture de la CDR est une épaule douloureuse chronique, avec une force altérée pour les travaux situés au-dessus de l'horizontal chez un travailleur manuel de 55 ans. Dans le parcours diagnostique, l'échographie est en passe de supplanter des examens plus complexes (IRM, scanner). Enfin, un traitement médical symptomatique d'au moins 6 mois doit toujours précéder un éventuel traitement chirurgical [75].

#### 1.2.3.1 : Diagnostic

Il existe le plus souvent une association variable de douleur, d'impotence et de raideur de l'épaule concernée. Il n'y a aucun parallélisme anatomoclinique entre les lésions et les

symptômes. Douleur et incapacité peuvent correspondre à un état transitoire. Plus préoccupant, bien que la douleur soit dans la majorité des cas le motif de consultation primordial, de grandes incertitudes demeurent quant à son origine, son installation et son évolution.

L'examen clinique et le testing des différents tendons constitutifs de la CDR évoquent au clinicien averti les lésions existantes mais, après des radiographies standards, il est le plus souvent nécessaire de recourir à des examens d'imagerie de deuxième intention comme l'échographie, l'IRM ou la tomodensitométrie. Les progrès de l'échographie permettent de tempérer les recommandations de la Haute Autorité de Santé (HAS) de 2005, qui conseillait, en 2<sup>e</sup> intention, d'avoir recours à la tomodensitométrie ou de l'IRM face à une suspicion de rupture de la CDR. De fait, il n'existe actuellement plus aucun consensus sur les examens complémentaires à pratiquer.

Une rupture transfixiante est définie comme une solution de continuité intéressant la totalité de l'épaisseur du tendon. Une rupture est définie comme partielle si elle n'affecte pas la totalité de l'épaisseur du tendon.

Ces explorations morphologiques confirment et précisent le diagnostic en décrivant, le type (lésion transfixiante ou non), la taille et la localisation des lésions tendineuses.

Etape devenue indispensable, l'évaluation de la dégénérescence graisseuse et de l'amyotrophie des muscles de la CDR est un élément crucial pour orienter la prise en charge thérapeutique.

### 1.2.3.2 : Thérapeutique

Le caractère transitoire des symptômes et leur absence de corrélation avec les lésions justifient qu'en dehors des ruptures traumatiques pures du sujet jeune, qui sont des urgences chirurgicales, un traitement médical d'au moins 6 mois avant une éventuelle prise en charge chirurgicale plus agressive quelles que soient les lésions observées [75].

En l'absence d'amélioration après 6 mois de traitement, l'indication chirurgicale peut être discutée. Le risque de dégénérescence graisseuse musculaire compromet le pronostic du résultat d'un traitement chirurgical et fonctionnel. De plus, l'âge du patient, sa motivation, son niveau d'activité professionnelle et une raideur de l'épaule participent à la décision thérapeutique [57].

Enfin, l'évolution à long terme des ruptures de la CDR est mal connue et pourrait être favorable dans 40 à 75% des cas [76].

Ainsi, le traitement chirurgical est une proposition logique dans un but de récupération fonctionnelle, en cas d'épaule douloureuse ou invalidante, après échec du traitement conservateur.

Trois types de traitements chirurgicaux peuvent alors être proposés. Une chirurgie réparatrice si les conditions anatomiques et le contexte général le permettent : réinsertions tendineuses, transferts tendineux, lambeaux musculaires. En cas de lésions non réparables de la coiffe, on proposera plutôt une chirurgie à visée antalgique portant sur la bourse sous-acromiale, sur le tendon du long biceps et/ou le bec acromial. Enfin, la chirurgie prothétique peut être proposée dans les épaules pseudo-paralytiques par rupture massive de la coiffe des rotateurs. L'indication de prothèse dans ce cas doit être mesurée et n'être retenue qu'après épuisement des autres options thérapeutiques : prothèse humérale (simple ou à cupule mobile) et prothèse totale inversée (cupule humérale concave et sphère glénoïdienne)

Un des éléments cruciaux dans le choix de l'option thérapeutique est l'état du muscle infraépineux, c'est-à-dire son volume et sa proportion de tissu graisseux. Plusieurs études ont montré son rôle pronostic primordial dans les résultats fonctionnels des réparations des lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs [73, 74].

## 1.3: Conclusion

Le complexe articulaire de l'épaule est caractérisé par une organisation et un fonctionnement complexe.

Une des grandes caractéristiques biomécaniques de l'épaule est la prédominance de contraintes de cisaillement, aussi bien dans le plan frontal que sagittal, qui s'opèrent au niveau de l'articulation principale, qui est la glénohumérale.

Quel que soit le geste à accomplir, l'utilisation du membre supérieur nécessite une coaptation articulaire très solide pour contrer les phénomènes de subluxation supérieure, mais aussi antéro-postérieure, conséquence de l'action d'un des muscles les plus puissants de l'organisme : le deltoïde.

C'est précisément le rôle de la coiffe des rotateurs, entité complexe, qui participe activement à la fonction de l'épaule, en terme de mobilité mais surtout de stabilité.

Malgré une organisation penniforme de ses muscles qui permet de privilégier la force musculaire au détriment de l'amplitude du mouvement, l'évolution au fil des années correspond à une dégradation structurelle qui est probablement initialement tendineuse puis, rapidement musculaire.

Le vieillissement de la population associé à une « médicalisation extrême » des sociétés industrialisées en ont fait un problème préoccupant de Santé Publique.

Il est actuellement difficile d'affirmer avec certitude que le traitement chirurgical permette d'obtenir de meilleurs résultats que les traitements symptomatiques moins agressifs, car chaque cas est un cas particulier.

Quoi qu'il en soit, exceptions faites de la motivation et des souhaits du patient, face à des lésions tendineuses avérées de la CDR, un critère clef dans le choix thérapeutique réside dans l'état des muscles correspondants et, en particulier, de l'infraépineux et du petit rond.

Nous proposons dans cette thèse de mieux caractériser la morphologie macroscopique de ces deux muscles, de tenter d'améliorer l'évaluation de leurs altérations de structure associées aux lésions de la CDR tendineuse, et enfin d'utiliser l'élastographie ultrasonore pour évaluer leur comportement viscoélastique en contrainte.

## Bibliographie Première Partie

1. Bouchet A, Cuilleret J. Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle : 3a : le membre supérieur, Ed SIMEP, 3<sup>e</sup> Edition, 1995, Paris.
2. McPherson EJ, Friedman RJ, An YH, Chokesi R, Dooley RL. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997 Mar-Apr;6(2):105-12.
3. Huber CE. The form and the size and of the glenoid cavity. *Anat Anz* 172(2), 1991, pp 137-42.
4. Collectif, Wainsten JP. Larousse Médical, édition 2012.
5. Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br.* 1997 Sep;79(5):857-65.
6. Hoffmeyer P, Genoud P, Cerutti P ; Biomécanique de l'épaule normale et prothétique. Prothèses d'épaule. Sous la direction de Mansat M, Cahiers d'enseignement de la SO.F.C.O.T, N°68, 1999, pp 33-47, Expansion Scientifique Française.
7. Jobe CM, Phipatanakul WP, Coen MJ. Gross Anatomy of the Shoulder. In : *The Shoulder*, 4th edition, CA Rockwood Jr, FA Matsen III Editors, Saunder Elsevier, Philadelphia, 2009.
8. Bianchi S, Montet X, Bize P, Garcia J. Imagerie de la coiffe des rotateurs. *Rev Med Suisse* 2003; N° 2444.
9. Itoi E, Morrey BF, An K. Biomechanics of the Shoulder. In : *The Shoulder*, 4th edition, CA Rockwood Jr, FA Matsen III Editors, Saunder Elsevier, Philadelphia, 2009.

10. Libersa C. Schémas de travaux pratiques. Myologie-Angéiologie-Nevrologie-Topographie. Fascicule 3 : Membre supérieur. 1971, Vigot, Paris.
11. Gray, H. Anatomy of the Human Body. Philadelphia, Lea and Febiger, 1918.
12. Clark JM, Harryman DT 2nd. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. J Bone Joint Surg Am. 1992 Jun;74(5):713-25.
13. Olson TR, Wojciech P. Atlas d'anatomie humaine ADAM, Fontaine Ch (Traduction), Broché Edition, décembre 2010.
14. Kapandji A. Anatomie fonctionnelle. membre supérieur. 6<sup>e</sup> édition, 2015, Maloine Paris.
15. Nam D, Kepler CK, Neviasser AS, Jones KJ, Wright TM, Craig EV, Warren RF Reverse total shoulder arthroplasty: current concepts, results, and component wear analysis. J Bone Joint Surg Am. 2010 Dec;92 Suppl 2:23-35.
16. Fischer LP, Carret JP, Gonon GP, Dimnet J. Étude cinématique des mouvements de l'articulation scapulo-humérale. Rev Chir Orthop, 1977, 63, 108-112.
17. Blaimont P, Taheri A, Vanderhofstadt A. Migration of the instantaneous center of rotation in the shoulder during abduction : implications for scapulohumeral muscle function. Rev Chir Orthop, 2005, 91, 399-405.
18. Walch G, Boulahia A, Calderone S, Robinson AHN. The 'dropping' and hornblower's signs in evaluation of rotator-cuff tears. J Bone Joint Surg Br 1998; 80:624-8.
19. Matsen F.A III. Evaluation of stiff shoulder. Site internet :  
<http://www.orthop.washington.edu/?q=patient-care/articles/shoulder/evaluation-of-the-stiff-shoulder.html>

20. Institut National de Recherche en Santé (INRS). La démarche TMS Pro. 2016. Site Internet : <http://www.inrs.fr/publications/mediatheque/doc/complement-autres-ressources-2013>.
21. Jenicek, M Cleroux, R. Epidémiologie : Principes, Techniques, Applications. Edité par Edisem, 1983.
22. Nizard J, Noël E. L'épaule douloureuse chronique non traumatique. Elsevier Masson, 2000, 201 pages.
23. Urwin M, Symmons D, Allison T, Brammah T, Busby H, Roxby M, Simmons A, Williams G. Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Ann Rheum Dis*. 1998 Nov;57(11):649-55.
24. van der Windt DA, Koes BW, de Jong BA, Bouter LM. Shoulder disorders in general practice: incidence, patient characteristics, and management. *Ann Rheum Dis*. 1995 Dec;54(12):959-64.
25. McBeth J, Jones K. Epidemiology of chronic musculoskeletal pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2007 Jun;21(3):403-25.
26. Pope DP, Croft PR, Pritchard CM, Silman AJ. Prevalence of shoulder pain in the community: the influence of case definition. *Ann Rheum Dis*. 1997 May;56(5):308-12.
27. Picavet HS, van den Bos GA. Comparing survey data on functional disability: the impact of some methodological differences. *J Epidemiol Community Health*. 1996 Feb;50(1):86-93.
28. Walker-Bone K, Palmer KT, Reading I, Coggon D, Cooper C. Prevalence and impact of musculoskeletal disorders of the upper limb in the general population. *Arthritis Rheum*. 2004 Aug 15;51(4):642-51.

29. Klimont J, Kytir J, Leiner B. Österreichische Gesundheitsbefragung 2006/2007. Hauptergebnisse und methodische, Dokumentation Statistik Austria. Lien Internet : [file:///Users/guillaume/Downloads/oesterreichische\\_gesundheitsbefragung\\_20062007\\_bericht\\_029865.pdf](file:///Users/guillaume/Downloads/oesterreichische_gesundheitsbefragung_20062007_bericht_029865.pdf)
30. Collectif. Société Française de Médecine Générale. Observatoire de la Médecine Générale : Informations épidémiologiques sur les pathologies et leur prise en charge en ville. Site Internet : <http://omg.sfm.org>.
31. Takala J, Sievers K, Klaukka T. Rheumatic symptoms in the middle-aged population in southwestern Finland. *Scand J Rheumatol Suppl.* 1982;47:15-29.
32. Bergenudd H, Lindgärde F, Nilsson B, Petersson CJ. Shoulder pain in middle age. A study of prevalence and relation to occupational work load and psychosocial factors. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Jun;(231):234-8.
33. Feleus A, Bierma-Zeinstra SM, Miedema HS, Bernsen RM, Verhaar JA, Koes BW. Incidence of non-traumatic complaints of arm, neck and shoulder in general practice. *Man Ther.* 2008 Oct;13(5):426-33. Epub 2007 Aug 2.
34. Pope DP, Croft PR, Pritchard CM, Macfarlane GJ, Silman AJ. The frequency of restricted range of movement in individuals with self-reported shoulder pain: results from a population-based survey. *Br J Rheumatol.* 1996 Nov;35(11):1137-41.
35. van der Windt DA, Koes BW, Boeke AJ, Devillé W, De Jong BA, Bouter LM. Shoulder disorders in general practice: prognostic indicators of outcome. *Br J Gen Pract.* 1996 Sep;46(410):519-23.
36. Linsell L, Dawson J, Zondervan K, Rose P, Randall T, Fitzpatrick R, Carr A. Prevalence and incidence of adults consulting for shoulder conditions in UK primary care; patterns of diagnosis and referral. *Rheumatology (Oxford).* 2006 Feb;45(2):215-21. Epub 2005 Nov 1.

37. Winters JC, Sobel JS, Groenier KH, Arendzen JH, Meyboom-de Jong B. The long-term course of shoulder complaints: a prospective study in general practice. *Rheumatology (Oxford)*. 1999 Feb;38(2):160-3.
38. Kuijpers T, van der Windt DA, van der Heijden GJ, Bouter LM. Systematic review of prognostic cohort studies on shoulder disorders. *Pain*. 2004 Jun;109(3):420-31.
39. Breivik H, Collett B, Ventafridda V, Cohen R, Gallacher D. Survey of chronic pain in Europe: prevalence, impact on daily life, and treatment. *Eur J Pain*. 2006 May;10(4):287-333.
40. Communiqué de l'Assurance Maladie-Risques Professionnels, Paris, le 09 Juillet 2015 : Accidents du travail et maladies professionnelles - Exercice 2014 : Des comptes certifiés et une légère progression de la fréquence des accidents du travail. Site Internet : <https://www.cramif.fr/espace-presse/2015/accidents-du-travail-et-maladies-professionnelles-rapport-gestion-annee-2014-cramif-9-juillet-2015.php>.
41. Hagberg M, Wegman DH. Prevalence rates and odds ratios of shoulder-neck diseases in different occupational groups. *Br J Ind Med*. 1987 September; 44(9): 602–610.
42. Ha C, Roquelaure Y, Leclerc A, Touranchet A, Goldberg M, Imbernon E. The French Musculoskeletal Disorders Surveillance Program: Pays de la Loire network. *Occup Environ Med*. 2009 Jul;66(7):471-9.
43. Sécurité Sociale, AMELI. Caisse nationale de l'assurance maladie des travailleurs salariés (Cnamts). Site Internet : <http://www.ameli-sante.fr/troubles-musculo-squelettiques-tms/tms-importance-du-suivi-au-long-court.html>.
44. Collectif. Health and safety at work in Europe. 2010 edition (1999-2007). European Commission, Employment, Social Affairs and Equal Opportunities. Eurostat, European

Commission. Theme: Population and social conditions, Collection: Statistical books© European Union, 2010.

45. Aptel M, Cail F, Aublet-Cuvelier A. Aptel M. Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS), guide pour les preventeurs., Edition INRS ED 957, 2e édition, Juillet 2011.
46. Brière J, Fouquet N, Ha C, Imbernon E, Plaine J, Rivière S et al. Des indicateurs en santé travail. Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur en France. Saint-Maurice: Institut de veille sanitaire; 2015. 51 p.
47. Bland JH, Merrit JA, Boushey DR. The painful shoulder. *Semin Arthritis Rheum.* 1977 Aug;7(1):21-47.
48. Scheib JS. Diagnosis and rehabilitation of the shoulder impingement syndrome in the overhand and throwing athlete. *Rheum Dis Clin North Am.* 1990 Nov;16(4):971-88.
49. Matsen FA 3rd. Clinical practice. Rotator-cuff failure. *N Engl J Med.* 2008 May 15;358(20):2138-47.
50. Mitchell C, Adebajo A, Hay E, Carr A. Shoulder pain: diagnosis and management in primary care. *BMJ.* 2005 Nov 12;331(7525):1124-8.
51. Dorrestijn O, Greving K, van der Veen WJ, van der Meer K, Diercks RL, Winters JC, Stevens M. Patients with shoulder complaints in general practice: consumption of medical care. *Rheumatology (Oxford).* 2011 Feb;50(2):389-95.
52. Ostör AJ, Richards CA, Prevost AT, Speed CA, Hazleman BL. Diagnosis and relation to general health of shoulder disorders presenting to primary care. *Rheumatology (Oxford).* 2005 Jun;44(6):800-5. Epub 2005 Mar 15.

53. White JJ, Titchener AG, Fakis A, Tambe AA, Hubbard RB, Clark DI. An epidemiological study of rotator cuff pathology using The Health Improvement Network database. *Bone Joint J.* 2014 Mar;96-B(3):350-3.
54. Zufferey P. Diagnosis and treatments of scapular pain. *Rev Med Suisse.* 2011 Mar 16;7(286):576, 578-80, 582.
55. Vecchio P, Kavanagh R, Hazleman BL, King RH. Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic. *Br J Rheumatol.* 1995 May;34(5):440-2.
56. Yamaguchi K., Tetro A.M., Blam O., Bradley A.E., Teefey S.A., Middleton W.D. Natural history of asymptomatic rotator cuff tears: a longitudinal analysis of asymptomatic tears detected sonographically *J Shoulder Elbow Surg* 2001, 10: 199-203.
57. Thomazeau H. L'arthroscopie d'épaule et la réparation de la coiffe des rotateurs. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 2008, Volume 94, n° 8S, pages 394-397.
58. Bonnel F, Marc T, Gaudin T, Teissier J. Pathologie de la coiffe des rotateurs et troubles musculosquelettiques. Société Française de Rééducation de l'Epaule (SFRE). Site Internet : [http://www.sfre.org/sfre/professionnels/reeducation/epaule\\_non\\_operee/pathologie\\_coiffe\\_rotateurs\\_et\\_tms](http://www.sfre.org/sfre/professionnels/reeducation/epaule_non_operee/pathologie_coiffe_rotateurs_et_tms).
59. Yamaguchi K., Ditsios K., Middleton W.D., Hildebolt C.F., Galatz L.M., Teefey S.A. The demographic and morphologic features of rotator cuff disease *J Bone Joint Surg* 2006;88A 1699-1704.
60. Wuelker N, Roetman B, Roessig S. Coracoacromial pressure recordings in a cadaveric model. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995 Nov-Dec;4(6):462-7.
61. Matthews T.J., Smith S.R., Peach C.A., Rees J.L., Urban J.P., Carr A.J. In vivo measurement of tissue metabolism in tendons of the rotator cuff. Implications for surgical treatment *J Bone Joint Surg* 2007;89B:633-638.

62. Tuohetti Y., and al. Apoptosis in the supraspinatus tendon with stage II subacromial impingement J Shoulder Elbow Surg 2005 ;14:535-541.
63. Lohr JF, Uthoff HK. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. Clin Orthop Relat Res. 1990 May;(254):35-8.
64. Baumgarten KM, Gerlach D, Galatz LM, Teefey SA, Middleton WD, Ditsios K, Yamaguchi K. Cigarette smoking increases the risk for rotator cuff tears. Clin Orthop Relat Res. 2010 Jun;468(6):1534-41.
65. Codman EA. The Shoulder. Rupture of the Supraspinatus Tendon and other lesions in or about the Subacromial Bursa. Boston, Massachusetts, 1934.
66. Neer CS 2nd. Impingement lesions. Clin Orthop Relat Res. 1983 Mar;(173):70-7.
67. Nakajima T, Rokuuma N, Hamada K, Tomatsu T, Fukuda H. Histologic and biomechanical characteristics of the supraspinatus tendon: Reference to rotator cuff tearing. J Shoulder Elbow Surg. 1994 Mar;3(2):79-87.
68. Rees JL. The pathogenesis and surgical treatment of tears of the rotator cuff. J Bone Joint Surg Br. 2008 Jul;90(7):827-32.
69. Meyer DC, Hoppeler H, von Rechenberg B, Gerber C. A pathomechanical concept explains muscle loss and fatty muscular changes following surgical tendon release. J Orthop Res. 2004;22:1004-7.
70. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. Clin Orthop Relat Res, 1994 Jul;(304):78-83.

71. Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, Gerber C. Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999 Nov-Dec;8(6):599-605.
72. Thomazeau H, Boukobza E, Morcet N, Chaperon J., Langlais F. Prediction of rotator cuff repair results by magnetic resonance imaging *Clin Orthop*,1997;344:275-283.
73. Melis B, Nemoz C, Walch G. Muscle fatty infiltration in rotator cuff tears: descriptive analysis of 1688 cases. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 Sep;95(5):319-24.
74. Gladstone JN., Bishop JY., Lo KY., Flatow EL. Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor functional outcome *Am J Sports Med* 2007;35:719-728.
75. Collège de la Haute Autorité de Santé (HAS). Prise en charge chirurgicale des tendinopathies rompues de la coiffe des rotateurs de l'épaule chez l'adulte. Recommandations mars 2008. Site Internet : [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/chirurgie\\_des\\_tendinopathies\\_rompues\\_de\\_la\\_coiffe\\_des\\_rotateurs\\_-\\_recommandations.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/chirurgie_des_tendinopathies_rompues_de_la_coiffe_des_rotateurs_-_recommandations.pdf)
76. Collectif. Groupe et de Travail en Imagerie Ostéoarticulaire (GETROA). Opus XXXII. L'épaule : une approche pluridisciplinaire. Sous la direction de Blum A et al. Sauramps Medical Editeur, 2005, Mon



# Deuxième Partie

## Caractérisations morphologiques du muscle infraépinatus (ISP) et teres minor (TM)

### Dissections anatomiques, imageries par ultrasons et par résonance magnétique nucléaire *post-mortem*

Les muscles infraépineux (*infraspinatus* ou ISP) et petit rond (*teres minor* ou TM) ont une importance fonctionnelle cruciale [1-4]. Ils sont les seuls rotateurs externes du membre supérieur et jouent un rôle important dans la stabilité active du complexe articulaire de l'épaule [5]. Ces deux muscles constituent la coiffe des rotateurs postérieure et sont fréquemment touchés par des altérations musculaires associées aux pathologies de la coiffe tendineuse [6, 7].

Cependant, à la différence du muscle supraépineux, ces deux muscles semblent pouvoir être affectés par des altérations de structure et/ou de volume sans rupture systématiquement associée de leur tendon et sans explication clairement identifiée [8-10]. Les caractéristiques de structure et/ou de volume du muscle ISP sont également le témoin du potentiel de cicatrisation et des résultats fonctionnels des réparations des tendons de la CDR dans son ensemble. De plus, l'impact de

l'atrophie graisseuse du TM est diversement rapporté dans la littérature [9-11]. En effet, pour Kim et al [10] la dégénérescence graisseuse du TM n'influence pas les résultats des réparations des tendons de la CDR, alors que pour Simovitch et al.[9] elle péjore les résultats fonctionnels des prothèses totales inversées d'épaule. L'anatomie macroscopique de ces deux muscles est donc une source d'informations primordiale pour évaluer et surveiller leur aspect pathologique.

Malheureusement, la plupart des manuels d'anatomie actuels rapportent une description assez limitée et finalement insuffisante de ces deux muscles. De plus, ces manuels sont le plus souvent des rééditions de travaux anciens qui n'ont pas toujours été remis à jour.

Plus récemment, des travaux scientifiques nouveaux [12-16] ont été motivés par le sujet d'intérêt que représente l'anatomie de ces muscles, par les explorations morphologiques quotidiennes (tomodensitométrie, ultrasons ou IRM) dont ils sont l'objet et par leurs rôles fonctionnel et pronostique dans les pathologies de la CDR.

Peu nombreux, ces travaux ont pourtant apporté des connaissances nouvelles sur l'anatomie descriptive de ces muscles. Pour le moment, aucun consensus n'est clairement établi quant à leur organisation macroscopique.

Dans ce chapitre, nous proposons un aperçu rapide des descriptions anatomiques classiques et des découvertes anatomiques récentes sur ces deux muscles. Puis, nous exposerons les constatations que nous avons faites à la suite d'un travail de dissections des muscles ISP et TM portant sur 40 épaules humaines cadavériques. Enfin, nous décrirons les corrélations mises à jour entre anatomie et imagerie avec les explorations ultrasonores en mode B et IRM en 3 dimensions réalisées sur cadavres.

## 2.1 : Anatomies classiques et récentes.

### 2.1.1 : Aperçu historique

La « science anatomique » est née dans l'Antiquité (Égypte, Mésopotamie, Grèce). Après quelques balbutiements [17, 18], les bases théoriques n'ont été établies qu'à la Renaissance [19-22]. Il faut néanmoins attendre les XVII<sup>e</sup> et XVIII<sup>e</sup> siècles pour que se développe réellement l'anatomie en tant que « science descriptive du corps et des organes ». Il apparut alors une anatomie humaine « classique et générale » [23]. Mais ce n'est qu'au XIX<sup>e</sup> siècle qu'elle a été par la suite en partie appliquée à l'exploration médico-chirurgicale.

Les grands anatomistes de cette époque ont rapporté les descriptions et les figures faisant encore actuellement référence. Or, les informations rapportées sont limitées. Le plus souvent, l'ISP et le TM sont décrits comme des structures musculotendineuses monolithiques ou, pour certains, à plusieurs « faisceaux de fibres » sans précisions complémentaires. A l'opposé, des travaux très récents et détaillés, ont apporté des connaissances inédites sur l'organisation de ces muscles, remettant en partie en cause les conceptions historiques.

## 2.1.2 : Descriptions anatomiques de référence

Les descriptions macroscopiques morphologiques de référence ne rentrent pas dans les détails anatomiques. Une description « type » de l'ISP et du TM est retrouvée dans tous ces manuels, avec plus ou moins de précisions associées.

### 2.1.1.1 : L'infraspinatus

Plusieurs travaux anatomiques classiques [24-31] décrivent l'ISP comme un muscle épais et triangulaire, large médialement, étroit latéralement, en partie recouvert par le deltoïde et le trapèze et par un épais fascia superficiel à la manière d'un « sac fibreux » [31]. Il est inséré sur les 2/3

médiaux de la fosse infraépineuse par des fibres musculaires charnues. Ces dernières convergent et se prolonge par un tendon, en partie recouvert de muscle pour certains [28]. Ce tendon se termine sur le tubercule majeur de l'humérus, caudalement par rapport à l'insertion du tendon du supraépineux. La plupart des auteurs précisent également que l'ISP s'insère aussi sur la face caudale de l'épine de la scapula et sur le fascia qui le recouvre.

Cette description générale est acceptée par tous, mais un nombre d'auteurs plus restreint apportent des informations supplémentaires. Ainsi, dans son Dictionnaire Universel de Médecine, James M, rapporte dès 1747, une organisation macroscopique dont les fibres charnues sont « un peu à la manière d'une plume » [32]. Il précise aussi que le muscle « apparaît comme double du fait d'un plan tendineux moyen ». Pour Blandin, [33] puis Testut [34], le muscle est constitué de 3 groupes de faisceaux (Figure 2-2), un est proximal et suit un trajet horizontal, un autre est médian (ou moyen) et suit un trajet oblique en haut et en dehors, et enfin un troisième est caudal et suit un trajet presque vertical.

#### 2.1.1.2 : Le teres minor

Le TM est décrit classiquement comme un muscle allongé et étroit, de petit volume, voire pour certains auteurs, « très petit », situé en dessous et parallèle à l'ISP. La direction de ses fibres est identique à celle de l'ISP, et leur limite est quasi inexistante : « en réalité, ces deux muscles n'en forment qu'un seul » [30]. Velpeau le rapporte comme « un faisceau détaché de l'ISP » [31]. Il naît par des fibres charnues d'une surface triangulaire et rugueuse sur les 2/3 proximaux (ou supérieurs) du bord axillaire de l'omoplate [34]. Pour Hippolyte Cloquet [25], il naît aussi de deux feuillettes aponévrotiques qui le séparent du muscle ISP et grand rond. Il se porte alors latéralement et en direction proximale en suivant une direction parallèle au bord antérieur de l'ISP. Son insertion latérale sur la facette caudale de l'humérus est à la fois de type tendineuse, au milieu de la zone d'insertion, et de type musculaire de part et d'autre de cette zone. Les fibres charnues cachent en partie l'insertion tendineuse pour Blandin [33].

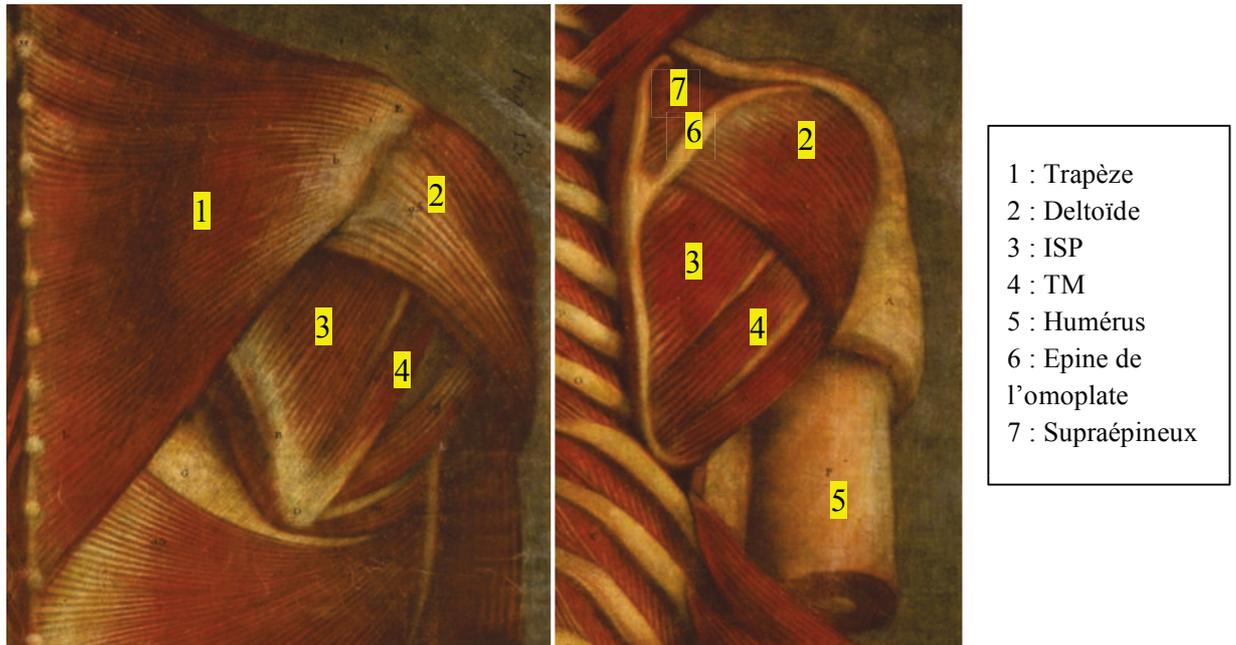


Figure 2-1 : Représentations schématiques de la face dorsale de l'épaule avec les muscles trapèze, supraépineux, infraépineux, petit rond, grand rond, triceps brachial et deltoïde. D'après [36]. Légende numérotée dans le cartouche.

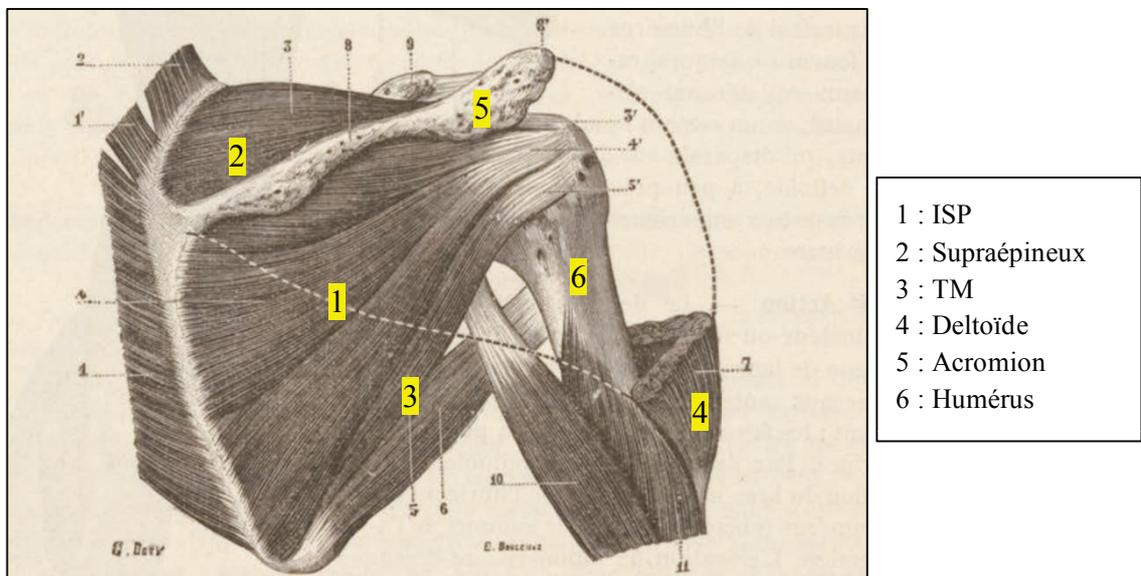


Figure 2-2 : Représentation schématique de la face dorsale de la scapula et de l'humérus avec les muscles supraépineux, infraépineux, petit rond, grand rond, triceps brachial et deltoïde. D'après [33]. Légende numérotée dans le cartouche

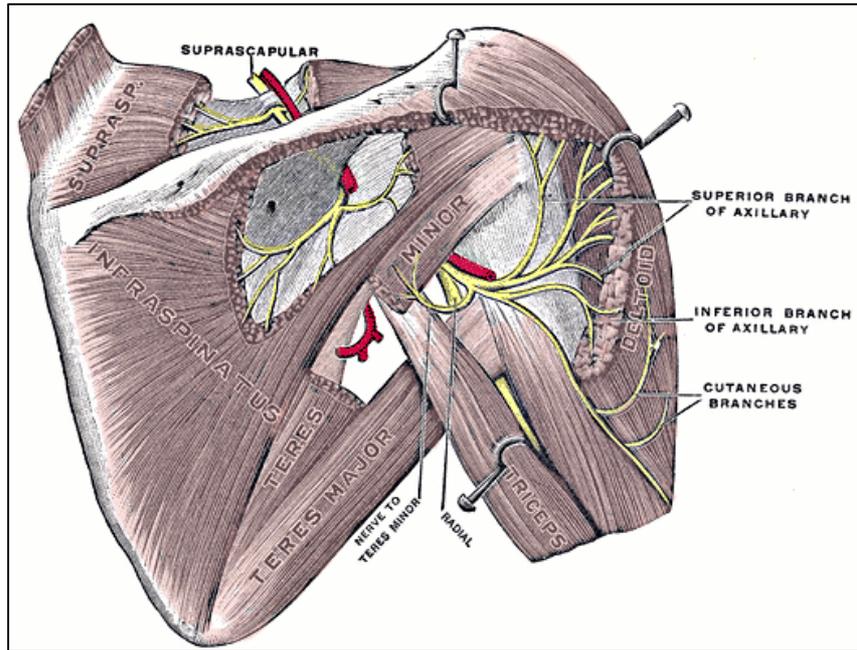


Figure 2-3 : Représentation schématique de la face postérieure (ou dorsale) de l'omoplate avec les muscles supra épineux, infra épineux, petit rond, grand rond, triceps brachial et deltoïde. D'après [37].

### 2.1.3 : Travaux anatomiques récents

Depuis le début des années 1990, plusieurs travaux anatomiques ont permis d'apporter des précisions sur la morphologie, les rapports et les limites des muscles ISP et TM. Ces travaux ont été menés à la fois par des anatomistes mais aussi des cliniciens. En effet, l'intérêt croissant pour les pathologies et les traitements opératoires de l'épaule, ont conduit les chirurgiens à s'intéresser de près aux structures musculaires et tendineuses. Ces travaux ont amélioré les connaissances sur la morphologie de ces structures mais n'ont pas abouti à des consensus francs.

#### 2.1.3.1 : Limites, rapports et fascia

En 1985, Norwood [38] a été un des premiers à insister sur les difficultés à différencier l'ISP et le TM lors des abords chirurgicaux dorsaux. Cinq ans plus tard, Schaffer et al [39], dans une étude portant sur la dissection de 40 épaules cadavériques, a confirmé la complexité de l'anatomie musculaire de l'épaule. Ce travail, dont l'éclairage était avant tout chirurgical, a permis de découvrir le caractère bipenné de l'ISP. Ces auteurs ont également tenté de préciser quelle était la limite anatomique entre ISP et TM, de même que le mode d'innervation de l'ISP. Face à l'anatomie régionale complexe, ils concluent que, pour accéder à la face postérieure (ou dorsale) de la glène de la scapula, l'idéal est une dissection des fibres musculaires de l'ISP sans tenter de trouver la limite entre ISP et TM.

Dans une étude plus récente datant de 2013, Chafik et al. [12] rapporte que pour la moitié des 31 épaules qui ont été disséquées, le TM possédait un compartiment fibreux séparé. L'ensemble de ces travaux insistait également sur l'environnement neuro-vasculaire particulièrement dense de la région anatomique, avec d'évidente répercussions sur les précautions à prendre et les risques de lésions potentiels en cas d'accès chirurgical.

Ainsi, les limites entre ISP et TM restent actuellement un sujet d'intérêt, en particulier pour les chirurgiens confrontés aux abords postérieurs (ou dorsaux) de l'épaule.

L'enveloppe fibreuse des muscles ISP et TM constitue un relais biomécanique réel de par son épaisseur, sa complexité et les fibres musculaires qui s'y attachent. Moccia et al [40] a récemment étudié l'organisation de ce fascia et a rapporté 6 renforcements fibreux correspondant aux différentes structures qui le constituent. Cependant, l'étude est uniquement focalisée sur le fascia superficiel et les auteurs ne précise pas quelles sont les limites précises entre ISP et TM.

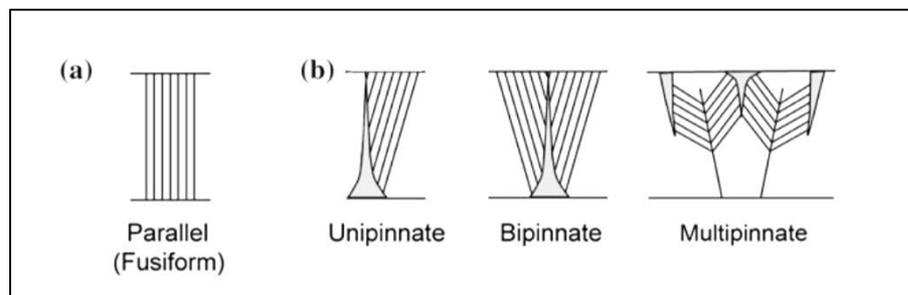
### 2.1.3.2 : Morphologies musculaires et tendineuses

L'organisation morphologique des corps musculaires et des tendons de l'ISP et du TM est un autre sujet à l'origine de travaux et de découvertes récents. Pour le muscle ISP, l'équipe de Kato et al. [16] a décrit à partir de 20 épaules embaumées, un corps musculaire avec deux portions distinctes, une transversale et une oblique. En disséquant 24 épaules de plus, cette équipe a également étudié les modes d'innervation des corps musculaire de l'ISP et du supra-épineux. Les auteurs concluaient

alors que la portion transverse de l'ISP, à la fois anatomiquement et sur le plan biomécanique, se rapprochait du supraépineux. La portion oblique était quant à elle considérée comme la partie la plus représentative de l'ISP et jouait le rôle d'abducteur et de rotateur externe alors que la partie transverse, plus limitée en volume, n'avait qu'un rôle de stabilisation du squelette tendineux et fibreux de l'ISP.

Ces éléments sont en opposition avec les constatations de Fabrizio et al. [15]. La dissection de 48 épaules embaumées a permis à ces auteurs de rapporter un ISP organisé en 3 sous-unités, chacune dans un compartiment fibreux distinct. De plus, les auteurs ont rapporté une organisation de l'innervation de ces compartiments musculaires en 3 divisions du nerf suprascapulaire, corroborant l'organisation en sous unités.

Rarement mentionnée dans la littérature, l'organisation penniforme du corps musculaire de l'ISP n'est pas défendue de façon identique par tous les auteurs. Ainsi, pour Keating et al. [41] l'ISP est multi-penné. Il est de même pour Costantini et Minagawa [13]. Ces derniers décrivent une origine tripennée dans 80% des cas et mono ou bipennée dans les 20% restant. Pour Jobe [42], l'ISP est un muscle bipenné dans la totalité des cas. Enfin, pour la majorité des auteurs contemporains, l'ISP n'a pas d'organisation spécifique de ses fibres musculaires [43-45].



*Figure 2-4 : Représentations schématiques des différentes conformations spatiales des fibres musculaires. (a) : organisation parallèle, (b) : organisations penniformes. D'après [46].*

Mochizuki et al.[47] a apporté des informations nouvelles concernant l'insertion humérale du tendon de l'ISP. A la suite de la dissection de 113 coiffes tendineuses, cette équipe a montré que la surface d'insertion du tendon de l'ISP est en fait bien plus étendue que celle qui est décrite dans les manuels d'anatomie. Elle est localisée dans la partie antérolatérale (ou en avant et en dehors) du sommet du tubercule majeur, de forme trapézoïdale et mesure 10,2 mm par 32,7 mm. Cette

insertion se fait au détriment de celle qui était communément admise pour le tendon du supra-épineux. L'ISP participerait ainsi autant que le supraépineux dans le mouvement d'abduction.

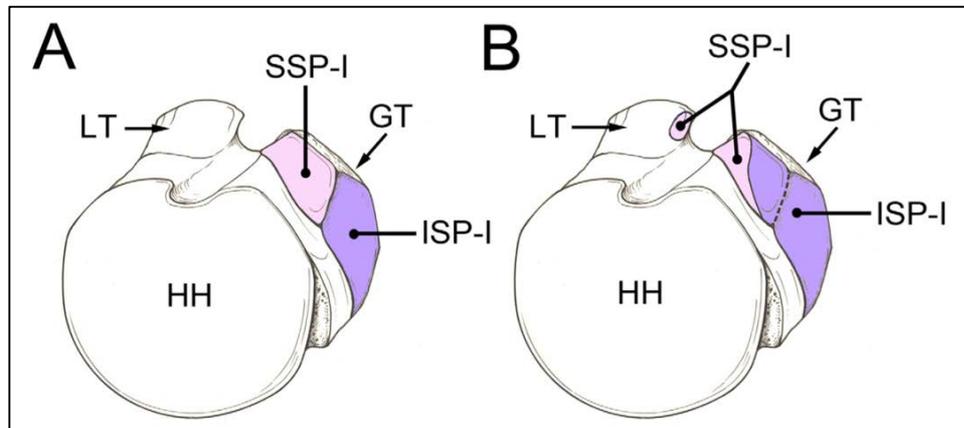


Figure 2-5 : Représentations schématiques des insertions des tendons du supra-épineux et de l'ISP sur les tubérosités de l'extrémité proximale de l'humérus. A : insertions communément admises dans les manuels d'anatomie. B : Insertions selon l'étude de Mochizuki et al. LT : lesser tuberosity (tubercule mineur), GT : greater tuberosity (tubercule majeur), HH : humeral head (tête de l'humérus), SSP-I : insertion du supraépineux, ISP-I : insertion du tendon de l'ISP. D'après [47].

Dans une étude d'imagerie IRM de la coiffe tendineuse sur volontaires sains, Michelin et al. [48] a confirmé la superposition du tendon de l'ISP sur le tendon du supraépineux. Les auteurs mettent en garde la possibilité d'images physiologiques et pouvant être interprétées à tort comme une délamination se prolongeant dans le tendon de l'ISP. Ils évoquent aussi la possibilité d'avoir très tôt dans les pathologies de la coiffe tendineuse une atteinte du tendon de l'ISP, alors que l'on pouvait prétendre à une atteinte du supraépineux isolée. Cette organisation tendineuse pourrait expliquer en partie les altérations de structure du muscle ISP qui seraient alors liées à une atteinte précoce du tendon correspondant.

Concernant la morphologie musculaire et tendineuse du TM, il existe principalement deux conceptions admises. Pour beaucoup d'auteurs, les fibres musculaires du TM sont de conformation parallèle. Pour d'autres, il s'agit d'un muscle unipenné [42]. Il aurait également une insertion mixte, à la fois tendineuse et musculaires sur l'humérus.

## 2.2 : Dissections de l'ISP et du TM

Nous venons de voir que malgré l'ensemble des descriptions anciennes et récentes, et le caractère observationnel des informations à recueillir, les données anatomiques concernant les muscles ISP et TM sont controversées. Conscients de ces problèmes et de la nécessité de participer à la clarification sur la morphologie de ces muscles, nous proposons de rapporter les constatations que nous avons faites au cours d'un travail de dissections portant sur 40 épaules cadavériques. La morphologie macroscopique, le mode d'innervation et les rapports des muscles ISP et TM ont été étudiés.

### 2.2.1 : Logistique matérielle et préparation des corps

Les corps humains qui nous ont permis de mener ce travail ont été fournis par le Service des Dons du Corps de l'UFR de Médecine de l'Université François-Rabelais de Tours et les investigations ont été menées dans le Département d'Anatomie Clinique, laboratoire d'anatomie, de l'UFR de Médecine de l'Université François-Rabelais de Tours.

Les préparations ont été menées sur cadavres frais dans le 24 à 48 heures suite à l'arrivée des corps. Elles étaient donc réalisées en fonction des corps disponibles. Ces corps étaient anonymes et mis à notre disposition en fonction des besoins d'enseignement de la Faculté (travaux pratiques d'anatomie pour les étudiants de premier et de deuxième cycle des études de médecine). Seuls le sexe et l'âge des sujets étaient disponibles. Aucun antécédent médical ou chirurgical n'était disponible.

Avant l'étape de dissection proprement dite, tous les corps ont été préalablement préparés afin de réaliser une exploration par ultrasons (échographie en mode B) et par résonance magnétique nucléaire de la CDR tendineuse et musculaire.

Les échographies étaient réalisées sur place, dans le laboratoire d'anatomie clinique de l'UFR de Médecine de l'Université François-Rabelais de Tours. Le matériel utilisé était un échographe

Sequoia 512 déclassé, de marque Siemens-Acuson™ (Siemens Healthcare Headquarters GmbH, Erlangen, Allemagne), associé à une sonde 15L8 (8 à 15 MHz, large) dédiée à l'exploration musculo-squelettique. Les corps étaient assis et stabilisés en autorisant la mobilisation des membres supérieurs en rotation/adduction et rétropulsion/adduction, nécessaires à la réalisation de l'examen ultrasonore. Le protocole d'exploration correspondait à celui utilisé en routine clinique et les images significatives obtenues étaient archivées pour analyse ultérieure.

Les IRM ont nécessité le transport des corps jusqu'à la plateforme d'imagerie CIRE (Chirurgie et Imagerie pour la Recherche et l'Enseignement) du site de l'Institut National de Recherche Agronomique (INRA) de Nouzilly, Indre-et-Loire. Elle est rattachée à l'Unité Mixte de Recherche Physiologie de la Reproduction et des Comportements (UMR PRC) INRA 0085 / CNRS 7247, à l'Université François-Rabelais de Tours.

L'IRM utilisée était de marque Siemens Medical™ (Siemens Healthcare Headquarters GmbH, Erlangen, Allemagne), modèle à haut champ 3 tesla, Verio™. Les antennes utilisées étaient les antennes flexibles « Body Matrix Coils » composées de 6 éléments et fournies par le constructeur. Les images ont été réalisées selon un protocole d'imagerie spécifique, avec en particulier des acquisitions permettant des reconstructions en 3D MPR (Multiplanar Reconstruction), et ont été archivées pour analyse ultérieure.

Le recours à un transporteur agréé payant a conduit à limiter le transport aux régions anatomiques d'intérêt, à savoir le thorax, support des deux épaules. Ainsi, seuls les thorax ont été imagés par IRM. Par ailleurs, il semblait difficile de positionner des fragments humains de taille plus réduite dans le tunnel de l'IRM. Un volume de tissu minimal est nécessaire afin d'obtenir un signal suffisant et exploitable. Il était spécifiquement recherché un positionnement le plus proche possible des IRM réalisées en routine clinique : décubitus dorsal et rotation neutre du bras.

Les thorax étaient fixés en position anatomique par des liens en plastiques sur des planches amagnétiques en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) (Arkema™, Colombes, France) avant d'être conditionnés et emballés dans des conteneurs spécifiques et agréés pour un transport de tissus biologiques mous munis du marquage réglementaire UN 3373 (substance biologique de catégorie B) [49, 50].

## 2.2.2 : Transport et aspect réglementaires

Le lieu d'arrivée des corps destinés à l'étude anatomique et le lieu d'imagerie IRM étant différents, un problème de sortie des corps de l'enceinte de l'UFR de Médecine de l'Université François-Rabelais de Tours et de transport de corps ou de fragment de corps humains, aller et retour, s'est rapidement posé.

L'avis de l'ingénieur Hygiène et Sécurité de l'Université François-Rabelais de Tours a été pris. Après discussion, une circulaire spécifique d'autorisation de sortie de fragments anatomiques du laboratoire a été émise. Un exemplaire pour chaque mouvement de corps avec signature à la sortie et au retour a été réalisé. (Disponible en Annexe).

Les corps humains et leurs fragments correspondent vis à vis de la loi française à des « déchets anatomiques humains » et sont de fait assimilés à des Déchets d'Activité de Soins à Risque Infectieux ou DASRI (R. 1335-1 du Code de la Santé Publique) [50].

Par ailleurs, le transport des DASRI répond aux règles de transport des matières dangereuses et la réglementation sanitaire (Arrêté du 7 septembre 1999 relatif au contrôle des filières d'élimination des déchets d'activité de soins à risque infectieux et assimilés et des pièces anatomiques) [51] :

« Toutes les personnes intervenant dans le transport des D.A.S.R.I. depuis l'emballage jusqu'à la destruction doit recevoir une formation selon ses responsabilités et ses fonctions. Le personnel doit connaître les prescriptions générales de la réglementation relative au transport des matières dangereuses. » (Arrêté T.M.D. du 29/05/2009 relatif au transport de matières dangereuses par voies terrestres) [52].

Les employés des prestataires de collectes doivent recevoir une formation en rapport avec leur poste de travail. Les chauffeurs dont les véhicules transportent plus de 333 kg de D.A.S.R.I. (ou 333 litres en l'absence de pesée) doivent être titulaires d'un certificat ADR (Accord relatif au transport international des marchandises Dangereuses par Route) [53].

Les véhicules doivent être aménagés : séparation entre la cabine du conducteur et le chargement, pas de contact entre les emballages contenant des D.A.S.R.I. et le reste du chargement, parois rigides, lisses, étanches aux liquides et désinfectables.

Au titre de l'ADR, les déchets de soins à risques infectieux portent le numéro UN 3291.

De plus, les emballages utilisés pour le conditionnement des D.A.S.R.I. doivent être conformes à l'arrêté du 24 novembre 2003 relatif aux emballages des déchets d'activité de soins à risque infectieux et assimilés et des pièces anatomiques, et modifié par l'arrêté du 6 janvier 2006 [54].

Des caractéristiques de fabrication pour les emballages à D.A.S.R.I. sont imposées pour chaque type de déchet : objets piquants, coupants ou tranchants (Norme NF X30-500), déchets mous ou déchets liquides.

Le nom du producteur doit figurer sur l'emballage ainsi que toutes les autres indications obligatoires prises en compte par le fabricant (Arrêté du 24/11/2003 modifié relatif aux emballages des D.A.S.R.I.) [55].

Une circulaire précise les critères de sécurité des emballages et les précautions d'utilisation des boîtes et des mini-collecteurs pour déchets perforants (Circulaire DHOS/E4/DGS/SD7B/CT2 n°2005/34 du 11 janvier 2005 relative au conditionnement des D.A.S.R.I. et assimilés).

Nous avons donc eu recours à un transporteur agréé. La société PRO LOGICS (S.A.R.L.), site de Tours, située à La Membrolle sur Choisille (Directeur/Gérant : Mme Phelep Christelle, Numéro SIREN : 512 476 375, Numéro SIRET (siège) :51247637500013).

Un contrat spécifique a été entendu et signé entre la société Pro Logics et M. Bâcle Guillaume (disponible en Annexe) pour acheminer les pièces anatomiques depuis le Laboratoire d'Anatomie Clinique de l'UFR de Médecine de l'Université François-Rabelais de Tours jusqu'au site de l'INRA (plateforme Imagerie), aller et retour.

### 2.2.3 : Protocole de dissection

Les thorax avaient été préparés dans un premier temps en les séparant du reste du corps mais en conservant tous les tissus mous et les téguments. Cette préparation était indispensable pour le transport à la plateforme CIRE et facilitait par la suite leur manutention.

L'étude anatomique a porté sur 40 épaules cadavériques fraîches, provenant de 20 corps humains adultes caucasiens. Toutes les dissections ont été réalisées par un couple de techniciens (Guillaume

Bacle et Whalid Lakhal). Il y avait 28 femmes et 12 hommes et leur âge moyen était de 83 ans (65 à 93 ans). Les images ultrasonores et IRM ont été réalisées avant le début des dissections proprement dites. Les pièces anatomiques étaient conservées en chambre froide à -25°C dans l'intervalle.

Avant dissection, les pièces anatomiques étaient laissées à température ambiante pendant 24 à 48h. Le réchauffement des spécimens permettait de réaliser la dissection « plans par plans ». Les thorax étaient positionnés en orthostatisme (ou position anatomique de référence) afin de faciliter le repérage des structures tout au long de la dissection. La peau, et les tissus mous fibroadipeux sous cutanés étaient reséqués jusqu'à l'aponévrose superficielle exposant le plan musculaire sous-jacent. Le bloc humérus-omoplate était alors prélevé du thorax. Le reste de la dissection se faisait sur une structure plane afin de réaliser des gestes et des constatations reproductibles (Figure 2-6).

Le deltoïde était détaché de son insertion claviculaire et acromiale et progressivement libéré du haut vers le bas (Figure 2-7)

En dorsal (ou en arrière), afin de ne pas léser l'épaisse aponévrose recouvrant le muscle ISP, les fibres du deltoïde ont été reséquées du plan superficiel vers le plan profond de proche en proche. La bourse sous acromiale a été reséquée et les tendons de la CDR exposés. Le bloc musculaire ISP-TM, recouvert du fascia superficiel étaient exposés.

Nous avons fait le choix de ne pas reséquer l'acromion. L'avantage en aurait été une meilleure visualisation de la coiffe tendineuse mais avec un risque non négligeable de léser les structures environnantes, en particulier, le nerf suprascapulaire et le mode d'insertion des fibres de l'ISP sur la face caudale (ou inférieure) de l'acromion. Il s'agissait de structures dont l'analyse faisait partie des objectifs de l'étude. Par la suite, la branche du nerf suprascapulaire qui arrive dans la fosse infra épineuse par l'incisure spino-glénoïdienne et la branche dorsale (ou postérieure) du nerf axillaire qui traverse l'espace huméro-tricipital vers l'arrière ont été identifiées. En médial (ou en dedans) et distal (ou en bas), les limites des corps musculaires de l'ISP et du TM ont été identifiées et séparés de l'insertion du grand rond (*Teres Major*) au niveau de l'angle distal (ou inférieur) de l'omoplate. A cette étape de la dissection, l'épais fascia qui recouvre les muscles ISP et TM était ouvert et l'anatomie macroscopique et l'organisation morphologique des muscles et de leurs fibres était évaluées (Figure 2-8).

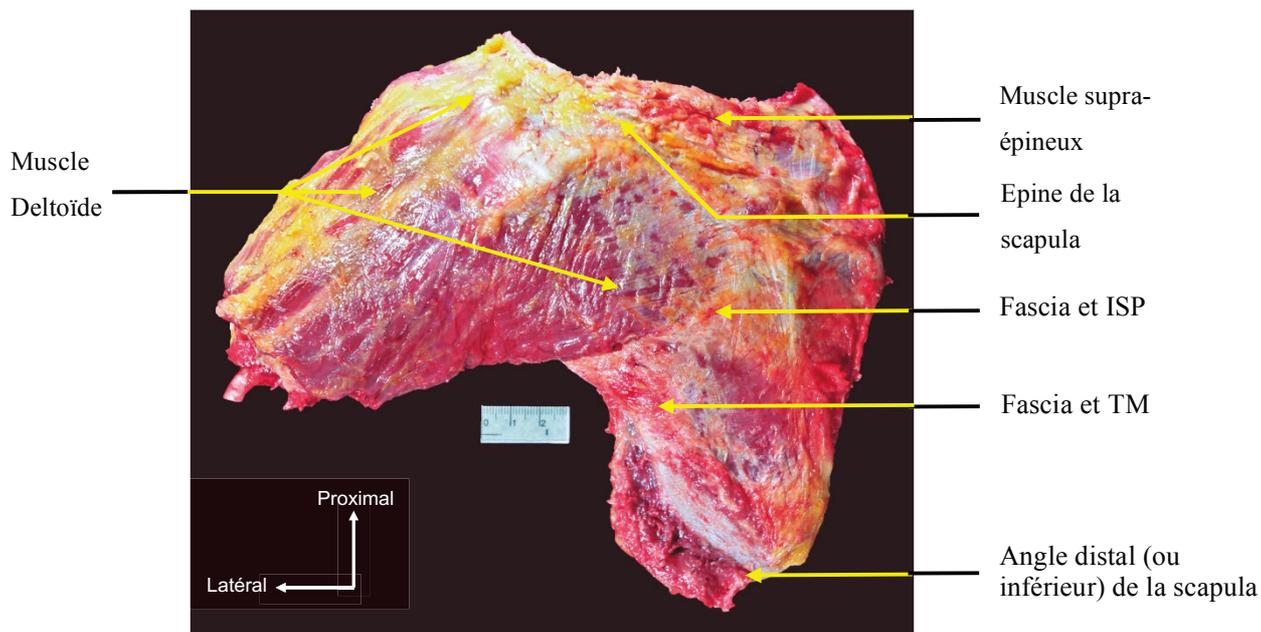


Figure 2-6 : Bloc anatomique Humérus-Deltoïde-Scapula. Les tissus tégumentaires et sous cutanés ont été reséqués. Le plan musculaire est exposé. Echelle en centimètre.

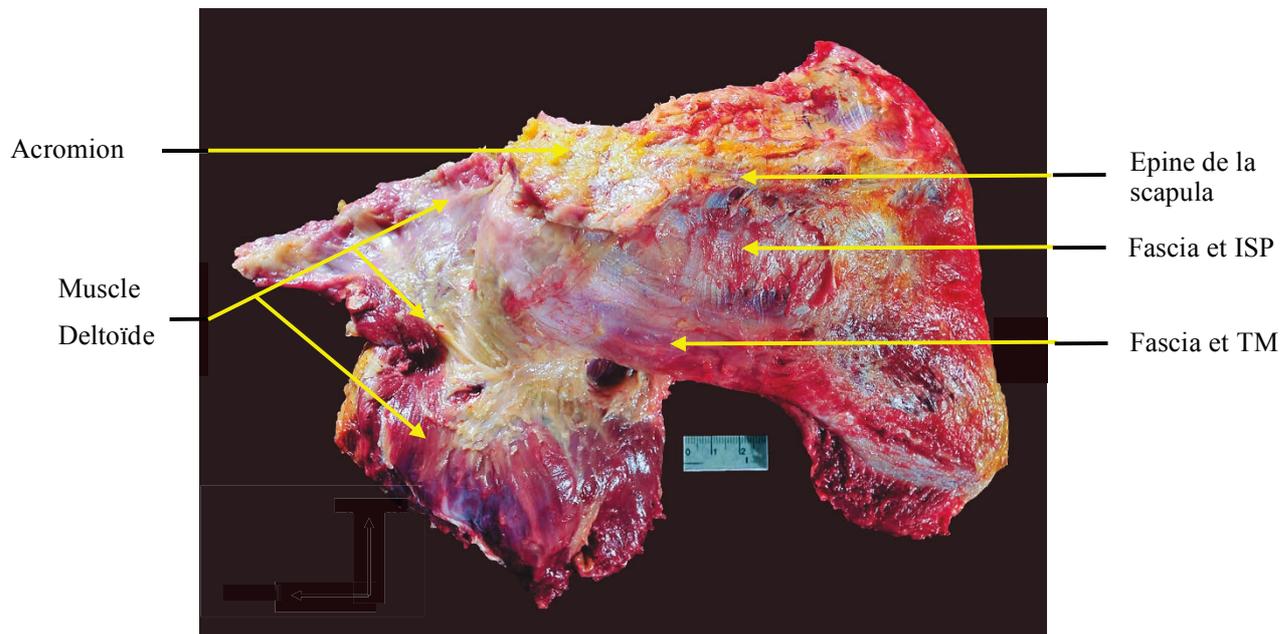
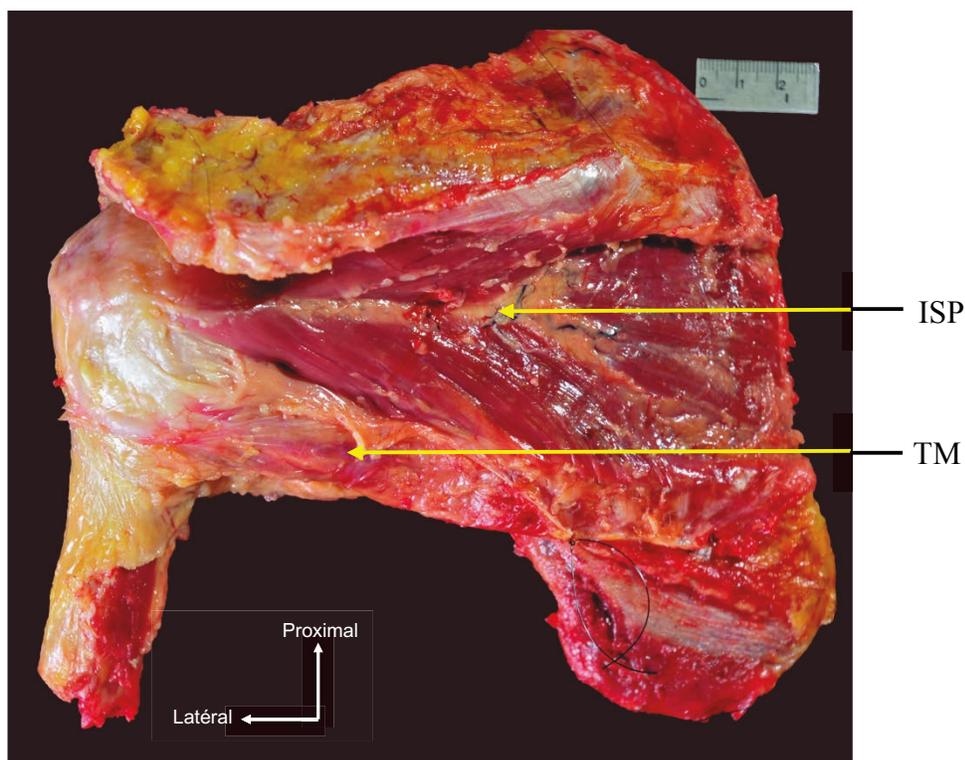


Figure 2-7 : Bloc anatomique Humérus-Deltoïde-Scapula. Le deltoïde a été desinséré en proximal (ou en haut) et ouvert exposant la totalité de l'ISP et du TM. Echelle en centimètre.



*Figure 2-8 : Bloc anatomique Humérus-Deltoïde-Scapula. Le fascia superficiel a été ouvert, découvrant la morphologie de l'ISP et du TM. Echelle en centimètre.*

Une épaule qui présentait une volumineuse tumeur adipeuse développée dans la masse de l'ISP modifiant son architecture a été exclue de l'étude anatomique. En conséquence, 39 épaules ont été incluses de façon définitive dans l'étude.

Par la suite, afin d'avoir des mesures et des analyses les plus reproductibles possibles, les unités musculotendineuses de l'ISP et du TM ont été complètement détachées de leur insertion osseuse et étudiées sur une surface plane (Figure 2-9). Ainsi, les tendons de l'ISP et du TM ont été détachés de leur insertion osseuse humérale au contact de l'os et relevés progressivement de latéral (ou externe) en médial (ou interne). L'ensemble des tendons de la CDR (tendons du sous scapulaire, du supraépineux, de l'ISP et du TM) ont été alors examinés au niveau de leur face superficielle (bursale) et profonde (articulaire) à la recherche de lésions.

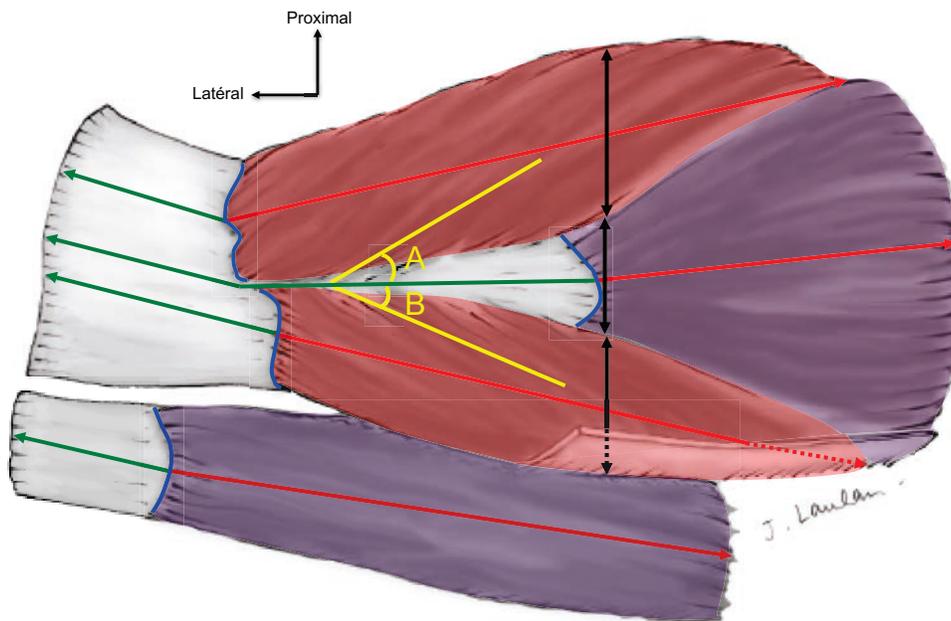


*Figure 2-9 : Bloc anatomique ISP et TM détaché des insertions osseuses humérales et scapulaires. Le fascia superficiel a été ouvert, découvrant la morphologie de l'ISP et du TM. Echelle en centimètre. Les lignes jaunes et verte représentent la localisation des deux coupes histologiques (Figures 2-15 et 2-16).*

Il y avait 12 CDR intactes (31%). Le tendon du sous scapulaire était rompu dans 6 cas : 2 ruptures complètes et 4 ruptures partielles à la face profonde. Il y avait 27 cas de rupture du tendon du supra épineux (69%) : 11 ruptures partielles, 16 ruptures complètes. L'existence d'une rupture complète à la fois du tendon du supraépineux et du tendon de l'ISP n'a été observé qu'une seule fois. La distribution du statut du tendon de l'ISP parmi les épaules avec une rupture du tendon du supra épineux était la suivante : 11 tendons intacts, 15 cas de ruptures partielles et un cas de rupture complète. Nous n'avons pas noté de cas de rupture du tendon ou d'atrophie musculaire du TM. Les CDR ont été artificiellement séparées en 3 groupes : (1) coiffe intacte (12 cas), (2) rupture du tendon du supra épineux sans lésion du tendon de l'ISP (11 cas) et (3) lésions conjointes des tendons du supra épineux et de l'ISP (16 cas). De plus, après avoir retiré les unités tendinomusculaires de la CDR, aucune séquelle posttraumatique n'a été identifiée au niveau de l'articulation glénohumérale ou au niveau de l'omoplate.

En pratique, la longueur mesurée dans le grand axe de chaque portion musculaire correspondait à la distance entre l'insertion musculaire scapulaire la plus médiale (ou interne) jusqu'au milieu de la jonction tendinomusculaire latérale (ou externe) (Figure 2-10). La longueur mesurée de chaque portion

tendineuse correspondait à la distance entre la jonction tendinomusculaire médiale (ou en interne) et le bord libre du tendon latéral (ou en externe). Afin d'être reproductible, les portions tendineuses étaient mesurées parallèle au bord proximal (ou supérieur) du tendon. Nous avons également effectué des mesures transversales (c'est à dire perpendiculaires au grand axe de l'épine scapulaire) au niveau de la jonction tendinomusculaire de la portion médiane (ou centrale). Les angles de pennation (A et B) des différentes parties du muscle ISP ont été mesurés par rapport au raphé tendineux médian (ou central).



*Figure 2-10 : Représentation schématique du bloc tendinomusculaire de l'ISP et du TM. Les portions musculaires crâniale (ou supérieure) et caudale (ou inférieure) de l'ISP sont en rouge et la portion médiane (ou centrale) de l'ISP et le muscle TM sont en brun. Les lignes vertes représentent les mesures tendineuses et les lignes rouges les mesures musculaires. Les lignes noires représentent les mesures musculaires transversales. Les angles A and B, représentent les angles de pennation des fibres musculaires de la partie crâniale (ou supérieure) et caudale (ou inférieure) respectivement, par rapport au raphé médian (ou central).*

Par la suite, les 39 épaules incluses ont été séparées de façon aléatoire en 2 groupes : 20 spécimens (groupe 1) ont été utilisés pour évaluer les modes d'innervation (localisation et nombre de branches nerveuses) des corps musculaires de l'ISP et du TM. Les éventuelles anomalies ou variations anatomiques de l'espace quadrangulaire (bandes fibreuses, kystes du labrum ou lipomes de l'espace quadrangulaire) n'ont pas été incluses dans ces évaluations. Les 19 épaules restantes (groupe 2) ont

servi à évaluer la structure fibreuse de l'unité tendinomusculaire de l'ISP et du TM. La procédure était identique à celle décrite par Gagey et al.[56] pour le supraépineux. Les fibres musculaires ont été totalement retirées par une dissection minutieuse et le squelette fibreux de l'ISP et du TM ont été analysés.

Enfin, un spécimen supplémentaire a été utilisé à des fins histologiques. La masse tendinomusculaire de l'ISP et du TM a été fixée pendant 48 heures dans du formaldéhyde à 4% à température ambiante, puis inclus en paraffine et débité en coupe millimétriques au microtome pour coloration standard HPS (Hematoxyline-Phloxine-Saffran) et lecture au microscope optique afin d'évaluer l'organisation et les relations des tissus musculaires et tendineux. La coloration montrait les noyaux cellulaires en bleu, le cytoplasme en rose et les fibres de collagène en orange-rose.

Concernant l'analyse statistique, dans la mesure où la distribution n'était pas de type normal, des tests statistiques non-paramétriques ont été utilisés pour comparer les différents paramètres étudiés au sein de la population de l'étude. La comparaison des facteurs entre les groupes et l'influence de l'état de la CDR ont été analysés par le test de Kruskal-Wallis (*one way analysis of variance*) [57]. La significativité statistique a été fixée à un « p » inférieur à 0,05.

#### 2.2.4: Morphologies et rapports de l'ISP et du TM

Les caractéristiques morphologiques et les mesures portant sur les unités tendinomusculaires de l'ISP et du TM ont été colligées pour toutes les épaules incluses (Tableau 2-1, page 67). La longueur des parties musculaires et tendineuses des unités de l'ISP et du TM ont été mesurées en utilisant un pied à coulisse. La distribution relative plan par plan des fibres musculaires, de la superficie jusqu'à la profondeur et leur direction respective, depuis leur insertion la plus médiale (ou interne, scapulaire) jusqu'à la jonction tendinomusculaire latérale (ou en dehors), ont été colligées. Cela nous permet d'identifier différents groupes de fibres musculaires organisées en plusieurs portions.

Ainsi, l'ISP était systématiquement composé de 3 groupes de fibres distincts. Ces derniers étaient organisés en un plan superficiel et profond. Le premier plan, superficiel, contenait deux groupes de fibres musculaires, un crânial (ou supérieur) et un caudal (ou inférieur), recouvrant partiellement un troisième, plus profond et médian (ou central) (Figures 2-8, 2-9 et 2-11). Les deux groupes superficiels

étaient composés de fibres charnues en médial (ou en interne), qui convergeaient de médial en latéral (ou de dedans en dehors). Le groupe crânial (ou supérieur), était inséré sur le bord caudal (ou inférieur) et la moitié médiale (ou interne) de l'épine de l'omoplate, en médial (ou en dedans) de son tubercule et sur l'aponévrose superficielle adjacente de l'ISP. Les fibres se dirigeaient obliquement latéralement (ou en dehors) et caudalement (ou en bas), avec un angle de pennation (A) de  $27 \pm 4^\circ$  par rapport à la direction du tendon médian (ou central). Les fibres musculaires du groupe caudal (ou inférieur) étaient insérées sur la face profonde du fascia recouvrant l'ISP. La direction de ces fibres était oblique latéralement et en proximal (ou en dehors et en haut) avec un angle de pennation (B) de  $23 \pm 3^\circ$  par rapport à la direction du tendon médian (ou central) sous-jacent. Le groupe profond, médian (ou central), était composé en avant de fibres charnues insérées sur les 2/3 médiaux (ou internes) de la fosse infra épineuse. Il présentait un large tendon sur la face dorsale (ou postérieure), partageant à sa face profonde le corps musculaire par 3 à 5 cloisons invaginées. Dans la partie la plus latérale (ou externe), la distribution macroscopique des fibres tendineuses faisant suite aux fibres musculaires a aussi été analysée. A partir de leur apparition médiale (ou interne), l'ensemble des fibres tendineuses convergeaient latéralement (ou en dehors) en un tendon épais médian (ou central), se terminant sur l'épiphyse proximale (ou supérieure) de l'humérus. Le tendon médian (ou central) recevait des fibres de la face profonde du groupe superficiel crânial (ou supérieur) et dans une moindre mesure, du groupe superficiel caudal (ou inférieur) (Figure 2-12).

Le TM était un muscle épais fusiforme avec des fibres musculaires de conformation parallèles. Ces fibres partaient de la partie postéro-latérale (ou en arrière et en bas) du pilier de l'omoplate, avec une orientation proximolaterale (ou en haut et en dehors identique à celle du groupe superficiel et caudal (ou inférieur) de l'ISP, et un angle de pennation moyen de  $21 \pm 3^\circ$  par rapport au raphé tendineux médian (ou central) de l'ISP. L'insertion sur l'humérus était mixte, la moitié proximale (ou supérieure) était musculaire et la moitié distale (ou inférieure) tendineuse (Figure 2-12).

De plus, les caractéristiques des limites anatomiques entre les corps musculaires de l'ISP et du TM ont été analysées. Vingt-six épaules des 39 disséquées montraient une séparation entre le fascia de l'ISP et celui du TM, isolant le TM dans un compartiment propre. La séparation était très courte dans 4 cas, et limitée à un feuillet médial (ou interne) entre les deux corps musculaires. Sa longueur moyenne était de  $5.2 \pm 2.7$  cm, en partant de son insertion médiale (ou interne) (Figures 2-13 et 2-14).

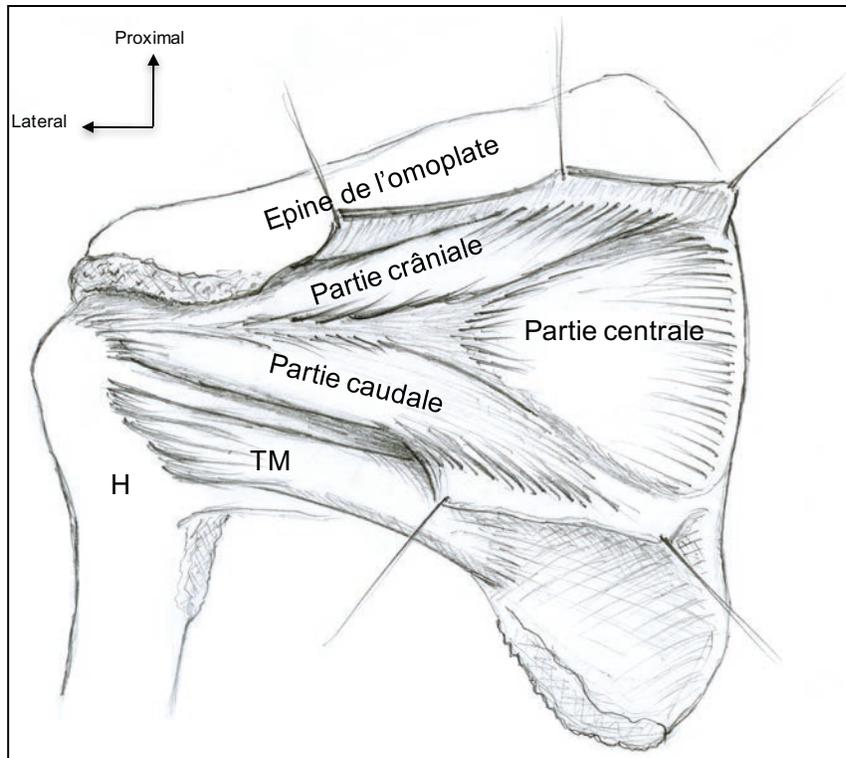


Figure 2-11 : Schéma précisant la morphologie des parties de l'ISP et du TM. Noter les deux plans musculaires de l'ISP.

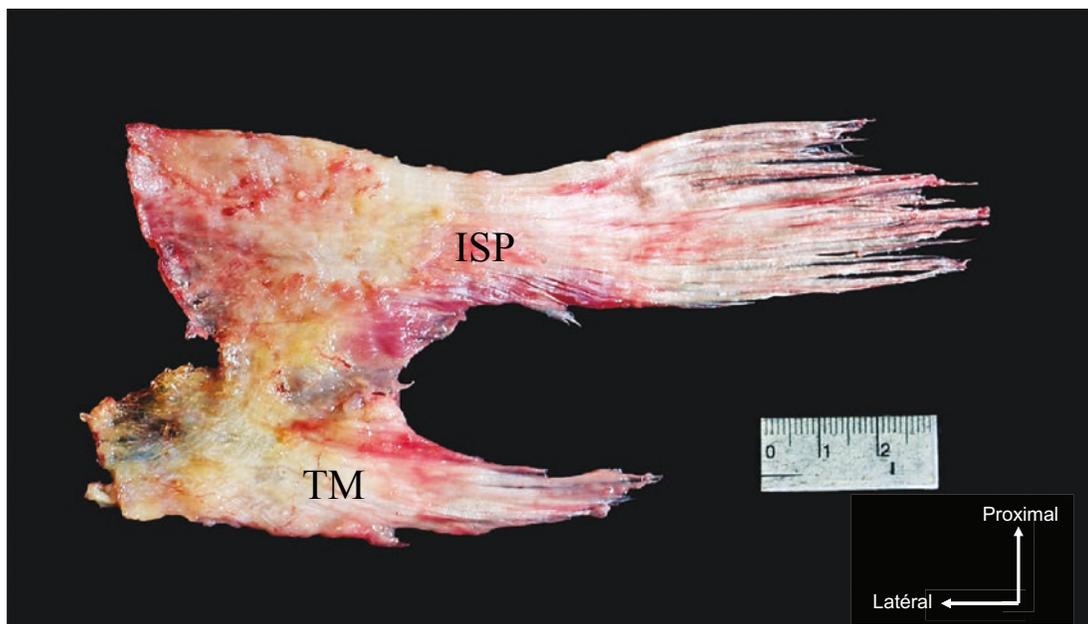


Figure 2-12 : Architecture fibro-tendineuse des unités de l'ISP et du TM. La partie caudale (ou inférieure) de l'ISP et crâniale (ou supérieure) du TM étaient essentiellement musculaires. Echelle en centimètre.

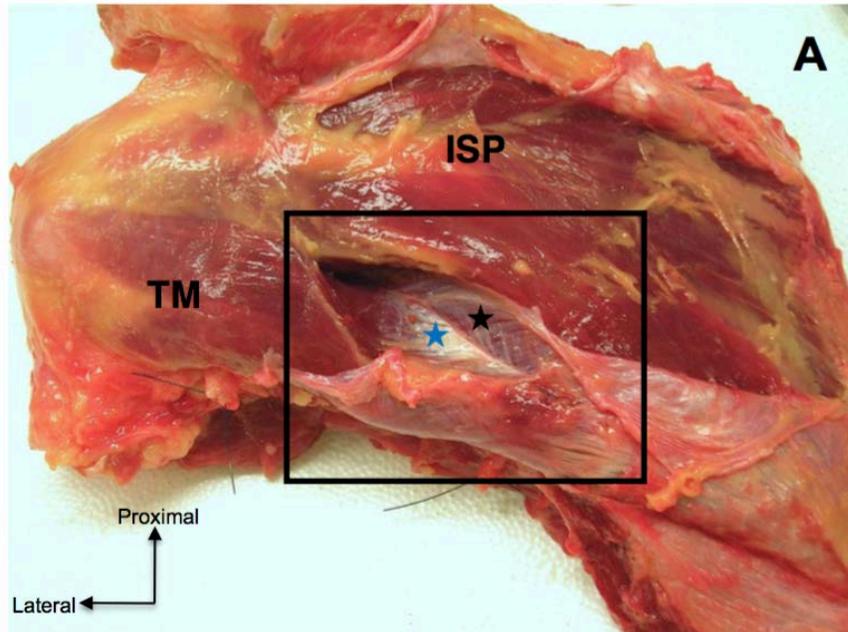


Figure 2-13 : Séparation fibreuse entre les corps musculaires de l'ISP et du TM. Étoile bleue : feuillet en rapport avec le TM, étoile noire : feuillet en rapport avec l'ISP.

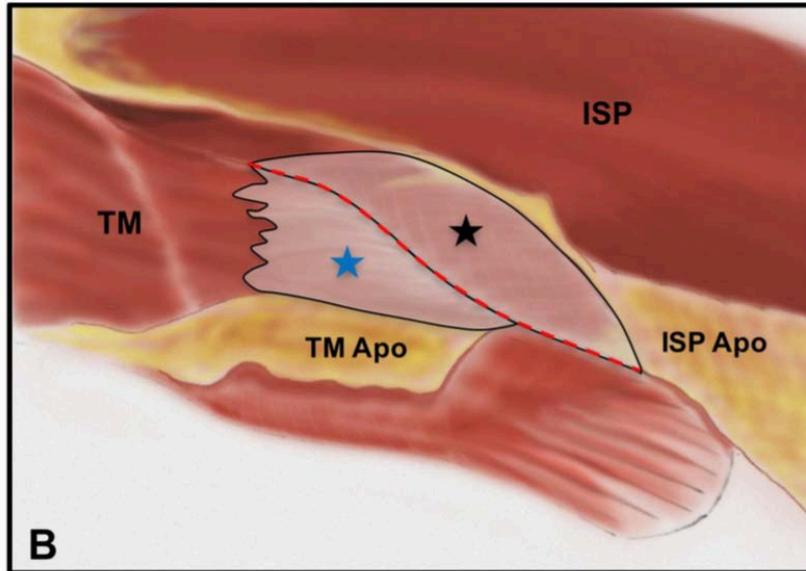


Figure 2-14 : Schéma détaillé du carré noir sus jacent représenté sur la Figure 2-13. Séparation fibreuse entre les corps musculaires de l'ISP et du TM. Étoile bleue : feuillet en rapport avec le TM, étoile noire : feuillet en rapport avec l'ISP. ISP Apo : aponévrose de l'ISP, TM Apo : aponévrose du TM.

## 2.2.5 : Coupes histologiques et relations entre tendons et muscles de la CDR

### 2.2.5.1 : Histologie

Les coupes histologiques sagittales ont été réalisées dans la partie latérale (ou externe) du bloc musculotendineux de l'ISP et du TM. Ces dernières montraient une structure principalement tendineuse dans les 2/3 proximaux (ou supérieurs) avec au contraire des fibres musculaires majoritaires dans le 1/3 distal (ou inférieur) (Figure 2-15). La section plus médiale (ou interne), dans le même plan de coupe montrait une morphologie musculaire en trois parties, avec les groupes de fibres superficiels crânial (ou supérieur) et caudal (ou inférieur) et le groupe profond médian (ou central), entourant le tendon médian (ou central). En interne, la hauteur et l'épaisseur du TM et de l'ISP étaient similaires (Figure 2-16).

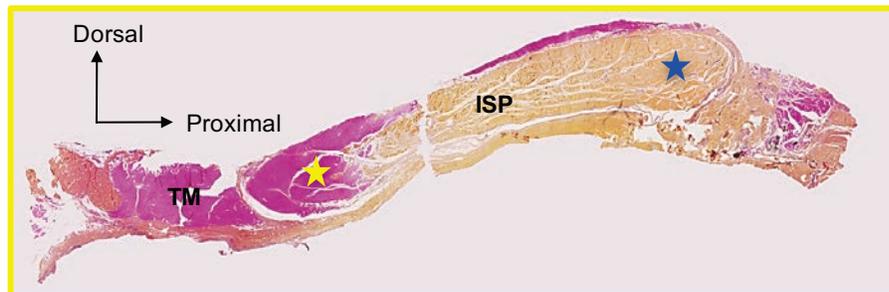


Figure 2-15 : Section histologique sagittale de l'ISP correspondant à la ligne jaune matérialisée sur la figure 2-9. Coloration HPS. Noter la partie musculaire caudale (étoile jaune) et le tendon majoritairement médian et proximal de l'ISP (étoile bleue). ISP : infraspinatus, TM : teres minor.

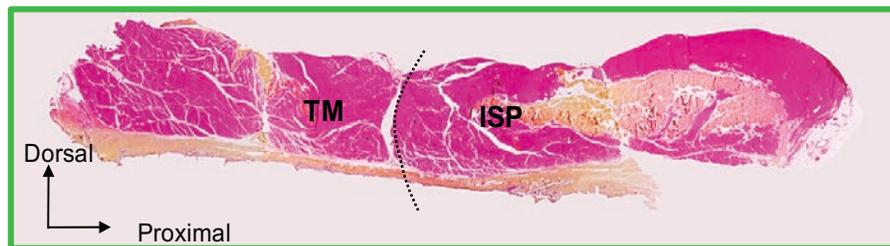


Figure 2-16 : Section histologique sagittale du bloc ISP-TM correspondant à la ligne verte matérialisée sur la figure 2-9. Coloration HPS. Noter la localisation centrale du tendon de l'ISP et le volume et l'épaisseur du TM. Limite intermusculaire : ligne pointillée, ISP : infraspinatus, TM: teres minor.

### 2.2.5.2 : Relations entre lésions de la CDR et données métriques musculotendineuses

Les données recueillies pour les épaules disséquées sont représentées dans le tableau 2-1. Le groupe 2 avait un âge moyen significativement plus élevé que les deux autres groupes. Les tendons des CDR lésés montraient une longueur relative augmentée au dépend des parties musculaires, pour néanmoins garder une longueur tendon/muscle constante. Cette tendance a été retrouvée dans les trois portions de l'ISP mais n'était significative uniquement pour la partie médiane (ou centrale) profonde ( $p = 0,003$  et  $p = 0,029$  pour la partie musculaire et tendineuse, respectivement). L'angle de pennation tendait à augmenter dans les parties crâniale (ou supérieure) et caudale (ou inférieure), mais elle n'était significative que dans la première ( $p < 0,001$ ). Il n'a pas été retrouvé de différence statistiquement significative concernant les longueurs des parties musculaire et tendineuse du TM en fonction des lésions de la CDR. Ces dernières n'affectaient pas non plus les largeurs des différentes parties de l'ISP ou du TM.

Paramètres		Tous les spécimens (n = 39)	Groupe 1 (n = 12)	Groupe 2 (n = 11)	Groupe 3 (n = 16)	p value
Age moyen (a) (intervalle)		83.2 <sup>a</sup> (65 to 93)	80.2 <sup>a</sup> (66 to 91)	88.5 <sup>b</sup> (75 to 93)	81.5 <sup>a</sup> (65 to 92)	0.02
Sexe	Homme (n)	12	3	4	5	
	Femme (n)	27	9	7	11	
Partie crâniale (ou supérieure) ISP	Longueur tendon (cm, SD)	3.1 ± 1.0	2.8 ± 1.0	3.0 ± 1.0	3.5 ± 1.0	ns
	Longueur muscle (cm, SD)	10.0 ± 1.7	10.4 ± 1.7	10.0 ± 1.6	9.7 ± 1.8	ns
	Longueur totale (cm, SD)	13.1 ± 1.8	13.2 ± 1.8	13.0 ± 1.7	13.2 ± 1.8	ns
	Largeur (cm, SD)	1.6 ± 0.5	1.6 ± 0.6	1.5 ± 0.5	1.8 ± 0.6	ns
	Angle de pennation (deg, SD)	<b>27 ± 4</b>	<b>23 ± 3<sup>a</sup></b>	<b>20 ± 3<sup>a</sup></b>	<b>37 ± 4<sup>b</sup></b>	<b>&lt; 0.001</b>
Partie caudale (ou inférieure) ISP	Longueur tendon (cm, SD)	4.2 ± 1.9	3.4 ± 2.0	4.7 ± 1.8	4.5 ± 1.8	ns
	Longueur muscle (cm, SD)	13.4 ± 1.9	14.2 ± 2.0	13.2 ± 1.9	13.0 ± 2.0	ns
	Longueur totale (cm, SD)	17.6 ± 1.8	17.7 ± 1.9	17.9 ± 1.7	17.5 ± 1.9	ns
	Largeur (cm, SD)	2.1 ± 0.6	2.2 ± 0.6	2.0 ± 0.7	2.0 ± 0.6	ns
	Angle de pennation (deg, SD)	23 ± 3	19 ± 3	21 ± 3	26 ± 3	ns
Partie médiane (ou moyenne) ISP	Longueur tendon (cm, SD)	<b>9.6 ± 1.4</b>	<b>8.7 ± 1.4<sup>a</sup></b>	<b>9.7 ± 1.5<sup>c</sup></b>	<b>10.4 ± 1.4<sup>b</sup></b>	<b>0.003</b>
	Longueur muscle (cm, SD)	<b>6.5 ± 1.7</b>	<b>7.6 ± 1.7<sup>a</sup></b>	<b>6.4 ± 1.6<sup>c</sup></b>	<b>5.7 ± 1.8<sup>b</sup></b>	<b>0.029</b>
	Longueur totale (cm, SD)	16.1 ± 1.7	16.2 ± 1.7	16.1 ± 1.6	16.1 ± 1.7	ns
	Largeur (cm, SD)	2.5 ± 0.8	2.2 ± 0.8	2.7 ± 0.8	2.7 ± 0.8	ns
Teres Minor	Longueur tendon (cm, SD)	2.7 ± 1.5	2.2 ± 1.6	3.4 ± 1.5	3.0 ± 1.6	ns
	Longueur muscle (cm, SD)	10.1 ± 4.6	10.5 ± 2.2	10.2 ± 2.3	9.4 ± 2.4	ns
	Longueur totale (cm, SD)	12.6 ± 1.7	12.7 ± 1.7	13.2 ± 1.6	12.3 ± 1.6	ns
	Largeur (cm, SD)	2.6 ± 0.7	2.3 ± 0.7	2.2 ± 0.5	3.0 ± 0.6	ns
	Angle de pennation (deg, SD)	21 ± 3	19 ± 3	20 ± 3	23 ± 2	ns

Tableau 2-1 : Mesures des différentes parties des unités de l'ISP et du TM. Les valeurs sont des moyennes ± déviation standards. ISP : infraspinatus, ns : non significatif, SD : déviation standard. Dans chaque colonne, les valeurs avec les lettres a et b sont significativement différentes. Celles avec la lettre C ne sont pas significativement différentes des deux autres. ns : non significatif.

## 2.2.6 : Innervation des corps musculaires de l'ISP et du TM

Les branches nerveuses se distribuant dans le corps musculaire de l'ISP provenaient de la branche distale du nerf suprascapulaire ayant traversé l'incisure spinoglénoïdienne pour gagner la fosse infra-épineuse. Les branches destinées au corps musculaire du TM provenaient de la branche postérieure du nerf axillaire. La branche du nerf suprascapulaire gagnait la fosse infra-épineuse contre le bord de l'os et se dirigeait en interne à la face profonde du corps musculaire de l'ISP avant d'y pénétrer. Il y avait macroscopiquement deux types de distributions. Treize muscles (65%) recevaient 3 ou 4 branches de division principales de diamètre comparables à leur face profonde : 1 à 2 de direction interne rectilignes et 2 obliques, une supéromédiale (ou en haut et en dedans) et l'autre inféromédiale (ou en bas et en dedans) (Type A) (Figure 2-17). Sept muscles ISP (35%) recevaient seulement 2 branches de division principales : 1 transverse et une oblique (Type B) (Figure 2-18). Cette dernière se divisait alors plus médialement (ou en interne) en 2 ou 3 branches secondaires, de direction inféromédiale (ou en bas et en interne). La distance entre l'incisure spinoglénoïdienne et les branches de division du nerf suprascapulaire dans la fosse infra-épineuse était variable, avec une moyenne de  $3.7 \text{ cm} \pm 2.1 \text{ cm}$ . Les 20 muscles TM étudiés recevaient tous un rameau de la branche postérieure du nerf axillaire, qui rentraient dans le muscle dans sa partie inférolatérale et se divisaient dans le muscle (Figure 2-19). Il y avait 2 à 4 branches de division principales.

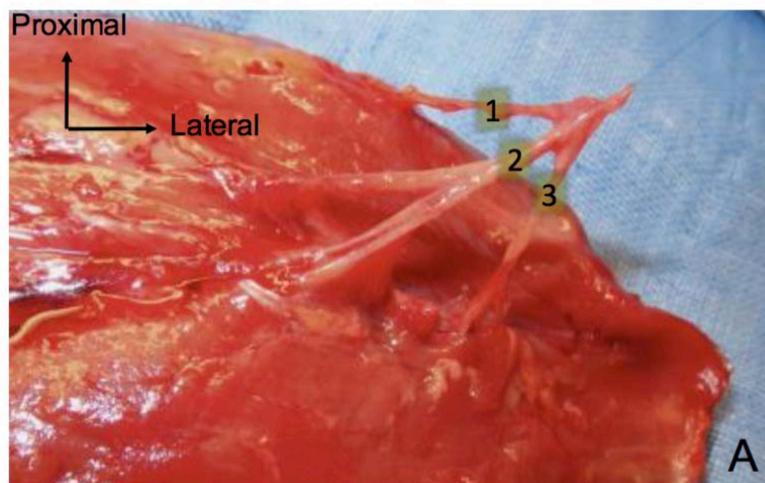
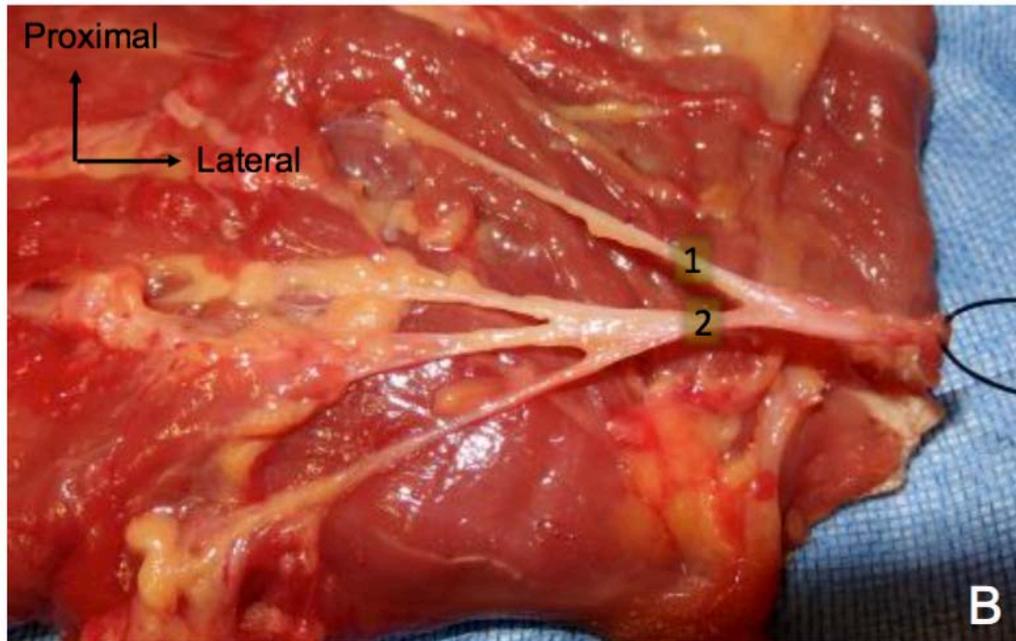
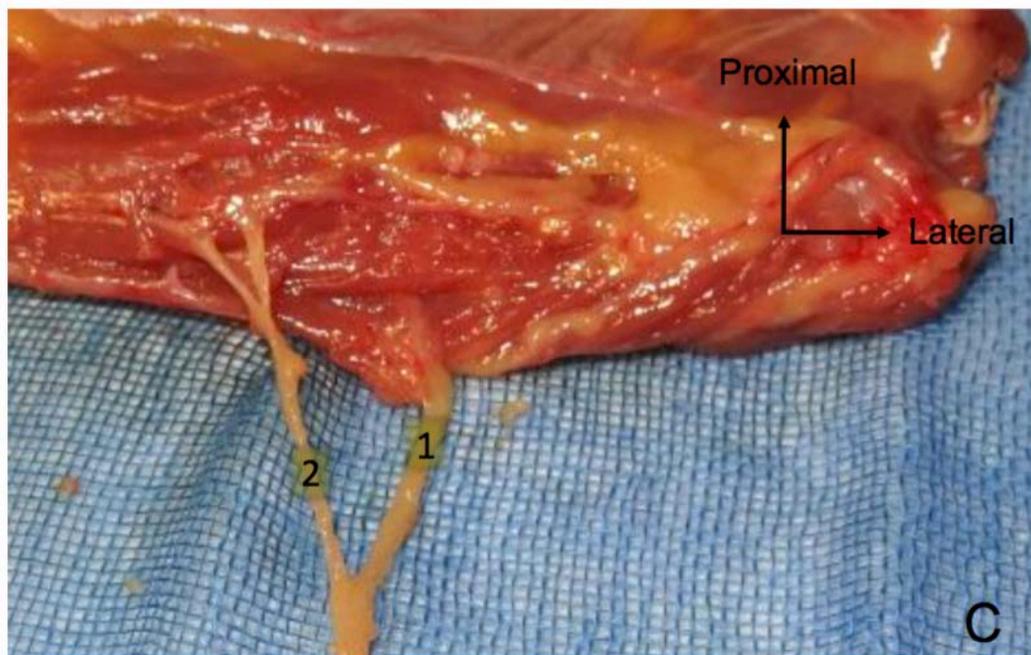


Figure 2-17 : Photographie du mode d'innervation A à la face profonde du corps musculaire de l'ISP. Noter les 3 branches de division de diamètre équivalent.



*Figure 2-18 : Photographie du mode d'innervation B à la face profonde du corps musculaire de l'ISP. Noter les 2 branches de division de diamètre équivalent, puis la division rapide de la branche distale (ou inférieure).*



*Figure 2-19 : Photographie du mode d'innervation du corps musculaire du TM. Noter la pénétration distale (ou inférieure) et la division à l'intérieur du muscle.*

## 2.3 : Corrélations entre anatomie et imagerie post mortem de l'ISP et du TM

Nous venons de voir que le corps musculaire de l'ISP est constitué de 3 sous unités musculaires morphologiquement disposées en deux plans et venant se terminer et participer à la constitution d'un tendon central médian. La disposition globale du muscle est donc de type tripenné, avec un tendon central. Nous proposons d'estimer de façon relative la proportion de chaque sous unités dans la constitution du corps musculaire global de l'ISP et du TM en fonction de l'état de la CDR.

### 2.3.1 : Réalisation technique

Les images ultrasonores *post-mortem* réalisées en mode B standard de la fosse sous épineuse et du TM ont été analysées afin d'évaluer la surface de section de l'ensemble et des différentes sous unités du muscle ISP et du muscle TM. Les images ont toutes été réalisées par le même opérateur avec le même matériel technique et selon le même protocole. Ce dernier était l'équivalent du protocole de réalisation d'un examen échographique standard de l'épaule en routine clinique.

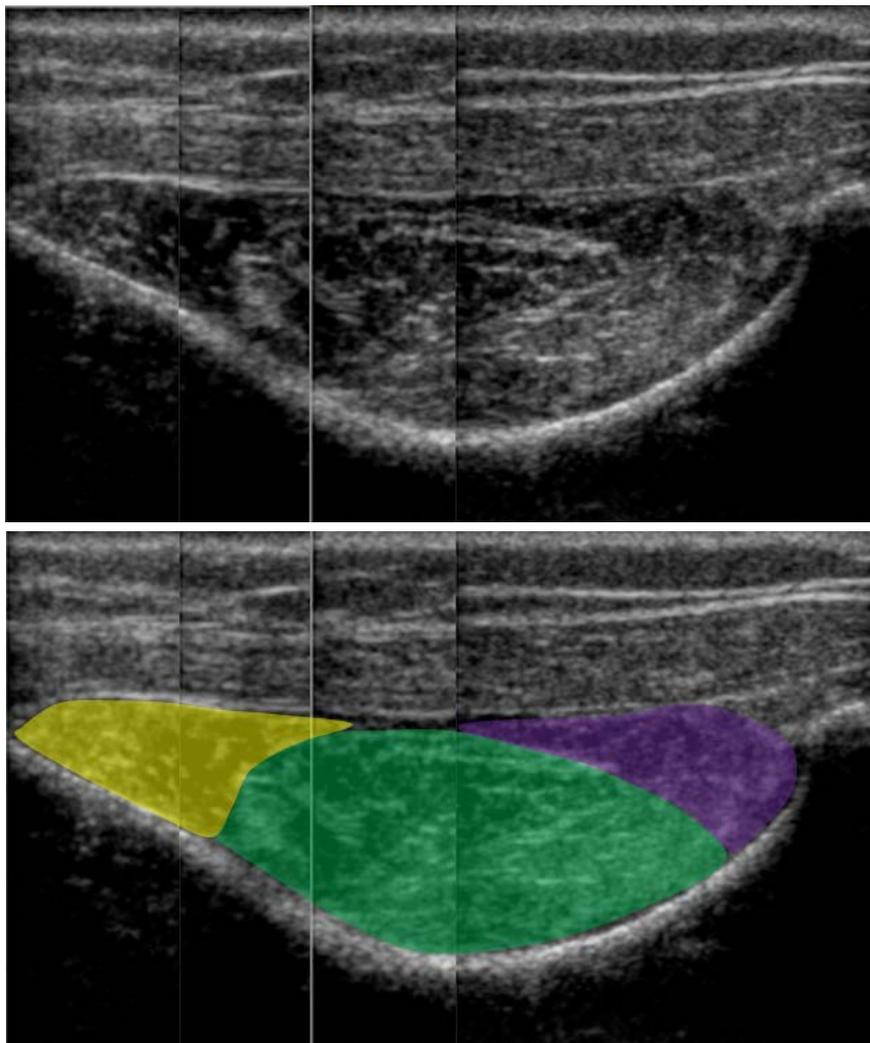
Elles ont été réalisées dans un plan sagittal, à proximité du tubercule de l'épine de la scapula, qui servait de repère osseux constant. Elles ont été par la suite fusionnées afin d'obtenir une coupe complète des corps musculaires de l'ISP et du TM, destinés à l'analyse.

Les images IRM des mêmes spécimens cadavériques réalisées grâce à la plate-forme d'imagerie CIRE (INRA, Nouzilly, Indre-et-Loire) ont permis une évaluation similaire. Un protocole d'acquisition spécifique a été mis au point. Après le repérage, les coupes en plans stricts classiques (axial strict large, 42 coupes, temps d'acquisition : 2 minutes 11 secondes ; et sagittal strict, 40 coupes, Temps d'acquisition : 2 minutes et 11 secondes) ont été réalisées. Enfin, une séquence permettant une représentation dans les 3 plans (MPR ou « multiplanar reconstruction ») et centrée sur l'unité tendinomusculaire de l'infraépineux a été adaptée : pondération T1 (TR à 923 ms et TE à 15 ms), taille du voxel réglée à 0,5 mm × 0,5 mm × 0,8 mm, 40 coupes pour un temps d'acquisition de 28 minutes et 26 secondes et un rapport signal / bruit à 1.

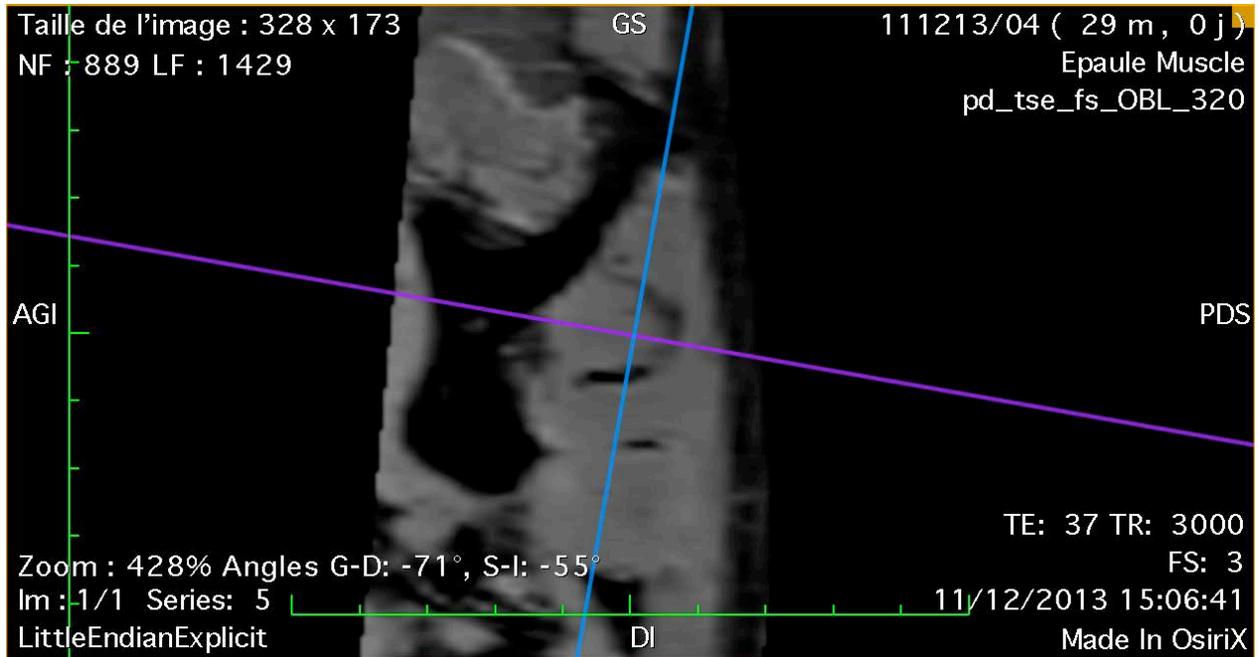
Bien qu'issues d'un réglage non isotrope, les images obtenues avaient une résolution et un signal suffisants pour évaluer la surface de section des différentes structures musculaires.

Du fait d'une meilleure résolution, le niveau de coupe choisi était plus latéral que pour les images d'échographie.

L'estimation des surfaces de section a fait appel au logiciel Osirix™ (Pixmeo SARL, Genève, Suisse). L'analyse statistiques s'est appuyée sur l'utilisation de tests non paramétriques permettant de comparer des données quantitatives entre plusieurs groupes non appariés (Test de Wicoxon-Mann Whitney) [58, 59]. Le seuil de significativité statistique a été fixé inférieur à 0,05.



*Figure 2-20 : Images échographiques en coupes sagittales de la fosse infra-épineuse. Noter les trois parties du muscle ISP. Partie supérieure (crâniale) en jaune, moyenne (centrale ou médiane) en vert et inférieure (caudale) en violet.*



*Figure 2-21 : Coupes IRM parasagittales de la fosse infra-épineuse. Noter les trois parties du muscle ISP. Partie supérieure en jaune, moyenne en vert et inférieure en violet, le TM en rouge.*

## 2.3.2 : Résultats

### 2.3.2.1 : Echographies

Nous avons été confrontés à de grandes difficultés lors de l'interprétation des images échographiques. L'âge avancé des spécimens à notre disposition, associé à une majorité de rupture de la CDR diminuait l'anisotropie musculaire physiologique. Par conséquent, les muscles devenus « flous » ne permettaient plus de distinguer de façon claire les différentes parties.

Les informations recueillies grâce aux examens échographiques ne concernent donc que les spécimens à coiffe intacte.

Cependant, à partir des 12 cas avec une CDR intacte, nous n'avons pas été en mesure de distinguer les 3 sous unités constitutives de l'ISP dans 3 cas. La qualité de l'examen et des spécimens anatomiques en sont probablement les causes.

Les surfaces de section mesurées étaient exprimées en pixel<sup>2</sup>. Dans un objectif de comparaison, nous avons exprimé les mesures en pourcentage de la surface totale.

N° de spécimen	Pourcentage de la surface de section partie supérieure	Pourcentage de la surface de section partie moyenne	Pourcentage de la surface de section partie inférieure
1	18,2	63,3	18,5
2	24,9	59,2	15,9
3	19,1	60,7	20,2
4	18,7	59,9	21,4
5	21,9	61,8	16,3
6	20,4	60,7	18,9
7	18,9	61,9	19,2
8	21,6	62,1	16,3
9	16,5	65,3	18,2
<b>Total</b>	<b>20,0 ± 2,5</b>	<b>61,7 ± 1,8</b>	<b>18,3 ± 1,9</b>

Tableau 2-2 : Valeurs en pourcentage des surfaces de section des différentes parties de l'ISP parmi les spécimens à CDR intacte.

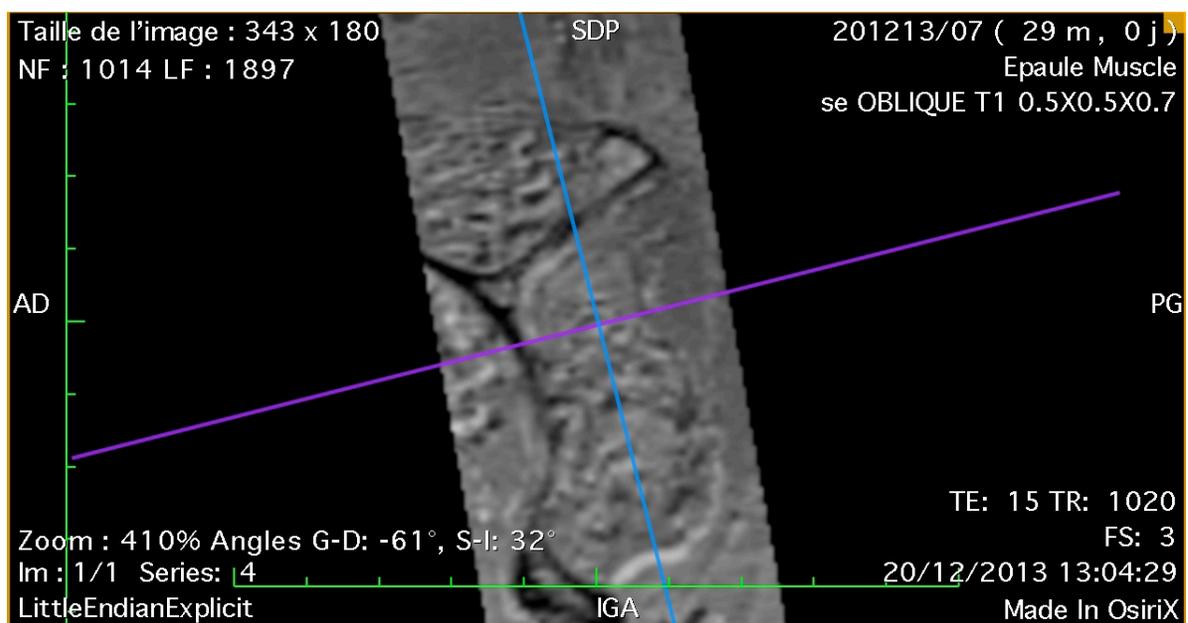
Nous n'avons pas retrouvé de différence statistiquement significative entre les surfaces de section des parties supérieures (ou proximales) et inférieures (ou distale) ( $p = 0,269$ , Mann-Whitney  $U$  Test).

Les parties superficielles occupent environ 20% en moyenne de la surface de section du muscle ISP dans son ensemble. Les 60% restant sont représentés par la portion médiane (ou centrale), profonde.

Bien que nécessitant une confirmation avec plus de spécimens, ces résultats sont en faveur d'une implication biomécanique équivalente entre les deux portions superficielles en terme de travail musculaire. Cependant, la direction de leurs fibres musculaires respectives évoque une direction d'action différente.

### 2.3.2.2 : Imageries par résonance magnétique nucléaire

Les épaules ont été artificiellement séparées en deux groupes. Nous avons comparé les épaules à CDR intacte (12 cas) avec les épaules à CDR déficiente (27 cas). Dans 4 cas, les lésions musculaires étaient très avancées et les contours du muscle étaient impossible à déterminer (Figure 2-22).



*Figure 2-22 : Exemple d'une coupe parasagittale de la fosse infra épineuse avec une altération de structure du muscle ISP empêchant toute définition des sous unités le constituant.*

Pour un dernier cas, le cadrage des blocs de coupes a été négligé avant de lancer l'acquisition IRM et ne permettait pas de voir la totalité du muscle ISP.

Les données étaient donc disponibles pour 12 cas avec CDR intacte et 22 cas avec CDR altérée.

Les valeurs brutes des surfaces de section sont représentées dans le tableau 2-3 :

Parties de l'ISP	CDR intacte (n = 12)	CDR altérée (n = 22)	p (Mann Whitney U Test)
Moyenne de la surface de section de la partie supérieure (ou crâniale)	99,8 ± 25,8 mm <sup>2</sup>	72,3 ± 16,3 mm <sup>2</sup>	0,114
Moyenne de la surface de section de la partie médiane (ou centrale)	255,6 ± 46,7 mm <sup>2</sup>	149,9 ± 20,2 mm <sup>2</sup>	<b>0,009</b>
Moyenne de la surface de section de la partie inférieure (ou caudale)	83,1 ± 23,5 mm <sup>2</sup>	66,0 ± 15,2 mm <sup>2</sup>	0.609
Total	438,6 ± 69,4 mm <sup>2</sup>	288,1 ± 15,4 mm <sup>2</sup>	<b>0,009</b>

Tableau 2-3 : Résultats des mesures des surfaces de section moyennes brutes des différentes parties de l'ISP.

Les résultats en pourcentage de surface de section sont représentés dans le tableau 2-4 :

Parties de l'ISP	CDR intacte (n = 12)	CDR altérée (n = 22)	p (Mann Whitney U Test)
Moyenne de la surface de section de la partie supérieure (ou crâniale)	23,0 ± 6,3 %	25,1 ± 3,7 %	0,070
Moyenne de la surface de section de la partie médiane (ou centrale)	58,2 ± 5,7 %	53,2 ± 2,3 %	<b>0,004</b>
Moyenne de la surface de section de la partie inférieure (ou caudale)	18,8 ± 3,5 %	22,7 ± 2,4 %	<b>0,024</b>

Tableau 2-4 : Résultats des mesures des surfaces de section moyennes des différentes parties de l'ISP.

Les tableaux 2-3 et 2-4 montrent les valeurs moyennes des surfaces de section brutes et relatives des différentes portions de l'ISP entre les épaules à CDR intactes et les épaules à CDR altérées. Les lésions tendineuses sont associées à une atrophie absolue et relative significative de la portion médiane, qui passe respectivement de 256 mm<sup>2</sup> à 150 mm<sup>2</sup> et de 58% à 53% de la surface de section totale du muscle ( $p = 0,009$  et  $p = 0,004$ ).

Bien que les portions superficielles supérieure (ou crâniale) et inférieure (ou caudale) montrent une diminution de leur surface de section en valeur brute (perte de 28 et de 17 mm<sup>2</sup>, respectivement), elles semblent moins touchées par l'amyotrophie, avec en conséquence, une augmentation de leur surface de section relative, qui est par ailleurs significative pour la portion inférieure (ou caudale).

Deux explications à ces constatations peuvent être proposées :

- Le volume plus important de la portion médiane (ou centrale) la rend relativement plus sensible à une atrophie musculaire par rapport aux portions supérieure et inférieure.
- De plus, la plupart des lésions tendineuses de la CDR siège en premier lieu majoritairement à la face profonde du tendon et expose donc en priorité la portion médiane qui est, elle même, située à la face profonde du même tendon.

Les surfaces de section du muscle TM étaient distribuées de façon variable entre les épaules à CDR intactes ou lésées. Aucun lien particulier n'a été retrouvé en fonction de l'état de la CDR sus-jacente. Sa valeur moyenne retrouvée était de  $2,54 \pm 1,44$  cm<sup>2</sup>.

## 2.4 : Conclusion et perspectives

Nos travaux montrent que les muscles ISP et TM ont une organisation et des rapports anatomiques complexes. Nous confirmons l'organisation tripennée de l'ISP décrite par Costantini et Minagawa [13]. La limite fibreuse entre ISP et TM pourrait aider les chirurgiens à trouver la limite intermusculaire lors des difficiles voies d'abord postérieures.

Par ailleurs, l'organisation de l'ISP en trois portions distinctes, avec une orientation des fibres musculaires propre et un impact des lésions tendineuses variable, laissent penser à un programme biomécanique différent pour chacune d'entre elles.

Des travaux scientifiques supplémentaires sont nécessaires pour confirmer cette potentielle partition fonctionnelle du muscle. Des études *in vitro* de microdissection nerveuse et *in vivo* de biomécanique, couplées à l'IRM et/ou à l'électromyographie, pourraient nous permettre de mieux comprendre le comportement de ces muscles.

## Bibliographie Deuxième Partie

1. Favard L, Bacle G, Berhouet J. Rotator cuff repair. *Joint Bone Spine*. 2007 Dec;74(6):551-7.
2. Friedmann RJ. Biomechanics of the rotator cuff. In : Gazielly DF, Gleyze P, Thomas T (eds) *The cuff*, 1st edn, Elsevier, 1997, Paris, pp 34-7.
3. Jobe CM, Phipatanakul WP, Coen MJ. Gross anatomy of the shoulder. In : Matsen FA 3rd, Rockwood CA Jr (eds) *The shoulder*, 4th edn, 2009, Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 33-100.
4. Walch G, Boulahia A, Calderone S, Robinson AHN. The 'dropping' and hornblower's' signs in evaluation of rotator-cuff tears. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80:624-8.
5. Hoffmeyer P, Genoud P, Cerutti P. Biomécanique de l'épaule normale et prothétique. Sous la direction de M. Mansat, 1999, Cahiers d'enseignement de la SO.F.C.O.T, N° 68, Expansion scientifique publication, Paris.
6. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res*. 1994, 304:78-83.
7. Jost B, Zumstein M, Pfirrmann CW, Gerber C. Long-term outcome after structural failure of rotator cuff repairs. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Mar;88(3):472-9.
8. Melis B, Wall B, Walch G. Natural history of infraspinatus fatty infiltration in rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg*. 2010 Jul;19(5):757-63

9. Simovitch RW1, Helmy N, Zumstein MA, Gerber C. Impact of fatty infiltration of the teres minor muscle on the outcome of reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 May;89(5):934-9.
10. Kim JK, Yoo HJ, Jeong JH, Kim SH. Effect of Teres Minor Fatty Infiltration on Rotator Cuff Repair Outcomes. *Arthroscopy.* 2016 Apr;32(4):552-8.
11. Gladstone JN, Bishop JY, Lo IK, Flatow EL. Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor functional outcome. *Am J Sports Med.* 2007 May;35(5):719-28.
12. Chafik D, Galatz LM, Keener JD, Kim HM, Yamaguchi K. Teres minor muscle and related anatomy *J Shoulder Elbow Surg.* 2013 22:108-114.
13. Costantini A, Minagawa H. Glenohumeral joint (muscle-tendon) Part 3. In: Di Giacomo et al. (Ed) *Atlas of functional shoulder anatomy*, 1st Ed. 2008, Springer-Verlag Italia, Milan, pp 86-88.
14. Curtis AS, Burbank KM, Tierney JJ, Scheller AD, Curran AR. The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. *Arthroscopy.* 2006 22:603-9.
15. Fabrizio PA, Clemente FR. Anatomical structure and nerve branching pattern of the human infraspinatus muscle. *J Bodyw Mov Ther.* 2014 Apr;18(2):228-32.
16. Kato A, Nimura A, Yamaguchi K, Mochizuki T, Sugaya H, Akita K. An anatomical study of the transverse part of the infraspinatus muscle that is closely related with the supraspinatus muscle. *Surg Radiol Anat.* 2012 34:257-65.
17. "Ebers papyrus". *Encyclopædia Britannica.* Encyclopædia Britannica Online. Encyclopædia Britannica Inc., 2016. Web : <http://www.britannica.com/topic/Ebers-papyrus>.

18. "Edwin Smith papyrus". Encyclopædia Britannica. Encyclopædia Britannica Online. Encyclopædia Britannica Inc., 2016. Web : <http://www.britannica.com/topic/Edwin-Smith-papyrus>.
19. Vesalius Andreas. De humani corporis fabrica libri septem ("The Seven Books on the Structure of the Human Body") commonly known as the Fabrica, printed in 1543. Encyclopædia Britannica. Encyclopædia Britannica Online. Encyclopædia Britannica Inc., 2016. Web : <http://www.britannica.com/topic/De-humani-corporis-fabrica-libri-septem>.
20. Vesale André, La Fabrique, Bibliothèque Inter-Universitaire Santé, Université Paris-Descartes. Web : <http://www3.biusante.parisdescartes.fr/./mde.pdf>
21. Paré Ambroise. Œuvres complètes. 1840, J-B Baillière Editeur, Paris.
22. Le Nen, Laulan J ; La main de Léonard de Vinci. 2010, Spinger-Verlag France.
23. Bichat M.F.X. Anatomie humaine appliquée à la physiologie et à la médecine. 1801. 4 volumes in-8, Brosson, Gabon (Paris).
24. Portal A. Cours d'anatomie médicale, ou Éléments de l'anatomie de l'homme. 1804, Baudoin Editeur, Paris.
25. Cloquet JH. Traité d'anatomie descriptive. 1834, Bruxelles, H. Dumont.
26. Vicq-d'Azyr F. Traité d'anatomie et de physiologie, avec des planches colorées représentant au naturel les divers organes de l'homme et des animaux, Impr. de Franç. Paris, 1786, grand in-folio.
27. Meckel JF. Manuel d'anatomie. Traduit par Breschet et Jourdan, 1825, Paris.

28. Theile FW. Traité de myologie et d'angéiologie. Traduit de l'allemand par A.-J.-L. Jourdan.1843, J.-B. Baillière Editeur, Paris.
29. Cruveilhier J. Traité d'anatomie descriptive. 1854, Labé Editeur, Paris.
30. Fort JA. Anatomie descriptive et dissections. 1868, Adrien Delahaye Editeur, Paris.
31. Velpeau A.A.L.M. Traité complet d'anatomie chirurgicale, générale et topographique du corps humain. Ou Anatomie considérée dans ses rapports avec la pathologie chirurgicale et la médecine opératoire. 1834, Dumond, Bruxelles.
32. James M. Dictionnaire universel de médecine. Traduit de l'anglais par Diderot, Eydou et Toussaint, 1747, Paris.
33. Blandin F. Nouveau éléments d'anatomie descriptive. 1838, J.-B. Baillière Editeur, Paris.
34. Testut L. Traité d'anatomie humaine. 1893, Octave Doin, Paris.
35. Bischoff G.T, Henle J. Encyclopédie anatomique comprenant l'anatomie descriptive, l'anatomie générale, l'anatomie pathologique, l'histoire du développement. Traduit de l'allemand par A.-J.-L. Jourdan.1843, J.-B. Baillière Editeur, Paris.
36. Gautier d'Agoty JF, Duverney, JG. Myologie complète en couleur et grandeur naturelle, composée de l'“Essai” et de la “Suite de l'Essai d'anatomie en tableaux imprimés”. Cote 768 (2),1746, Gautier, Paris.
37. Gray H, Vandyke Carter H. Anatomy: Descriptive and Surgical., 20th edition 1918, Lea and Febiger Ed, New-York.
38. Norwood LA, Matiko JA, Terry GC. Posterior shoulder approach. Clin Orthop Relat Res. 1985 Dec;(201):167-72.

39. Shaffer BS, Conway J, Jobe FW, Kvitne RS, Tibone JE. Infraspinatus muscle-splitting incision in posterior shoulder surgery. An anatomic and electromyographic study. *Am J Sports Med.* 1994 Jan-Feb;22(1):113-20.
40. Moccia D, Nackashi AA, Schilling R, Ward PJ. Fascial bundles of the infraspinatus fascia: anatomy, function, and clinical considerations. *J Anat.* 2016 Jan;228(1):176-83.
41. Keating JF, Waterworth P, Shaw-Dunn J, Crossan J. The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study. *J Bone Joint Surg Br.* 1993 Jan;75(1):137-40.
42. Jobe CM, Phipatanakul WP, Coen MJ (2009) Gross anatomy of the shoulder. In: Matsen FA 3rd, Rockwood CA Jr (eds) *The shoulder*, 4th edn, Saunders Elsevier, Philadelphia, pp 33-100.
43. Johnson D, Ellis H. Pectoral girdle and upper limb. In : Standring, Susan, ed. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice.* Elsevier Health Sciences, 2015.
44. Palastanga N, Soames, R. *Anatomy and human movement, structure and function with pageburst access, 6: anatomy and human movement.* Elsevier Health Sciences, 2011.
45. Beauthier JP, Lefèvre P, Leurquin F. *Traité d'anatomie : de la théorie à la pratique palpatoire.* De Boeck Supérieur, 1993.
46. McMahon TA. *Muscles, Reflexes and locomotion. Physics of the Human Body,* Irving P.Herman, 2nd edition, Springer, 2016.
47. Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, Muneta T, Akita K. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. New anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 May;90(5):962-9.

48. Michelin P, Trintignac A, Dacher JN, Carvalhana G, Lefebvre V, Duparc F. Magnetic resonance anatomy of the superior part of the rotator cuff in normal shoulders, assessment and practical implication. *Surg Radiol Anat.* 2014 Dec;36(10):993-1000.
49. Organisation Mondiale de la Santé (OMS, WHO), Guide pratique sur l'application du Règlement relatif au transport des matières infectieuses 2009-2010. WHO/HSE/EPR/2008.10. 15<sup>e</sup> édition révisée, New York et Genève, Nations Unies. Site Internet : [http://www.who.int/csr/resources/publications/biosafety/HSE\\_EPR\\_2008.10Fr.pdf](http://www.who.int/csr/resources/publications/biosafety/HSE_EPR_2008.10Fr.pdf).
50. Code la Santé Publique, Article R1335-1. Codifié par Décret n° 2003-462 du 21 mai 2003 relatif aux dispositions réglementaires des parties I, II et III du code de la santé publique (NOR : SANP0321523D). Site Internet : [https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do;jsessionid=1121A195063CC60B331F1034BB7D38EC.tpdila18v\\_3?cidTexte=JORFTEXT000000412528&dateTexte=20030527&categorieLien=cid#JORFTEXT000000412528](https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do;jsessionid=1121A195063CC60B331F1034BB7D38EC.tpdila18v_3?cidTexte=JORFTEXT000000412528&dateTexte=20030527&categorieLien=cid#JORFTEXT000000412528).
51. Arrêté du 7 septembre 1999 relatif au contrôle des filières d'élimination des déchets d'activités de soins à risques infectieux et assimilés et des pièces anatomiques (NOR: MESP9922896A). Version consolidée au 10 juin 2016. Site Internet : <https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000762043>.
52. Arrêté T.M.D. du 29/05/2009 relatif au transport de matières dangereuses par voies terrestres (NOR : DEVP0911622A). Version consolidée au 03 mai 2016. Site Internet : <https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do;?cidTexte=LEGITEXT000020797782>.
53. Arrêté du 12 décembre 2012 modifiant l'arrêté du 29 mai 2009 relatif aux transports de marchandises dangereuses par voies terrestres (dit « arrêté TMD ») (NOR : DEVP1241087A). Site Internet : [https://www.legifrance.gouv.fr/jo\\_pdf.do?numJO=0&dateJO=20121220&numTexte=36&pageDebut=20102&pageFin=20108](https://www.legifrance.gouv.fr/jo_pdf.do?numJO=0&dateJO=20121220&numTexte=36&pageDebut=20102&pageFin=20108).

54. Arrêté du 24 novembre 2003 relatif aux emballages des déchets d'activités de soins à risques infectieux et assimilés et des pièces anatomiques d'origine humaine (NOR: SANP0324585A). Version consolidée au 10 juin 2016. Site Internet :  
<https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000416613>.
55. Arrêté du 24 novembre 2003 relatif aux emballages des déchets d'activités de soins à risques infectieux et assimilés et des pièces anatomiques d'origine humaine (NOR: SANP0324585A). JORF n°298 du 26 décembre 2003 page 22167. Texte n° 42. Site Internet :  
<https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000416613&categorieLien=id>.
56. Gagey N, Gagey O, Bastian G, Lassau JP. The fibrous frame of the supraspinatus muscle. Correlations between anatomy and MRI findings. *Surg Radiol Anat.* 1990 12:291-2.
57. Kruskal WH, Wallis WA. Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American Statistical Association.* 1952, 47 (260):583–621.
58. BH Mann, DR Whitney. On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other". *Annals of Mathematical Statistics.* 1947,18 (1):50–60.
59. F Wilcoxon. Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics Bulletin,* 1945,1(6):80–83.



## Troisième partie

# Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) et pathologies de la coiffe des rotateurs (CDR)

Principe technique, usages et limites actuels, optimisations cliniques et innovations issues de la recherche dans l'exploration du muscle squelettique

Dans la démarche diagnostique des pathologies de la CDR, l'imagerie par RMN (ou IRM) est un mode d'exploration morphologique de deuxième intention après la radiographie standard de l'épaule [1]. Ainsi, dans l'exploration des épaules douloureuses chroniques non instables de l'adulte, le recours à l'IRM survient après la conduite d'un traitement médical complet d'au moins six mois.

Malgré ces recommandations, son utilisation en première intention augmente [2].

En effet, en plus d'être non irradiante et non invasive, elle a été décrite dans les années 2000 comme la technique la plus précise dans l'exploration de la coiffe. Néanmoins, les protocoles d'acquisition utilisés pour les IRM en pratique clinique courante restent focalisés sur les lésions tendineuses et ne sont pas exempts d'inconvénients. En particulier, les acquisitions concernant l'état des muscles

semblent perfectibles car les informations exploitables semblent aléatoires et engendrent des incertitudes diagnostiques.

Au sein de ce chapitre, nous allons d'abord préciser comment est produite une image en IRM, quels en sont les usages et les limites actuels dans le cadre des lésions de la coiffe des rotateurs et quelles pourraient être les innovations techniques potentiellement exploitables. Puis nous aborderons les optimisations techniques immédiatement utilisables qui ont été mises au point dans ce travail pour l'exploration des muscles rotateurs externes, infraépineux et petit rond dans la pratique clinique quotidienne. Enfin, nous aborderons le potentiel offert par l'IRM pour la caractérisation des tissus musculaires dans les pathologies de la coiffe, avec en particulier des explorations novatrices comme l'imagerie en tenseur de diffusion et la cartographie de temps de relaxation T2.

## 3.1 : Place de l'IRM dans l'exploration de la CDR

Le principe technique de l'IRM en fait l'examen de choix pour l'exploration des tissus mous et pour certains auteurs, elle est la technique de référence dans l'exploration des lésions de la CDR. En pratique, les protocoles utilisés sont ceux proposés par les constructeurs industriels, avec un objectif non dissimulé de rentabilité. Ils ont été conçus pour l'exploration des structures tendineuses. Malgré leur importance cruciale, les muscles de la CDR, et l'infraépineux en particulier, ne représentent donc qu'un élément secondaire dans l'interprétation de ces images qui sont, de surcroît, subjectives. Pourtant, plusieurs modalités récentes d'acquisitions en IRM, pour l'heure essentiellement utilisées en « recherche », pourraient apporter des informations détaillées et objectives sur l'état des muscles de la CDR si elles étaient transposées en pratique clinique.

### 3.1.1 : Principe technique de l'IRM conventionnelle

Développée au début des années 70 [3], l'IRM est une technique d'imagerie médicale se basant sur l'étude de la relaxation des protons d'hydrogène placés dans un champ magnétique  $B_0$  et soumis à une onde de radiofréquence (RF) [4, 5].

Un groupe de *spins* (c'est à dire, un groupe de moments angulaires ou cinétiques intrinsèques de protons d'hydrogène  $^1\text{H}$ ) placés dans un champ magnétique important  $B_0$  possède une aimantation tissulaire dans la même direction de  $B_0$ , mais soit dans le même sens ("parallèle"), soit dans le sens opposé ("antiparallèle") [4, 6].

Cependant, la proportion de spins dans le sens de  $B_0$  (parallèles) est supérieure à celle des spins orientés dans le sens opposé (antiparallèles) (Figure 3-1). L'écart de population entre spin "parallèles" et "antiparallèles" est proportionnel à l'amplitude du champ magnétique principal [4].

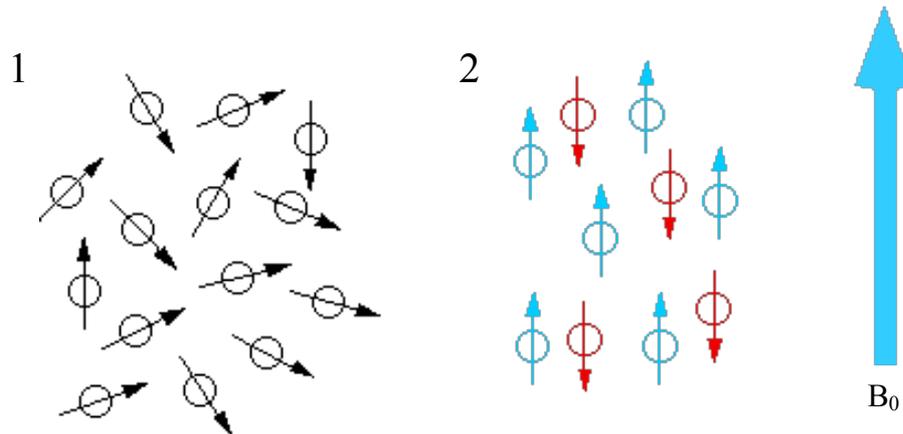


Figure 3-1 : Représentations schématiques de l'orientation des spins des protons d'hydrogène à l'état de repos (1) et soumis à un champ magnétique  $B_0$  (2). Noter la même direction entre les spins et  $B_0$ , avec une plus grande proportion de spins dans le sens de  $B_0$  (spins parallèles bleus). D'après [8].

Par ailleurs, les protons entrent en *précession* (changement d'orientation de l'axe de rotation) à la pulsation  $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$  (avec  $\gamma$ : rapport gyromagnétique du proton) quand ils sont plongés dans le champ magnétique  $B_0$ . On parle de précession de Larmor, dont la fréquence  $\nu_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$  peut être mesurée. Lors de la précession, l'angle que fait le vecteur avec la direction de  $B_0$  reste fixé. Le vecteur décrit ainsi, au cours du temps, un cône dont l'axe et la direction sont fixés. Ce cône est parcouru à une vitesse angulaire constante  $\omega$  [4, 7] (Figure 3-2).

L'onde de RF alors appliquée dans le plan transversal va entraîner un phénomène de *résonance* lorsque sa pulsation  $\omega_1$  est la même que celle de précession des spins ( $\omega_1 = \omega_0$ ). Elle va apporter de l'énergie au système de spins et perturber l'état d'équilibre précédemment établi : c'est la phase *d'excitation*. Lorsque l'émission RF est interrompue, le système va restituer l'énergie absorbée pour retourner à l'état d'équilibre de départ : c'est la phase de *relaxation* [4].

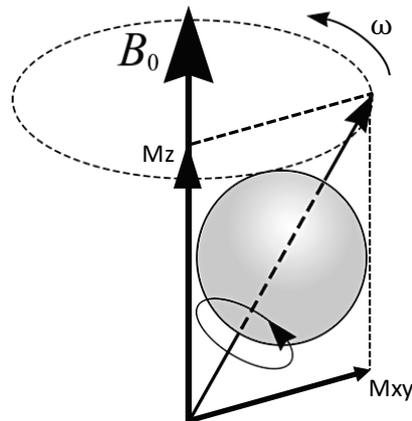


Figure 3-2 : Représentation schématique du mouvement de précession et du cône correspondant pour un proton.  $B_0$  : champ magnétique,  $M_{xy}$  : aimantation transversale,  $M_z$  : aimantation longitudinale,  $\omega$  : vitesse angulaire. D'après [9].

La phase d'excitation se traduit par une diminution de l'aimantation longitudinale (axe  $z$ ), et l'apparition d'une aimantation transversale (axe  $xy$ ) [5].

La relaxation s'accompagne d'une émission d'énergie sous la forme d'ondes RF qui constituent le signal enregistré en RMN. Elle se décompose en 2 phénomènes obéissants à des mécanismes différents et complémentaires: la relaxation longitudinale qui correspond à la repousse de l'aimantation longitudinale, et la relaxation transversale, qui correspond à la chute de l'aimantation transversale [4, 5, 6].

L'évolution de l'aimantation longitudinale lors de la relaxation suit une courbe exponentielle croissante. Elle est caractérisée par la constante de temps  $T_1$ . Le  $T_1$ , ou temps de relaxation longitudinale correspond au temps nécessaire pour que l'aimantation longitudinale retrouve 63% de sa valeur finale (Figure 3-3). Il est caractéristique des tissus et dépend de la mobilité des molécules où sont engagés les noyaux d'hydrogène (spin-réseau). La chute de l'aimantation transversale quant à elle suit une courbe exponentielle décroissante caractérisée par la constante de temps  $T_2$ . Le  $T_2$ , ou temps de relaxation transversale, correspond au temps mis par l'aimantation transversale pour revenir à 37 % de sa valeur initiale et dépend de l'interaction des noyaux entre eux (spin-spin) (Figure 3-4) [4, 10].

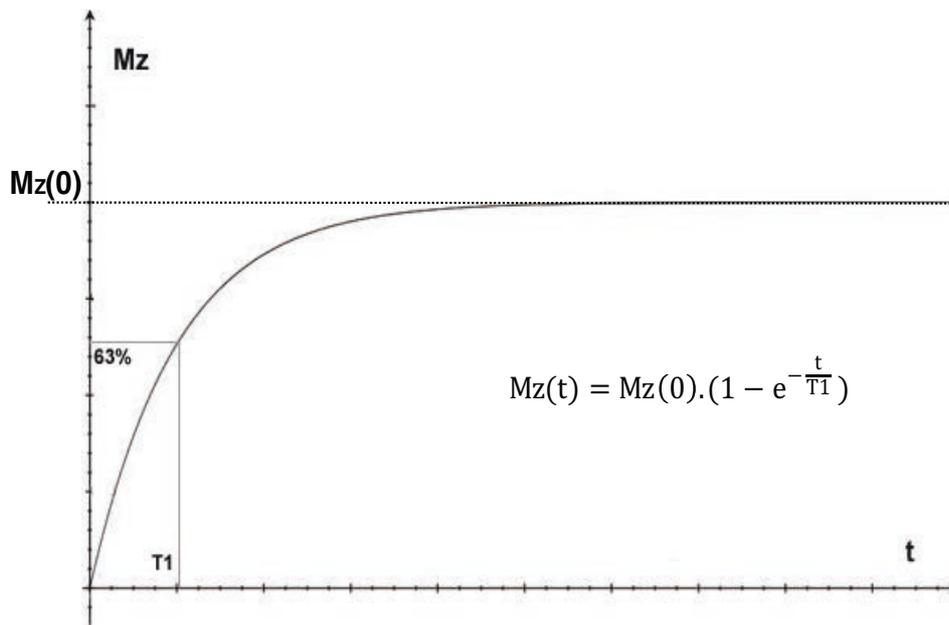


Figure 3-3 : Formule et courbe de croissance correspondante de l'aimantation longitudinale. Le  $T_1$  correspond au temps pour revenir à 63% de l'aimantation initiale. D'après [4].  $M_z(0)$  : la valeur à l'équilibre de l'aimantation longitudinale

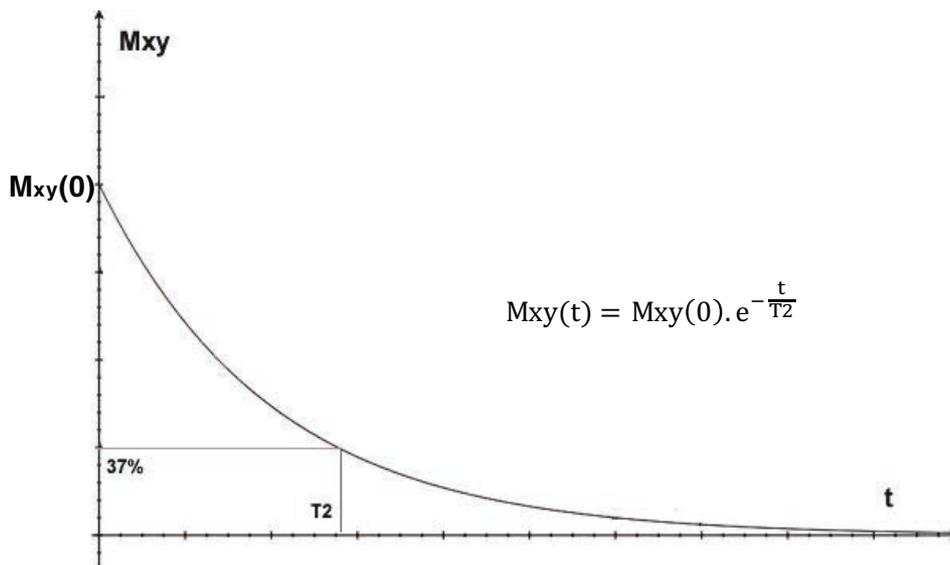


Figure 3-4 : Formule et courbe de décroissance correspondante de l'aimantation transversale. Le  $T_2$  correspond au temps pour revenir à 37%. D'après [4].  $M_{xy}(0)$  : la valeur à l'équilibre de l'aimantation transversale (lorsque tous les spins sont alignés dans l'axe transversal)

Seules les variations de l'aimantation transversale peuvent être enregistrées sous forme d'un signal RF (FID ou Free Induction Decay). Cet enregistrement du signal est effectué par une antenne, adaptée à la zone anatomique à explorer, et accordée à la fréquence de résonance des protons.

Le principe, illustré ici avec la simple application d'une impulsion RF de  $90^\circ$  est complété par une ou plusieurs autres impulsions RF, formant ainsi des séquences d'impulsions, permettant quant à elles de recueillir un signal cette fois appelé « écho ». En fonction de l'écho enregistré, il existe deux grandes familles de séquences [4] :

- Les séquences d'écho de spin, caractérisées par la présence d'une impulsion RF de  $180^\circ$  de rephasage,
- Les séquences d'écho de gradient, sans impulsion de rephasage et un angle de bascule de l'aimantation transversale inférieur à  $90^\circ$ .

La séquence d'écho de spin (Spin Echo ou SE) comprend une impulsion RF de  $90^\circ$  puis une impulsion RF de  $180^\circ$ . Le délai entre les 2 impulsions est  $TE/2$  et la mesure du signal se fait au temps TE (Temps d'Echo). Le cycle élémentaire en spin écho doit être répété autant de fois que la matrice d'acquisition compte de lignes. Le temps de répétition (TR) est le temps entre chaque cycle (délai entre chaque impulsion de  $90^\circ$ ). Ainsi, en écho de spin [4] :

Le TR agit sur la pondération T1 et plus il est long, plus l'image est dépondérée T1

Le TE agit sur la pondération T2 et plus il est court, plus l'image est dépondérée T2

Un TR court et un TE court donnent une image pondérée T1.

Un TR long et un TE long donnent une image pondérée T2.

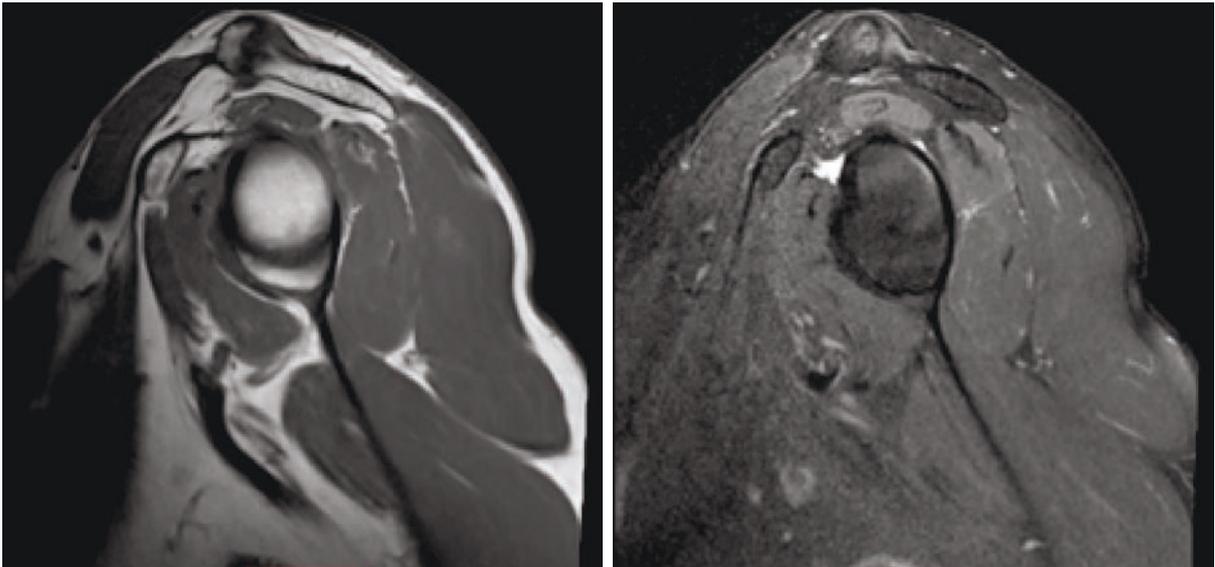
Un TR long et un TE court pondèrent en densité de proton (DP).

En pratique clinique, le principal problème des séquences d'écho de spin est la nécessité d'avoir un TR très long pour obtenir une image pondérée en T2. On utilise surtout une extension de cette séquence permettant le recueil de plusieurs échos au cours d'un TR, appelée TSE (Turbo Spin Echo). L'imagerie multicoupe permet quant à elle d'utiliser le temps « mort » du TR des premières coupes pour récupérer le signal au sein des coupes qui suivent.

En écho de gradient (EG), l'angle de bascule transversale est inférieur à  $90^\circ$  et il n'y a pas d'onde RF de  $180^\circ$  de rephasage. La conséquence est une diminution importante du TR. En effet, la quantité d'aimantation basculée est plus faible et le retour à l'équilibre s'effectue donc plus rapidement. L'absence d'onde de rephasage rend néanmoins cette acquisition plus susceptible aux

artefacts et aux modifications de champ magnétiques [5, 9], et interdit la réalisation d'images en pondération T2.

Pour obtenir une image en IRM, il faut obtenir un contraste entre les différents tissus. Il s'obtient par comparaison des signaux de différents tissus en séquences pondérées T1, T2 ou DP et c'est en faisant varier le TR, le TE ou l'angle de bascule des spins (selon la famille de séquence utilisée) que l'on forme les différentes pondérations (Figure 3-5). A l'inverse, le T1 et le T2 sont spécifiques des tissus et ne sont pas modifiables par l'opérateur [10].



*Figure 3-5 : Images pondérées en T1 (TR = 674 ms et TE = 12 ms, à gauche) et en T2 Fat-Sat (TR = 4090 ms et TE = 55 ms, à droite) de coupes sagittales passant par la cavité glénoïdale. Noter la différence de contraste. Images réalisées sur une IRM Siemens Verio™, 3 Tesla, dans le Service de Radiodiagnostic du CHU de Tours (Pr Cottier JP), patient anonymisé.*

Le champ magnétique est produit par trois bobines métalliques amagnétiques enfermées dans un cylindre en fibres de verre et placées autour du tunnel de l'aimant.

Le passage d'un courant électrique dans ces bobines crée des variations d'intensité du champ magnétique dans le tunnel, de façon linéaire dans le temps et dans l'espace. En fonction de sa géométrie, chaque bobine fait varier le champ magnétique selon un axe spécifique :

la bobine X selon l'axe droite-gauche ;

la bobine Y selon l'axe avant-arrière ;

la bobine Z selon l'axe haut-bas.

Elles permettent notamment de sélectionner une épaisseur et un plan de « tranche » ou coupe (transversal, frontal, sagittal ou oblique) et de déterminer la localisation spatiale des signaux dans ce plan.

### 3.1.2 : IRM de la CDR en routine clinique : état des lieux

Pour le clinicien prenant en charge des pathologies de la CDR, les protocoles d'acquisition standards des IRM d'épaule aboutissent à des examens dont les informations peuvent être décevantes. L'IRM est pourtant décrite dans la littérature comme l'examen de référence pour les lésions tendineuses de la CDR, avec en plus, la possibilité théorique d'une étude des muscles associés. Malgré cela, plusieurs limites existent à l'usage.

#### 3.1.2.1 : Protocoles d'IRM de coiffe standards

D'après la Société Française de Radiologie, plusieurs critères de base sont importants à respecter pour obtenir une acquisition aboutissant à des images interprétables au niveau de l'épaule. Les protocoles utilisés actuellement en routine clinique sont basés sur ces critères.

Il est recommandé d'avoir recours à une antenne adéquate et bien positionnée (figure 3-6). Le choix de l'antenne adaptée à l'épaule permet d'optimiser la qualité de l'image.



*Figure 3-6 : Photographie d'une antenne dédiée à l'exploration de l'épaule. Image tirée du site <https://www.healthcare.siemens.com>.*

Par ailleurs, même s'il n'a pas été décrit de champ magnétique ( $B_0$ ) minimal requis, sa valeur doit être suffisante pour l'obtention d'un signal exploitable et ainsi optimiser la résolution spatiale et le

rapport signal sur bruit. Le champ de vue (FOV, *Field Of View*) doit être si possible inférieur à 15cm pour l'épaule. Les coupes doivent respecter une épaisseur qui doit être inférieure ou égale à 4mm pour l'exploration des pathologies tendineuses de l'épaule avec un espace inter coupes inférieur ou égal à 10 % de l'épaisseur de coupe [12].

Chaque constructeur propose ses protocoles d'acquisition, comme par exemple Siemens, en Figure 3-7 ci-dessous. Ils sont un compromis entre le potentiel d'imagerie des machines, le type et le nombre de coupes sur la coiffe tendineuse et un temps d'acquisition le plus court possible. Les acquisitions IRM sous-tendent la recherche d'un compromis entre la qualité d'image et une durée d'examen la plus réduite possible. En pratique, il s'agit plus d'une démarche de « dépistage » que d'un examen spécialisé, adapté au malade et à haute valeur diagnostique.

En général, plusieurs protocoles sont proposés (Figure 3-7). Ils s'appuient sur des coupes en 3 plans : axiales ou transversales, coronales ou frontales obliques (parallèles au grand axe du tendon du supraépineux) et sagittales obliques (perpendiculaires au grand axe du tendon du supra épineux). Trois pondérations interviennent : la densité protonique (PD), T1 et T2.

La sémiologie IRM des lésions de la coiffe est fondée sur la présence d'un hypersignal T2 (liquidien) en faveur d'une rupture ou d'une tendinose. La séquence en pondération T2 est le plus souvent associée à une suppression du signal de la graisse (*fat-sat*) afin d'améliorer le contraste [13]. Les coupes en pondération T1 sont destinées à analyser la dégénérescence graisseuse des muscles dans le plan axial avec un FOV plus étendu, ce qui a pour conséquence de diminuer la résolution.

### 3.1.2.2 : L'IRM : examen de référence pour la CDR ?

L'IRM est rapportée par certains auteurs comme le meilleur examen pour l'exploration de la CDR [14-19]. Cependant, actuellement, aucun examen paraclinique n'est fiable à 100% pour l'identification des lésions de la CDR ou dans l'évaluation de leur taille [17, 20, 21]. La précision d'un test diagnostique est évaluée par sa *sensibilité* (proportion de personnes ayant une rupture de coiffe d'après le test parmi les patients ayant effectivement une rupture), et sa *spécificité* (proportion de personnes sans rupture de coiffe d'après le test parmi les patients sans rupture).

Les ruptures des tendons de la CDR sont classées comme complètes (*transfixiantes*) ou partielles (*non transfixiantes*) en fonction de leur épaisseur et/ou de leur taille et comme aiguës ou chroniques en fonction de la durée d'évolution des lésions [22, 23].

L'IRM est dotée d'une puissance diagnostique élevée dans le cas des ruptures transfixiantes (sensibilité et spécificité évaluées respectivement entre 80,8 et 100% et entre 94 et 99% suivant les auteurs), mais est régulièrement mise en défaut pour les ruptures non transfixiantes (sensibilité et spécificité évaluées respectivement entre 50 et 89% et entre 75,5 et 99%) [24-27]. Son apport diagnostique n'est donc véritablement fiable que dans les larges ruptures de la coiffe tendineuse. Son intérêt est plus limité pour le diagnostic des lésions partielles et des clivages et extensions intra-tendineux.

Face à la tomodensitométrie (TDM ou scanner X) qui était historiquement, et est encore couramment utilisée en France, l'IRM progresse surtout du fait de son caractère non irradiant et non invasif [17, 23, 28]. La dose efficace, exprimée en millisievert (mSv), est un indicateur du risque de détriment sanitaire lié à une exposition individuelle aux rayonnements ionisants. Le détriment sanitaire considéré est l'induction potentielle de cancers et d'effets héréditaires [30].

Une tomodensitométrie de l'épaule correspond à 2,5 mSv d'irradiation en dose efficace, sachant que l'irradiation annuelle moyenne reçue par un français est de 3,7 mSv (dont 1,3 mSv d'origine médicale) [29].

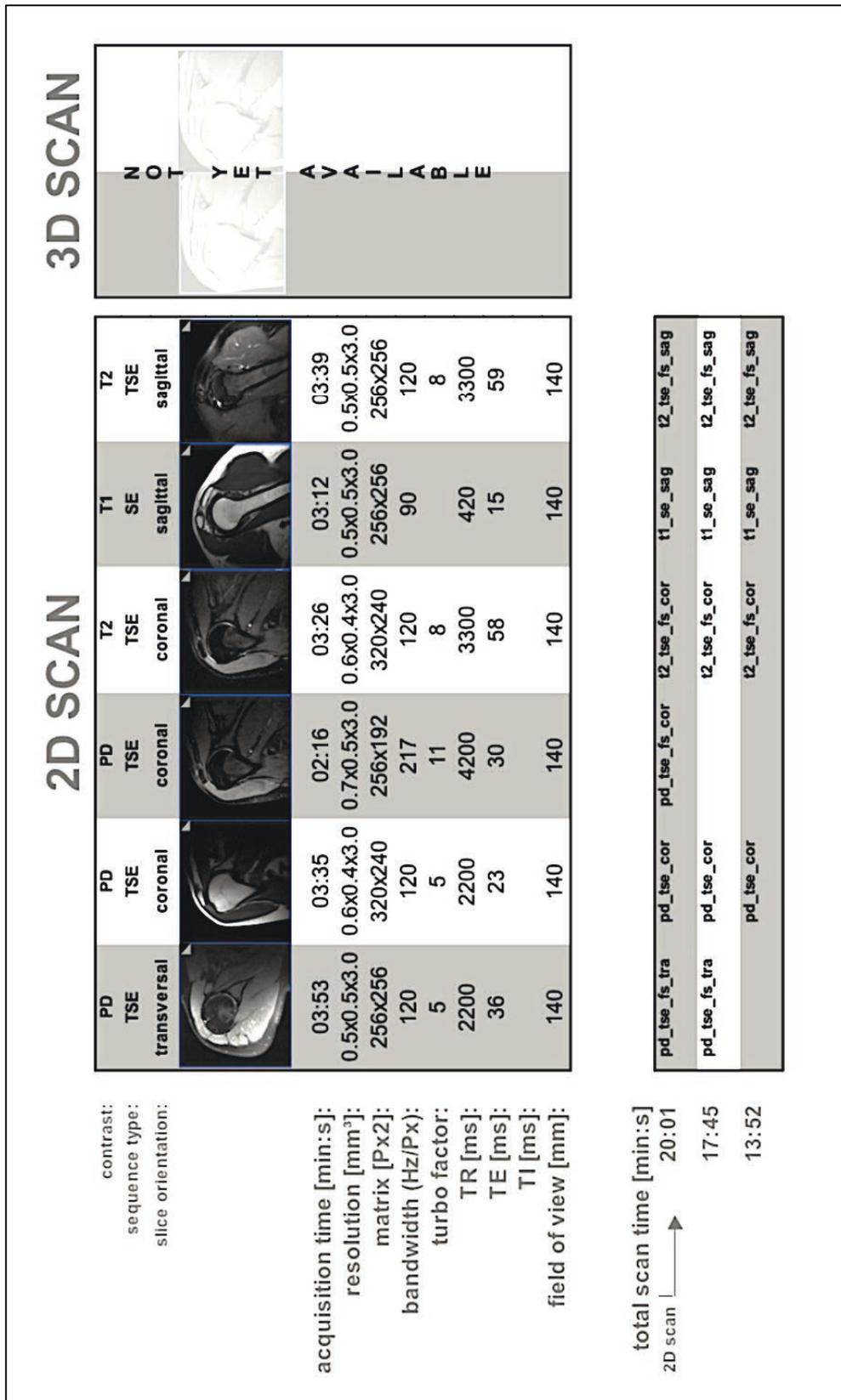


Figure 3-7 : Protocoles standards d'acquisition IRM proposé par la société Siemens AG sur machine à haut champ (3T, Magnetom Verio) dans le cadre de suspicion de pathologies de la coiffe des rotateurs. D'après Michael Recht, NYU School of Medicine, Dep of Radiology, NY, USA.

Malgré ces inconvénients, la tomodensitométrie, surtout couplée à une opacification articulaire par un produit de contraste (arthro-TDM), est associée à une grande précision diagnostique des ruptures transfixiantes avec une excellente résolution spatiale et, contrairement à l'IRM, présente une qualité constante même chez le patient âgé, dyspnéique ou claustrophobe. De plus, elle a le grand avantage de permettre une interprétation facile d'images précises, le plus souvent indiscutable et donc reproductible [31]. Enfin, Goutallier a proposé en 1992 une classification de l'état des muscles de la coiffe sur des coupes axiales de tomodensitométrie qui est actuellement la seule à être validée et utilisée par la grande majorité des imageurs et des opérateurs de par le monde [32]. Il existe aussi la possibilité de réaliser au cours de l'opacification articulaire, une infiltration de dérivé cortisonique anti-inflammatoire, et donc thérapeutique, dans le même temps.

L'évolution actuelle, de par la pression médico-légale massive en terme de radioprotection, rend progressivement cet examen caduc au profit de l'IRM et de l'échographie. En effet, la radioprotection des patients fait partie des obligations légales depuis l'ordonnance 2001-270 du 28 mars 2001 qui a transposé en droit français la directive 97/43 Euratom. Un décret d'application 2003-270 du 24 mars 2003 a modifié le Code de la Santé Publique (CSP) et rend désormais obligatoire pour les médecins demandant ou réalisant des examens d'imagerie utilisant les rayonnements ionisants l'application des principes fondamentaux de justification et d'optimisation [33, 34].

Ainsi, en France, en 2010, l'exploration ostéoarticulaire et musculaire représentait 51 % des actes d'IRM contre 19 % des actes de TDM [35].

Sur le plan logistique, l'IRM utilise également des protocoles d'acquisition d'exécution rapides et faciles d'emploi. L'arthro-IRM permet une amélioration de la résolution spatiale mais suppose une ponction articulaire avec injection de produit de contraste. Plus compliquée, elle est finalement peu utilisée par manque d'accessibilité et du fait de son caractère invasif.

Bien que la littérature manque d'études scientifiquement valides comparant l'efficacité diagnostique de l'échographie moderne par rapport à celle de l'IRM et en l'absence complète de consensus, en 2013, le groupe indépendant de la Cochrane a établi que pour identifier les lésions partielles, l'IRM pourrait être plus sensible que les explorations échographiques [36].

Il ne faut pas oublier que le point de vue du chirurgien est pragmatique. En effet, seules les lésions transfixiantes correspondent à de réelles indications opératoires éventuelles de réparation [1].

Ainsi, pour ces seules lésions qui nous intéressent, une méta-analyse récente a montré que l'efficacité diagnostique de l'IRM, de l'échographie et de l'arthro-IRM étaient identiques pour les ruptures transfixiantes de la coiffe tendineuse, avec une sensibilité et une spécificité supérieures à 90% [37].

Finally, even though the position of MRI as a reference examination in shoulder pathologies is debatable, the evolution of practices will lead to its increasing use compared to tomography. The latter, although extremely low irradiation and of great diagnostic power, is probably being replaced due to medico-legal pressure.

### 3.1.2.3 : Les limites de l'IRM en pratique clinique

The realization of an MRI in the context of shoulder pathologies presents three main inconveniences in current clinical practice:

- a) Its accessibility and cost,
- b) Limited acquisition protocols for tendons,
- c) Subjective interpretations « operator-dependent », in particular of the state of the muscles.

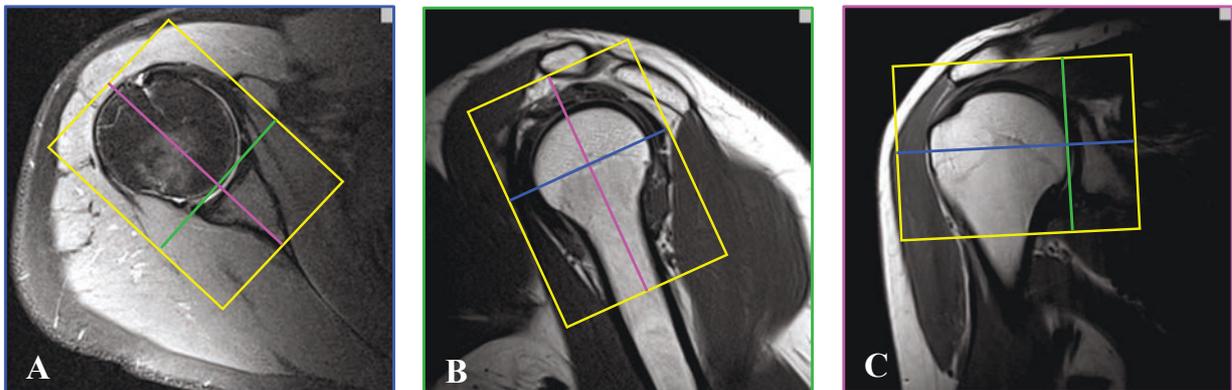
The real objective of complementary explorations is to have an examination that is certainly standardized, but nevertheless sufficient to characterize the lesions and allow clinicians to make a therapeutic decision fully adapted to the lesions and the patient.

- a) The accessibility of the public to MRI machines suffers from a waiting time considered too long (21 days on average) and presents strong geographical disparities [38]. As of January 1, 2011, the average density of equipment was estimated at 9.43 MRI / million inhabitants. These obstacles have been identified by public authorities as a public health problem and could be the origin of a loss of opportunity for patients, at the origin of a decision by the General Directorate of the Offer of Care in 2012. [38]. The first objective sought was an improvement of access to imaging in cross-section, in priority to MRI given its preponderant and growing place in the diagnostic and therapeutic strategy. It also had as another objective a reduction in the exposure of patients to ionizing radiation in a perspective of radioprotection.

Moreover, MRI is considered as an expensive examination. For information, a radiograph of the scapular belt and/or of the shoulder according to 5 incidences or more (coding: MAQK002) is fixed at 34,17 €. In comparison, the forfait of an MRI with a magnet of power superior to 1.5 Tesla (called high field) for the exploration of an

membre est fixé à 138,76 € pour un appareil amorti, c'est-à-dire installé depuis plus de 7 ans ou à 203,02 € pour un appareil non amorti (tarifs Province) [39]. L'IRM coûte donc entre 4 et 6 fois plus cher qu'un bilan radiographique standard.

- b) L'IRM permet l'étude de l'espace sous-acromial et de la coiffe tendineuse dans tous les plans [40]. L'état actuel de l'utilisation de l'IRM pour les pathologies de la CDR est soutenu par cette notion et l'étude de la coiffe musculaire est décevante. Les protocoles dits standards s'appuient sur des blocs de coupes centrés sur la coiffe tendineuse et sont positionnés à l'aide de repères osseux ou tendineux immuables (Tableau 3-1 et Figure 3-7). Les progrès actuels sont destinés à améliorer les performances diagnostiques des lésions tendineuses en augmentant la sensibilité de l'examen tout en diminuant la durée d'acquisition. Ils passent par l'augmentation du champ magnétique ( $B_0$  à 3 Teslas, dit à haut champ), l'utilisation d'antennes dédiées et l'introduction de séquences plus sensibles et plus rapides. L'objectif est donc de gagner du signal et du temps. Ainsi, pour la société Siemens, l'IRM doit permettre d'augmenter la productivité d'examens, tout en offrant des solutions moins coûteuses [41, 42].



*Figure 3-8 : Représentation de la disposition des blocs de coupes dans le plan axial (A), coronal (B) et sagittal (C) sur une machine à haut champ (3T, Magnetom Verio, Siemens) dans le cadre de suspicion de pathologies de la coiffe des rotateurs. D'après Michael Recht, NYU School of Medicine, Dep of Radiology, NY, USA. Noter la focalisation des blocs de coupes sur la coiffe tendineuse.*

	Axiale ou transversale	Coronale	Sagittale
Pondération(s)	PD	PD, T2	T1, T2
FOV (mm)	140	140	140
Temps d'acquisition (min)	2,22	3,22	3,15
Nb de coupes (n)	25	22	19
Épaisseur de coupe (mm)	2	2,5	2,5
Distance intercoupes (%)	30	30	30
Distance balayée (mm)	65	71,5	61,75
Rotation (°)	0	0	0
Repères anatomiques du placement des coupes	Perpendiculaire à l'articulation gléno-humérale sur les coupes coronales de localisation	Parallèles au tendon du supra épineux sur les coupes axiales de localisation	Perpendiculaire au tendon du supra épineux sur les coupes axiales de localisation

PD : protonic density, FOV : field of view.

Tableau 3-1 : Caractéristiques techniques standards du protocole d'acquisition IRM proposé pour l'exploration d'une suspicion de lésion de la CDR. Noter les distances balayées insuffisantes pour couvrir les différents muscles d'intérêt.

Par ailleurs, la caractérisation détaillée des muscles est une préoccupation assez récente de certains cliniciens, principalement des chirurgiens de l'épaule. A notre connaissance, cette préoccupation n'a pas fait l'objet de remontée aux constructeurs. Les axes recherche/développement de ces derniers ne portent pas directement sur des protocoles de routine adaptés à une meilleure caractérisation des structures musculaires.

- c) Le caractère « opérateur dépendant » de l'exploration IRM en fait un examen exigeant tant pour le protocole technique d'acquisition, et que pour son interprétation diagnostique. Plusieurs pièges d'interprétation et de variantes de la normale perturbent en effet les résultats :
- La rotation interne du bras peut entraîner un hypersignal du tendon du supra épineux et ainsi mimer soit une tendinose, soit une rupture [43].
  - L'artefact de « l'angle magique » est également à connaître. Il survient lorsqu'il existe un angle de 55° entre le tendon et le champ magnétique principal, en T1 et en densité protonique principalement. Cet artefact siège dans la zone critique du tendon du supra épineux.
  - Les lésions de la coiffe des rotateurs s'accompagnent parfois d'une réaction œdémateuse de

la moelle osseuse adjacente au tendon.

- Les séquences T2 *fat-sat*, bien qu'améliorant la spécificité de l'examen [44], peuvent, lorsque cet œdème est extensif, mimer une pathologie tumorale, rhumatismale ou septique.

En conséquence, l'IRM est un examen opérateur dépendant avec des variations inter et intra observateurs significatives et dépendantes de l'expérience de l'examineur [45].

Au-delà de ces principaux pièges existants dans l'interprétation des lésions tendineuses, l'élément le plus difficile et préoccupant à obtenir de façon fiable et reproductible par le clinicien opératoire est le stade de dégénérescence graisseuse des muscles, et en particulier celle de l'infraépineux. A la différence de la tomodensitométrie pour laquelle Goutallier et al. a décrit en 1994 une classification en cinq stades, l'IRM ne possède pas actuellement d'équivalent [32]. Cependant, en 1999, Fuchs et al. a proposé une classification en 3 stades seulement, en fonction de la quantité de graisse présente dans le muscle exploré à l'IRM [45]. Les auteurs ont d'abord expérimenté une assez bonne reproductibilité de l'interprétation des images et d'une échelle initiale en 5 stades. Malgré cela, ils ont par la suite fusionné les stades 1 + 2 et 4 + 5 aboutissant à l'échelle actuelle en 3 stades (Tableau 3-2). Le coefficient Kappa de Cohen, qui mesure l'accord entre observateurs lors d'un codage qualitatif en catégories, était alors de 0,61 à 1,0 [45].

En tant que clinicien, nous avons fait la constatation que malgré l'existence de cette classification, l'interprétation des radiologues est avant tout subjective et dépendante de leur expérience. De plus, ils analysent le plus souvent les caractéristiques des muscles de la coiffe en un ensemble musculaire unique, sans distinction de muscle ou de chef. Les éventuelles distinctions de structure en fonction des portions musculaires ne figurent jamais sur les comptes rendus spécialisés.

Etat du muscle	Goutallier *	Fuchs †
Aucune trainée de graisse	0	Muscle normal
Trainées de graisse	1	
Plus de muscle que de graisse	3	Dégénérescence modérée
Autant de muscle que de graisse	4	Dégénérescence avancée
Moins de muscle que de graisse	5	

Tableau3-1 : Classifications de Goutallier et Fuchs, respectivement pour des examens de scanner X et d'IRM, avec leur correspondance en fonction du stade de dégénérescence graisseuse. \* : d'après [32], † : d'après [45]

### 3.1.3 : Innovations exploitables pour la caractérisation musculaire en IRM

Au début des années 2000, plusieurs techniques innovantes d'imagerie IRM ont été développées dans le cadre d'activités de recherche. Certaines de ces modalités d'acquisitions pourraient potentiellement faire partie d'une introduction en pratique clinique et fournir des informations précises et inédites sur l'organisation, le fonctionnement ou la morphologie des tissus musculaires normaux et pathologiques, en particulier ceux de la CDR. Ces « nouvelles » séquences sont dominées par l'imagerie du tenseur de diffusion associée à la tractographie, l'optimisation du contraste par la cartographie T2 (ainsi que leur comparaison au repos et après exercice) et par l'imagerie en phase et en opposition de phase décrite initialement par Dixon.

#### 3.1.3.1 : Le tenseur de diffusion et la tractographie

L'imagerie en tenseur de diffusion permet d'étudier *in vivo* la microstructure des tissus. Elle est à coupler à la *tractographie*, qui est une méthode indirecte de visualisation des structures fibrillaires. Les tissus biologiques, et le muscle en particulier, sont constitués en grande partie d'eau et c'est grâce aux mouvements des molécules d'eau que sont interprétées les images de « diffusion ».

En dehors des cavités liquidiennes où une diffusion isotrope (identique dans toutes les directions) peut avoir lieu, certains tissus biologiques ont une organisation architecturale en rapport avec leur fonction et sont donc par définition de diffusion anisotrope (Figure 3-9).

Au sein de tissus fibrillaires, comme la substance blanche du cerveau et le muscle, la diffusion des molécules d'eau est privilégiée dans le sens des fibres, et restreinte perpendiculairement aux fibres. La *diffusivité* (ou coefficient de diffusion) est de trois à six fois plus grande dans l'axe des fibres que dans le plan orthogonal et la mesure de l'axe de plus grande diffusivité donne donc une information sur l'orientation locale des fibres.

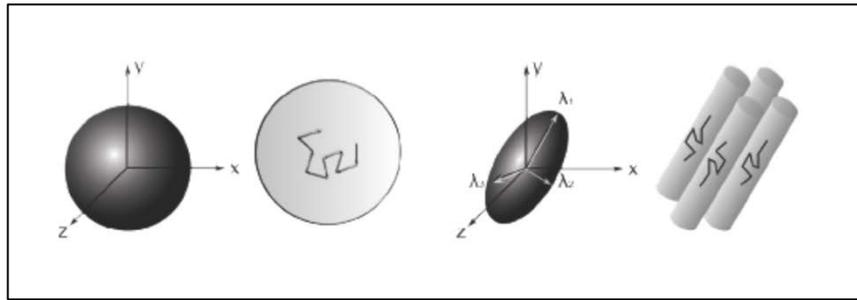


Figure 3-9 : Représentation schématiques des voxels correspondant à une diffusion isotrope et anisotrope. D'après [47].

L'exploitation en pratique de cette diffusion anisotrope nécessite l'utilisation d'algorithmes mathématiques complexes, comme par exemple le *tenseur de diffusion* : l'IRM du tenseur de diffusion va étudier les directions des mouvements des molécules d'eau pour déterminer si elles diffusent dans toutes les directions ou non (fraction d'anisotropie ou *FA*) et pour essayer de donner la direction de diffusion privilégiée.

Le terme « tenseur » est à prendre au sens mathématique du terme. Il s'agit d'un outil mathématique fréquemment utilisé en mécanique des fluides qui permet de décrire les propriétés de diffusion d'un volume. Il permet de déterminer non seulement l'amplitude (coefficient de diffusion), mais également la direction des mouvements de diffusion, et d'en déduire une information sur la direction des faisceaux.

Ce tenseur peut être représenté de façon générale dans un tissu anisotrope par la matrice suivante (Figure 3-10) :

$$[\mathbb{D}] = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

Figure 3-10 : Schématisation d'un tenseur de diffusion par une matrice 3x3. D'après [48].

$D_{xx}$ ,  $D_{yy}$ , et  $D_{zz}$  correspondent aux coefficients de diffusion dans les directions principales  $x$ ,  $y$  et  $z$  au sein d'une base cartésienne. La matrice est symétrique, ce qui signifie que  $D_{xy} = D_{yx}$ ,  $D_{zx} = D_{xz}$  et  $D_{zy} = D_{yz}$ .

En pratique, une diffusion élevée produira un hyposignal proportionnel à la mobilité, alors qu'une diffusion restreinte sera à l'origine d'un hypersignal relatif.

Il est possible de reconstruire le tenseur de diffusion en chaque point à partir de seulement six images pondérées en diffusion.

Un calcul dans chaque voxel (= *volumetric pixel* ou pixel en 3 dimensions) de la direction de diffusion principale des molécules d'eau permet d'en extraire le tenseur de diffusion. On obtient ainsi des images du tenseur de diffusion (DTI, *Diffusion Tensor Imaging*).

Ces données, suivies d'un post-traitement informatique, permettent de produire une tractographie de fibres grâce à des algorithmes de calcul.

La diagonalisation de la matrice D nous donne :

- 3 valeurs propres positives  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  exprimant l'amplitude de la diffusion
- 3 vecteurs propres orthogonaux  $e_1, e_2, e_3$  exprimant la direction de la diffusion

Ainsi, le vecteur ayant la valeur propre la plus élevée ( $\lambda_1$ ) indique le grand axe de l'ellipsoïde résultant et donc l'orientation préférentielle des déplacements des molécules d'eau le long du faisceau de fibre contenu au sein du voxel considéré (Figure 3-9) [49].

Les images de tractographie sont le plus souvent représentées sous la forme d'un objet 3D associant plusieurs filaments organisés en faisceaux. Il s'agit d'une représentation artificielle des fibres, mais dont l'organisation anatomique en constitue le patron : un filament ne représente pas une « fibre ». La taille unitaire de ce filament est définie par le logiciel de tractographie et est le plus souvent réglable par l'utilisateur. De plus, l'analyse en tractographie nécessite au préalable de définir une ou plusieurs région(s) d'intérêt par l'utilisateur.

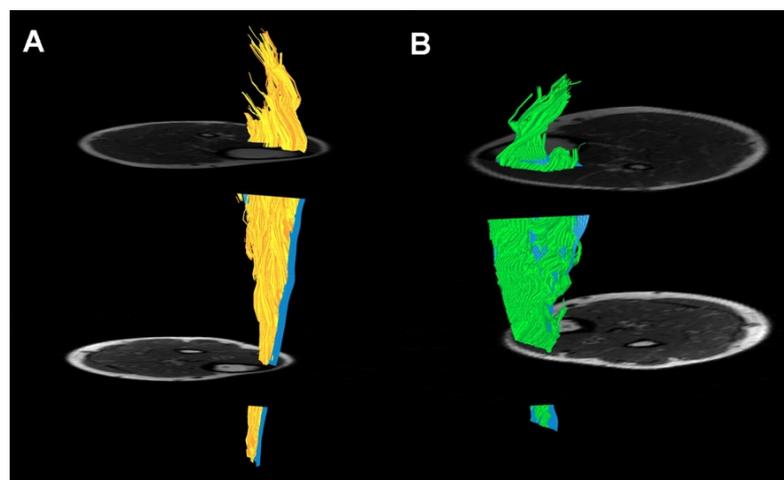


Figure 3-11 : Exemple de tractographie de la portion superficielle (A) et profonde (B) du muscle tibial antérieur. D'après [50].

L'imagerie en tenseur de diffusion associée à la tractographie est actuellement exclusivement utilisée dans la cadre de protocoles de recherche et essentiellement focalisée sur la substance blanche du cerveau. Quelques auteurs ont rapporté son utilisation pour les muscles axiaux des membres (avant-bras et cuisse) avec des résultats prometteurs mais sans utilisation en routine clinique [50-52]

### 3.1.3.2 : Le contraste eau-graisse

L'amélioration du contraste entre l'eau et la graisse pourrait faciliter l'interprétation des phénomènes de dégénérescence graisseuse au sein de muscle sénescents ou pathologiques. Mieux visible, la proportion relative eau/graisse pourrait être objectivée de façon plus reproductible.

En imagerie IRM, le temps de relaxation T2 est directement relié au niveau d'hydratation du tissu exploré. Plus il y aura d'eau, plus le signal T2 sera intense [53]. Dans ce contexte, la distribution géographique des valeurs quantitatives du T2 spécifiques des tissus au sein d'une zone d'intérêt pluritissulaire peut correspondre à un mode d'évaluation et surtout de comparaison quantitatif des tissus musculaires sains et pathologiques. C'est précisément le principe de la cartographie T2 ou *T2 mapping*. Elle est actuellement utilisée exclusivement au sein d'équipes de recherche et surtout pour l'étude des myopathies héréditaires et du cartilage articulaire concernant l'appareil locomoteur [54, 55]. En pratique, il n'est pas aisé de recueillir directement le T2 d'un tissu à partir d'images pondérées en T2 [4]. Les hétérogénéités de champ magnétique d'origine moléculaire, constantes du tissu exploré, sont recueillies après une impulsion de rephasage de 180° qui neutralise les hétérogénéités de B<sub>0</sub>. L'atténuation du signal correspond donc aux propriétés T2 [4]. Il faut une séquence SE (*spin echo*) avec de multiples échos. La décroissance du signal au fil des échos permet donc de calculer le T2. Le principe technique est donc basé sur un recueil quantitatif du temps de relaxation T2 dans chaque tissu d'une zone définie, voxel par voxel, lors de temps d'écho (TE) différents. Il s'agit de séquences multi-écho (SE) et multicoupes qui permettent de caractériser la courbe de décroissance du T2 pour chaque pixel.

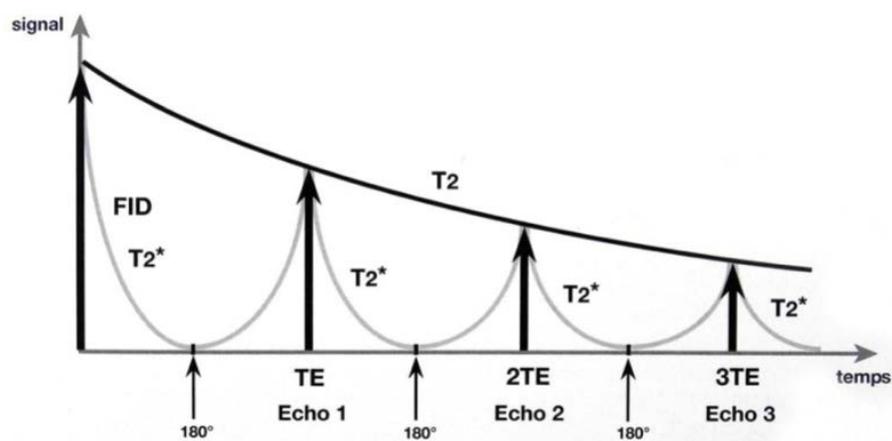


Figure 3-12 : Représentation d'une séquence à plusieurs échos de spin pour mesurer le T2. La magnétisation transverse est refocalisée de façon répétée par des impulsions de 180°. D'après [56]

Ces valeurs de T2 sont par la suite accessibles pour le ou les tissus explorés, dans des régions d'intérêt définies par l'opérateur. Un post-traitement informatique associe les valeurs à un codage couleur et permet d'avoir un résultat objectif.

Kim et al [57] et Kan et al. [58] ont montré une élévation du temps de relaxation transversale des protons (T2) au sein de muscles atteints de myopathies dystrophiques, à la suite d'une corticothérapie ou au sein de muscles sénescents [59-61]. Pour plusieurs de ces auteurs, l'hétérogénéité des tissus est à l'origine des modifications des temps de relaxation transversaux constituant un élément très précoce de dystrophie ou d'altération musculaire. Des observations similaires ont été faites au niveau du cartilage articulaire [62].

Un des plus gros problèmes rencontrés en pratique est la nécessité d'avoir des temps de répétition (TR) longs, nécessaires à l'obtention d'images pondérées T2, empêchant une plus large diffusion de la technique en clinique, du fait de temps d'acquisition rallongés. Certains auteurs [63] ont évoqué une réduction possible des TR, avec peu de conséquences sur la qualité des cartographies réalisées sur fantômes.

Une approche plus fonctionnelle et potentiellement plus sensible consisterait à comparer une cartographie T2 d'un muscle avant et après exercice [64]. En effet, l'exercice entraîne une hydratation plus importante des masses musculaires.

Le mode d'acquisition de type Dixon permet de générer des images tissulaires à haut contraste en se focalisant uniquement sur la graisse ou sur l'eau [65]. Il s'agit des séquences d'IRM en phase et

en opposition de phase (*in-phase*, *out-phase*). La séquence est en pondération T1, de type écho de spin double écho (la mesure du signal s'effectue à temps d'écho différents). Elle repose sur le fait que les protons de la graisse et de l'eau ont des fréquences de résonance différentes. Ils peuvent être en phase (*in-phase*) ou en opposition de phase (*out-phase* ou déphasage). En conséquence, le signal produit dans chaque voxel varie selon que les protons de la graisse et de l'eau sont en phase ou non. En opposition de phase il va y avoir un effet d'annihilation et le signal reçu est égal à la valeur absolue de la différence de leur signal. En pratique le signal moyen en phase est comparé au signal moyen en opposition de phase. Par l'utilisation des images de soustraction *in-phase* et *out-phase*, la chute du signal en opposition de phase est proportionnelle à l'importance du contingent graisseux. En 2011, Gaeta et al [66] a montré l'intérêt de ce type de séquence pour évaluer quantitativement le contingent de tissu graisseux au sein d'un muscle dans les maladies neuromusculaire qui sont caractérisées par une atrophie et une dégénérescence graisseuse. Ce type de séquence n'est toutefois pas encore intégré au sein de l'examen d'IRM clinique standard.

## 3.2 : Propositions d'optimisation des explorations IRM en routine clinique

Nous venons de voir que les examens IRM réalisés en routine clinique ne sont pas adaptés à l'exploration détaillée des muscles de la coiffe des rotateurs. La pondération reine est le T1, qui n'est effectuée que sur quelques coupes médiales et dans un axe différent des fibres musculaires. De plus, l'interprétation de l'état de ces muscles renvoie à une classification peu utilisée en pratique et subjective [46]. Afin de tenter de pallier ces insuffisances, nous avons travaillé en collaboration avec les médecins radiologues spécialisés en pathologies ostéoarticulaires et nous proposons une modification de protocole d'acquisition pour explorer de façon plus précise l'infraépineux, muscle crucial dans la décision thérapeutique. Nous avons également évalué la reproductibilité inter-observateur de la classification IRM de la dégénérescence graisseuse musculaire en pratique clinique de routine et nous proposons une analyse de la texture des muscles par le biais d'un post-traitement informatique ou IRM quantitative.

### 3.2.1 : Optimisation des acquisitions musculaires

L'importance croissante en pratique clinique de l'état du corps musculaire de l'infraépineux et dans une moindre mesure du petit rond, a suscité une discussion entre cliniciens. Ainsi, une concertation portant sur la précision de l'IRM pour évaluer l'état du muscle infraépineux et petit rond entre les radiologues spécialisés dans les explorations ostéoarticulaires (Drs Bouilleau Loïc et Martin Arnaud), l'ingénieur d'application IRM du CHU de Tours (Dr Barantin Laurent) et certains chirurgiens orthopédistes du CHU de Tours (Dr Bacle Guillaume et Pr Favard Luc), a abouti à une adaptation de protocole d'acquisition des IRM d'épaule dans le cas de suspicion de lésion de la coiffe des rotateurs.

L'objectif était de mieux « voir » les corps musculaires sans perdre d'information sur l'état de la coiffe tendineuse.

Il n'existe pas d'obligation réglementaire d'un protocole « minimum » comprenant une ou plusieurs séquences d'acquisition en IRM. Les protocoles sont adaptés ou modifiés à la discrétion du radiologue responsable de l'examen en fonction des informations cliniques (symptômes, antécédents) et de la suspicion diagnostique.

Les modifications ont porté sur 4 points principaux :

1. Suppression des séquences en pondération de densité protoniques (DP) standards, jugées peu contributives au diagnostic de lésion de la coiffe tendineuse. En effet, la densité protonique, qui n'est ni une pondération T1 (favorable pour les tissus musculaires), ni une pondération T2 (favorable pour les tissus tendineux) offre peu d'avantage diagnostique si elle n'est pas utilisée avec une séquence en pondération T2 Fat-Sat qui la complète [64] et/ou utilisée en haute résolution.
2. Augmentation du nombre de coupes en pondération T1, permettant de balayer la quasi-totalité du corps musculaire de l'infraépineux et du petit rond avec un contraste satisfaisant et une pondération adaptée aux tissu musculaires. On passe ainsi de 19 coupes de 2,5 mm d'épaisseur dans le protocole standard à 30 coupes de 3,5 mm. La distance balayée passe de 61,75 mm à 111,65 mm (Figure 3-13).
3. Orientation des coupes musculaires beaucoup plus proche de la perpendiculaire au grand axe des fibres de l'infraépineux. Une orientation des coupes sagittales entre 15° et 20° par rapport à l'orientation standard sur la glène (repères osseux de référence) (Figure 3-13).

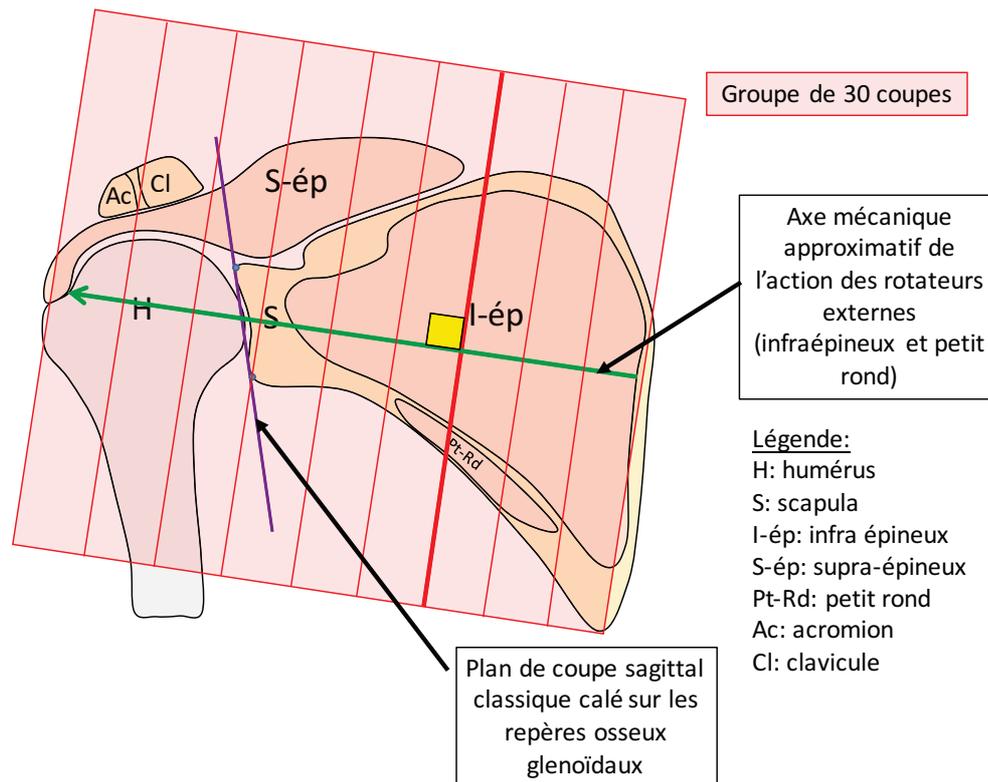


Figure 3-13 : Représentations schématiques du positionnement du bloc de coupes dans le plan sagittal sur une coupe coronale. Noter le balayage complet des muscles rotateurs externes et l'orientation inédite du plan de coupe, perpendiculaire à l'axe des fibres centrales de l'infraépineux.

4. Maintien des paramètres instrumentaux en séquence d'écho de spin, pour obtenir une pondération T1 avec le maximum de contraste et de résolution. Le TE et de TR passent ainsi de 13 ms à 12 ms et de 600 ms à 674 ms respectivement, avec un rapport signal / bruit non modifié. Le T1 est ici parfaitement adapté pour une exploration morphologique (TE et TR courts) des muscles. Il s'agit de la pondération dite « anatomique ».

Par ailleurs, afin de ne pas perdre d'informations sur la coiffe tendineuse, le protocole modifié contient des coupes axiales stricts, coronales et sagittales en pondération T2 *fat-sat*. La suppression du signal de graisse a pour effet d'augmenter la fiabilité de l'examen [68]. Les coupes coronales et sagittales étaient placées de façon à explorer spécifiquement les structures tendineuses. Pour le plan coronal, le positionnement des coupes était fait à partir des coupes axiales strictes, et le plan de coupe était perpendiculaire à la facette antérieure du tubercule majeur (zone d'insertion du sus-

épineux) (Figure 3-14) et ne tenais pas compte de l'axe de l'omoplate. En effet, ce dernier ne correspond pas directement au plan du tendon du supra épineux.

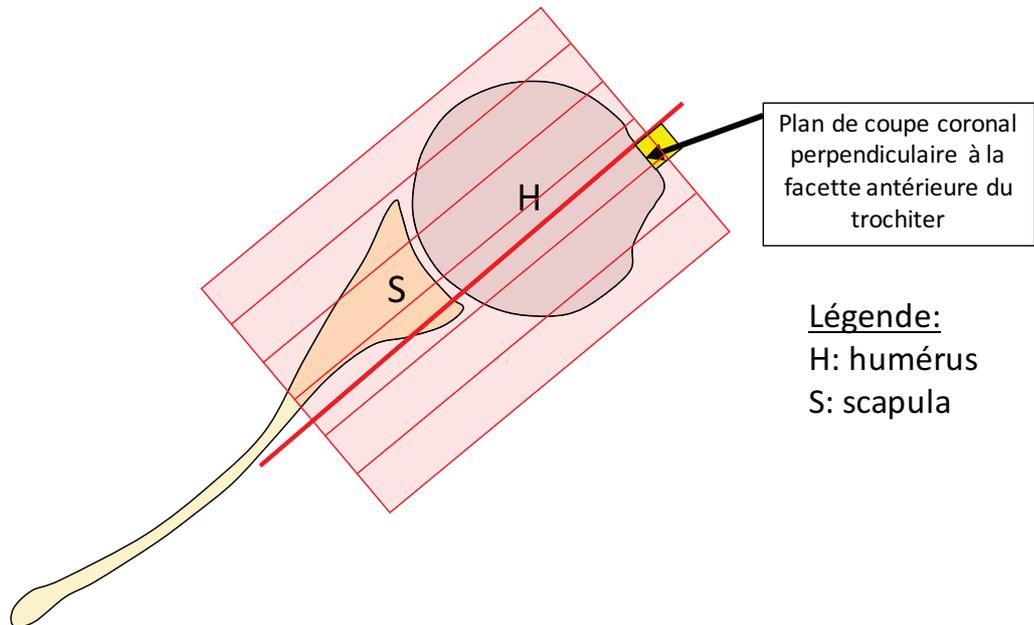


Figure 3-14 : Représentation schématique du positionnement du plan et du groupe de coupes dans le plan coronal par rapport à la facette antérieure du trochiter sur une coupe axiale stricte.

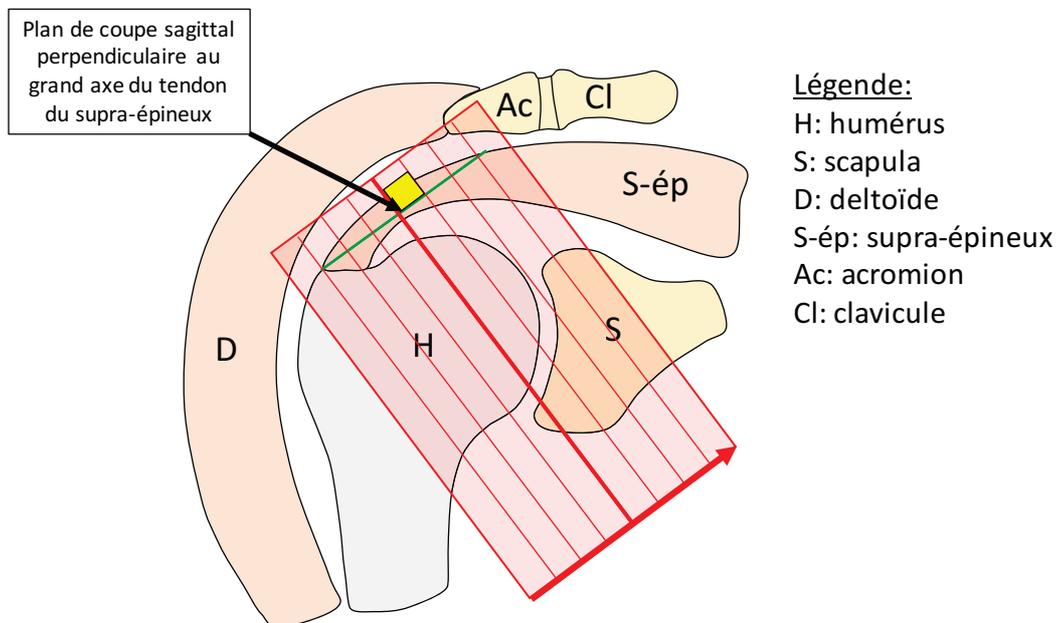


Figure 3-15 : Représentation schématique du positionnement du plan et du groupe de coupes dans le plan sagittal perpendiculaire au grand axe du tendon du supraépineux sur une coupe coronale stricte.

Les coupes sagittales étaient dépendantes du plan coronal. Elles étaient obtenues avec un plan de coupe perpendiculaire au grand axe du tendon du sus-épineux distal (Figure 3-15).

Ainsi, sans modification des séquences T2 du protocole standard, sans perte d'information sur l'exploration de la coiffe tendineuse et une optimisation de la séquence T1 sagittale, l'étude du muscle infraépineux est améliorée avec un temps d'acquisition qui passe de 12 minutes et 37 secondes (protocole *a minima*) à 13 minutes et 50 secondes pour les séquences optimisées, soit 1 minute et 13 secondes de plus, mais avec une couverture plus adaptée.

### 3.2.2 : Classification de la dégénérescence graisseuse musculaire en IRM

La classification de Fuchs pour caractériser la dégénérescence (ou « infiltration ») graisseuse des muscles de la coiffe des rotateurs à partir des examens d'IRM a été décrite en 1999 [46]. A la différence de la classification de Goutallier pour la tomodensitométrie, la classification de Fuchs ne s'est pas vraiment imposée en pratique clinique courante. Les modifications de l'état du muscle infraépineux sont pourtant cruciales à évaluer pour guider le clinicien dans la prise en charge de son patient.

A notre connaissance et en dehors de la publication princeps de 1999, la corrélation inter-observateurs de la classification de Fuchs n'a pas été évaluée de façon indépendante. Le caractère subjectif de cette classification pourrait expliquer une corrélation inter-observateurs médiocre, qui aurait amené les auteurs à la « simplifier » en passant de 5 stades initiaux à 3 stades dans la version finale [46]. Nous avons ainsi évalué le coefficient de corrélation inter-observateur de la classification de Fuchs entre deux radiologues seniors du CHU de Tours, expérimentés et spécialisés dans l'imagerie ostéoarticulaire.

#### 3.2.2.1 : Matériels et méthodes

Cent douze IRM effectuées en routine clinique de façon consécutive selon le protocole optimisé pour l'étude des muscles décrit plus haut et en particulier de l'infraépineux ont été interprétés indépendamment par les deux cliniciens radiologues. Les IRM étaient prescrites par le médecin

traitant ou un médecin spécialiste (rhumatologue ou chirurgien orthopédiste). Les examens étaient motivés systématiquement par une symptomatologie douloureuse et/ou une limitation fonctionnelle. Les examens ont été réalisés de novembre 2013 à juillet 2015.

Ces examens étaient anonymisés et les radiologues avaient accès à la totalité de l'examen avec les différentes séquences d'acquisition. Il leur avait été demandé de caractériser la dégénérescence graisseuse des muscles de la coiffe et en particulier de l'infraépineux et de classer les tissus selon l'échelle proposée par Fuchs et al ; en 1999.

Une comparaison des classifications réalisées par chacun des radiologues a été faite et un coefficient de corrélation inter-observateurs Kappa ( $\kappa$ ) de Cohen a été calculé.

### 3.2.2.2 : Résultats

La moyenne de l'âge des patients était de 52,9 ans avec une médiane de 54,5 ans.

Il y avait accord d'interprétation entre les deux radiologues cliniciens pour 91 cas : 77 étaient classés en muscle normal (premier stade de la classification de Fuchs), 10 étaient classés en dégénérescence musculaire modérée (stade intermédiaire de la classification de Fuchs) et 4 étaient classés en dégénérescence musculaire avancée (dernier stade de la classification de Fuchs) (Tableau 3-3).

L'âge moyen du groupe de patients avec un muscle qualifié de normal par les deux radiologues était de 49 ans (de 18 à 73 ans), celui du groupe de patients avec un muscle de dégénérescence modérée était de 64 ans (de 51 à 74 ans) et celui du groupe de patients avec un infraépineux à dégénérescence avancée était de 65 ans (de 61 à 68 ans).

Bien qu'il n'existe pas de différence dans la distribution du sexe entre les trois groupes de patients ( $p = 0,662$ , test de Test de Kruskal-Wallis, échelle ordinale), il est intéressant de noter qu'il existe une valeur significativement plus faible de l'âge moyen du groupe de patients à muscle normal comparé aux deux autres groupes ( $p < 0,001$  pour le groupe à dégénérescence modérée et  $p = 0,009$  pour le groupe à dégénérescence avancée, tests de Wilcoxon-Mann Whitney, évaluation d'une variable quantitative à distribution non normale ou inconnue entre deux groupes non appariés). Cette constatation évoque le rôle potentiel de l'âge du sujet dans l'installation d'une dégénérescence graisseuse du muscle infraépineux.

Dans 21 cas, il existait un désaccord dans l'interprétation de la dégénérescence graisseuse de l'infraépineux selon la classification de Fuchs.

L'analyse des cas de désaccord montre une tendance soit pour un des deux radiologues à minimiser la dégénérescence graisseuse, soit pour l'autre à la surestimer. Il peut aussi exister une association des deux. En effet, dans 15 cas, le radiologue 2 a estimé une dégénérescence de stade modéré alors que le radiologue 1 a considéré le muscle comme normal. De même, dans 4 cas, le radiologue 2 a coté le muscle en dégénérescence avancée alors qu'elle n'était que modérée pour le radiologue 1.

		Radiologue 1			
		Muscle normal	Dégénérescence modérée	Dégénérescence avancée	Total
Radiologue 2	Muscle normal	77	2	0	79
	Dégénérescence modérée	15	10	0	25
	Dégénérescence avancée	0	4	4	8
	Total	92	16	4	112

Tableau 3-2 : Distribution des interprétations des 112 IRM concernant l'état du muscle infraépineux d'après la classification de Fuchs entre deux radiologues. Les cases en orange représentent les cas où les deux radiologues sont en accord, et les cases en vert, les cas où ils sont en désaccord.

Ces tendances appellent deux remarques. Il existe une certaine cohérence dans l'interprétation de chaque radiologue dans la mesure où les lésions sont minimisées ou surestimées par le même clinicien. Il existe donc probablement des « repères » subjectifs d'interprétation qui peuvent être liés à l'expérience de l'examineur et / où son niveau d'interprétation de la classification de Fuchs. Les auteurs n'avaient cependant pas retrouvé de différence en fonction de l'expérience des examinateurs dans la publication de référence en 1999.

La deuxième remarque correspond au caractère essentiellement subjectif du classement des stades de dégénérescence graisseuse au sein de cette classification. Ainsi, la motivation, l'expérience et l'implication du radiologue qui interprète l'examen pourrait potentiellement avoir un impact sur le résultat de l'imagerie.

L'évaluation de la reproductibilité et donc de la fiabilité de la classification de Fuchs repose sur la concordance entre les mesures répétées. Nous disposons ici pour chaque sujet de deux

résultats IRM, c'est-à-dire de deux classements.

Deux méthodes sont possibles : le calcul de la proportion observée d'accord entre les deux examinateurs. La concordance entre observateurs s'évalue en divisant le nombre total d'accords par le nombre de patients examinés. La deuxième méthode repose sur le calcul du coefficient Kappa de Cohen dans la mesure où nous sommes dans une situation où il n'y a que deux juges [69].

Pour la concordance entre observateur, le nombre d'accord est de  $77 + 10 + 4$ , soit 91 cas. La proportion observée d'accord est donc de  $91/112$ , soit 0,8125, soit **81,2%**.

Le calcul du coefficient Kappa de Cohen correspond à comparer la proportion d'accords observés à celle que l'on observerait si les réponses de deux observateurs étaient complètement indépendantes :

$$\kappa = (P^\circ \text{ d'accords observée} - P^\circ \text{ théorique d'accords}) / (1 - P^\circ \text{ théorique d'accords})$$

$P^\circ$  : proportion

La proportion d'accord observée est la proportion des individus classés dans les cases diagonales de concordance du tableau de contingence, soit la somme de ces effectifs diagonaux, divisée par la taille de l'échantillon. Ainsi :

$$P^\circ \text{ d'accords observée} = (1/112) \times (77+10+4) = 0,8125$$

La proportion théorique d'accord est égale à la somme des produits des effectifs marginaux divisée par le carré de la taille de l'échantillon. Ainsi :

$$P^\circ \text{ théorique d'accords} = (1/112^2) \times ((79 \times 92) + (25 \times 16) + (8 \times 4)) = 0,6138$$

On en déduit la coefficient Kappa de Cohen correspondant :

$$\kappa = (0,8125 - 0,6138) / (1 - 0,6138) = \mathbf{0,5145}$$

Le principal problème du coefficient Kappa de Cohen est son interprétation. Il n'existe pas de valeur seuil définissant une concordance acceptable.

L'interprétation du coefficient Kappa fait néanmoins appel à la grille de lecture proposée par Landis et Koch en 1977 [70] :

<0	Grand désaccord
0,00 à 0,20	Accord très faible
0,21 à 0,40	Accord faible
0,41 à 0,60	Accord moyen
0,61 à 0,80	Accord satisfaisant
0,81 à 1,00	Accord excellent

Tableau 3-3 : Grille de lecture associant les valeurs du coefficient Kappa et le niveau d'accord proposée par Landis et Koch. D'après [70].

### 3.2.2.3 : Discussion

Les valeurs de concordances inter observateurs sont à interpréter avec prudence. La table de Landis et Koch ne fournit qu'un guide de lecture, à compléter par l'expertise du praticien. La médiocrité du coefficient Kappa témoigne du caractère peu reproductible des interprétations de dégénérescence graisseuse du corps musculaire de l'infraépineux. Ces données ne confortent pas les travaux de Fuchs et al. [46]. Le coefficient rapporté était compris entre 0,61 et 1,00, correspondant donc à un accord classé de satisfaisant à excellent.

La valeur du coefficient Kappa calculé dans le présent travail s'oppose d'autant plus aux résultats princeps qu'une machine à haut champ a été utilisée (3 Tesla), que des coupes se rapprochant de la perpendiculaire au grand axe du muscle ont été adaptées, rendant ce dernier plus facilement analysable sur le plan morphologique et que la classification de Fuchs ne présente que 3 stades, tirant théoriquement les coefficients de corrélation inter-observateurs vers le haut. En effet, il est plus facile de tomber d'accord entre un oui ou un non qu'entre une classification qui comprend 100 stades différents. Ainsi, l'interprétation du kappa de Cohen doit être modulée par le nombre de stades possibles. En effet, le kappa aura toujours tendance à être plus faible pour un grand nombre de stades possibles, que pour seulement deux stades à attribuer [71].

Cependant, la majorité des désaccords siégeaient entre le premier (muscle normal) et le deuxième stade (dégénérescence musculaire modérée). La conséquence pratique pour le chirurgien qui doit poser son indication opératoire est faible dans la mesure où la limite se situe

entre le stade 2 et le stade 3.

Les 4 cas litigieux entre le stade 2 et 3 sont plus préoccupants et représentent tout de même 19% des cas de désaccord.

Au final ces données justifient le fait que la classification de Fuchs est peu utilisée en pratique clinique car elle n'apporte pas d'information véritablement fiable, y compris avec des radiologues cliniciens chevronnés et spécialisés en pathologies ostéoarticulaires.

Compte tenu du caractère crucial de l'état du muscle infraépineux, une analyse plus objective de l'altération de sa structure, avec sa teneur en tissu adipeux et la désorganisation de ses fibres, semble intéressante à développer en exploration par résonance magnétique nucléaire.

### 3.2.3 : IRM musculaire quantitative

La recherche d'une plus grande objectivité est l'étape essentielle dans l'exploration des tissus en IRM, et des muscles de la CDR en particulier. Or, il existe depuis quelques années un intérêt croissant pour la détection précoce de diverses pathologies (myopathies) en se basant sur l'analyse objective et détaillée des images par des logiciels d'analyse de texture [72, 73]. MaZda [74, 75] est un des principaux logiciels actuellement disponibles. Au sein de ce travail, nous proposons l'utilisation de MaZda, couplé à des paramètres complémentaires par le biais d'une interface « simplifiée » d'analyse objective des images.

#### 3.2.3.1 : Justification et développement de l'interface logicielle

MaZda est le fruit d'une coopération européenne sur le projet de recherche COST (COoperation in the field of Scientific and Technical research) dont le but était de développer des méthodes quantitatives d'analyse de texture d'images IRM [74, 75]. Il s'agit d'un logiciel en accès libre, contenant plusieurs programmes informatiques permettant la définition de régions d'intérêt (*regions of interest* ou ROIs) au sein des images IRM, le calcul de plusieurs paramètres de texture pour chaque ROI, la sélection des paramètres les plus discriminants, et une classification automatique des ROIs en fonction des paramètres de texture [75].

Le principal problème de MaZda, ainsi que des logiciels d'analyse de texture équivalents (Image J par exemple), est l'extrême complexité de leur manipulation et de leur usage et donc la grande difficulté pour un clinicien de s'approprier leur utilisation en pratique de routine.

En effet, il y a environ 300 caractéristiques de texture qui sont analysées par le logiciel pour chaque région d'intérêt d'une image IRM standard. Ces analyses sont basées sur des algorithmes statistiques de premier et de deuxième ordre et font intervenir des données d'histogrammes, de gradient absolu, de matrice de cooccurrence, de matrices à longueur de plage, de modèles autorégressifs et d'ondelette de Haar. Tous sont des outils mathématiques complexes d'analyse du signal.

Afin de limiter la dispersion dans l'énorme quantité de données disponibles, un coefficient de Fischer permet de se focaliser sur les 10 paramètres les plus discriminants. De plus, le module b11 de MaZda permet, par le biais d'analyses en composantes principales, d'analyse linéaire et non linéaire discriminantes de se limiter aux éléments les plus significatifs. Malgré cela, une « simplification » plus aboutie s'avérait cruciale.

L'interface logicielle originale présentée ici est issue du travail de M. Delaplace Rudy, supervisé par le Dr Barantin Laurent, ingénieur de recherche au CHU de Tours, effectué lors d'un stage de 6 mois au sein de l'équipe. Il s'agissait d'un stage de Master 1 de Mathématiques, parcours « Traitement du Signal et de l'Image ».

Il est le fruit d'une programmation sous MATLAB™ et correspond à une interface graphique simple permettant de choisir/visualiser la coupe IRM d'intérêt, de désigner la ou les région(s) d'intérêt, de faire une segmentation tissulaire et un rapport d'analyse de texture avec l'expression de la proportion de tissu graisseux dans la ou les région(s) d'intérêt correspondante(s).

### 3.2.3.2 : Analyse de texture : mode opératoire pratique

Les images IRM sont en format standard, type DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine ou .dcm), Bitmap (\*.bmp), ou plus spécialisés type \*.ima (Siemens) ou \*.xim (General Electric) peuvent être chargés comme tels dans l'interface graphique. La définition des régions d'intérêt et les analyses correspondantes ne peuvent en revanche être effectuées que sur une coupe à la fois. Cette dernière doit donc être choisie en fonction de la ou des structures musculaires d'intérêt à explorer.

Concernant l'ISP et le TM, les coupes dans le plan parasagittal ont été privilégiées. En effet, ce sont elles qui offrent les images des volumes des muscles les plus représentatives. Ces coupes ont été obtenues avec le protocole dédié (défini au Chapitre 3-2), et dont l'orientation de coupe était plus proche de la perpendiculaire à l'axe des fibres. Cette interface permet, grâce à une barre de défilement, la visualisation dynamique de la séquence (Figure 3-16).

Une fois l'image d'intérêt choisie, la définition de la ou des région(s) d'intérêt à l'intérieur de l'image est une étape cruciale. La même interface graphique permet de définir jusqu'à sept ROI différentes (Figure 3-17).

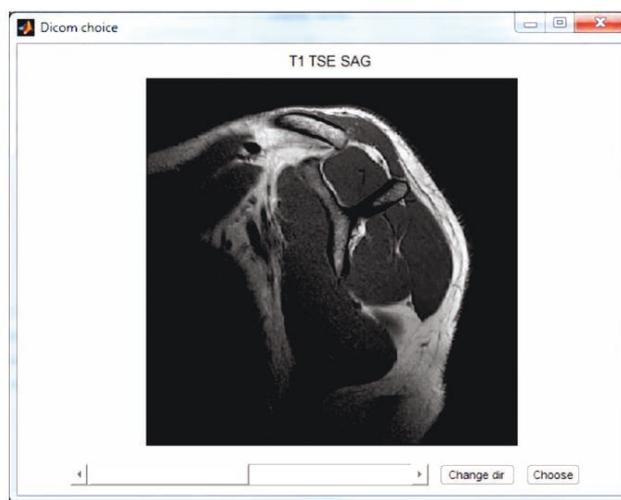


Figure 3-16 : Interface graphique avec la représentation d'une image spécifique d'une séquence en coupe sagittale.

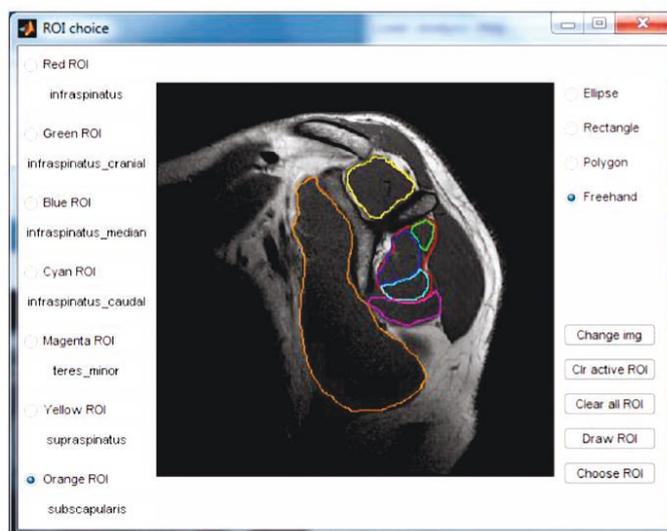


Figure 3-17 : Interface graphique avec les différentes région d'intérêt (ROI) représentées. Sept ROI différentes peuvent être définies sur l'image choisie.

En parallèle de la définition des régions d'intérêt, il est indispensable de réaliser une « segmentation tissulaire » sur l'image initiale. Cette étape est indispensable et est réalisée grâce au module b11 de MaZda. Ce dernier a été intégré à l'interface graphique et permet, une fois la segmentation faite, de déterminer les différentes couleurs correspondant à des tissus musculaires ou graisseux (Figures 3-18). Une grande rigueur est nécessaire lors de la segmentation tissulaire car elle détermine l'ensemble des analyses statistiques fait par MaZda par la suite.

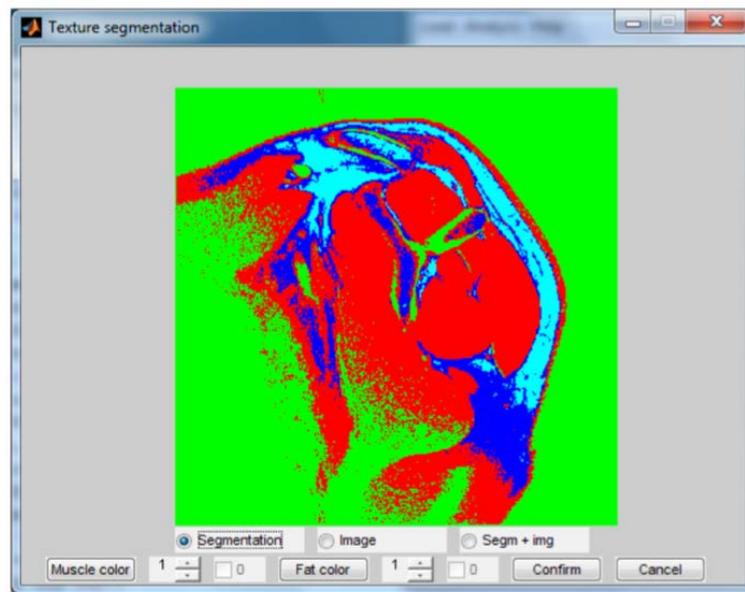


Figure 3-18 : Exemple de segmentation tissulaire sur une coupe para sagittale.

Puis, le programme fait appel au logiciel MaZda pour avoir des compléments de paramètres pour l'analyse de texture. MaZda permet la lecture de fichiers de macro qui lancent les processus de chargement d'images et de calculs automatiquement.

Ainsi, l'interface MATLAB™ développée va créer le fichier de macro qui permettra le chargement de l'image, le chargement des ROI, le lancement de l'analyse, la sauvegarde des rapports et quittera le logiciel.

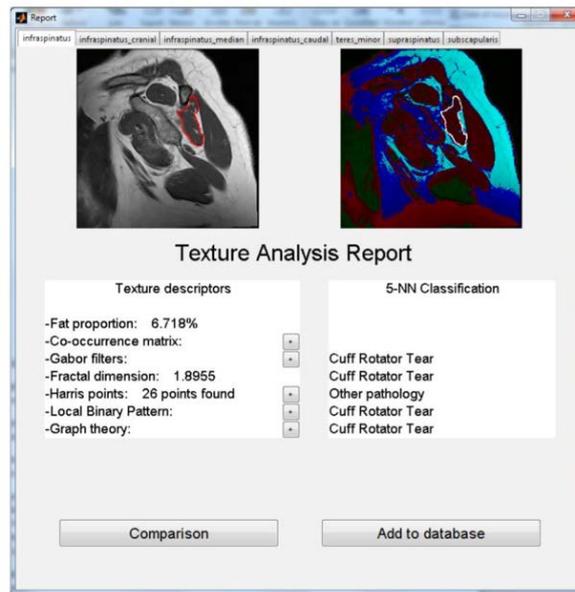


Figure 3-19 : Fenêtre de résultats avec la proportion de graisse et les différents autres paramètres d'analyse de textures

Il est ensuite possible de visualiser les résultats dans une fenêtre séparée, avec un onglet par région d'intérêt. Le calcul de la proportion de graisse est pour chacune affiché en pourcentage pour une région d'intérêt choisie (Figure 3-19).

### 3.2.3.3 : Résultats de l'analyse de texture de l'ISP et du TM en pratique clinique

Les images des 112 IRM d'épaule qui ont été réalisées selon le protocole modifié pour l'étude des muscles rotateurs externe ont été évaluées par le logiciel d'analyse de texture. Le but était de faire une analyse quantitative de la proportion de tissu graisseux dans les muscles étudiés et de les comparer aux analyses qualitatives subjectives des experts radiologues.

Les Figures 3-20 et 3-21 représentent schématiquement la correspondance entre les classifications de Fuchs réalisées par les deux radiologues spécialisés dans les pathologies ostéoarticulaires et la proportion de tissu graisseux mesurée par MaZda concernant le muscle ISP et TM respectivement. Seules les interprétations « en accord » entre les deux radiologues ont été représentées.

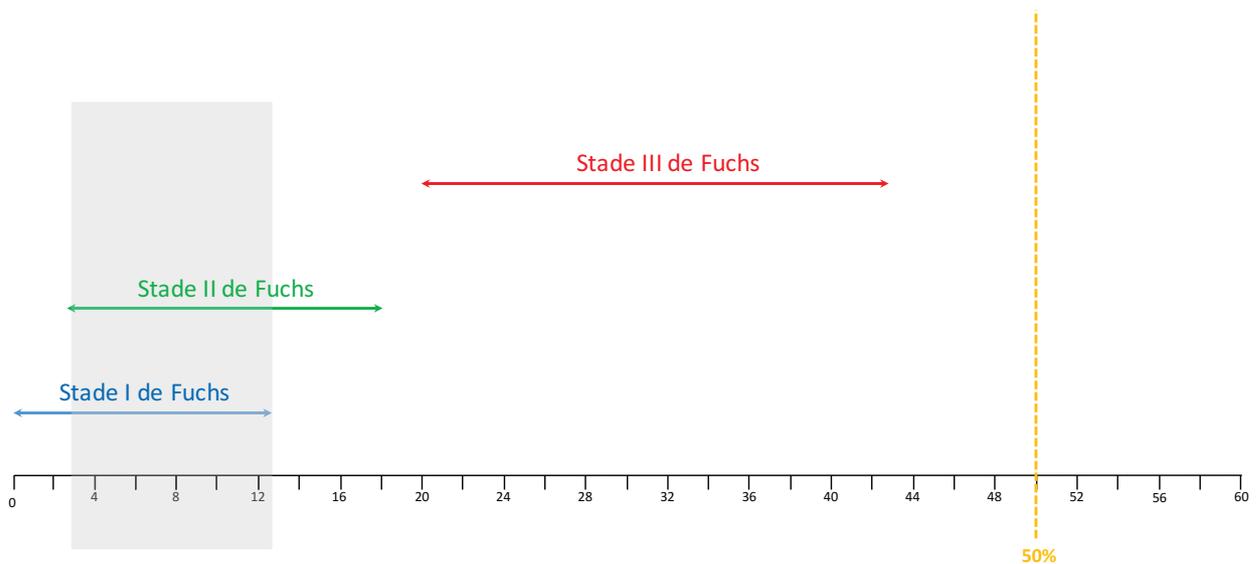


Figure 3-20 : Correspondance entre les différents stades de Fuchs de l'ISP interprétés subjectivement par les deux radiologues séniors (cas en accord) et la proportion de tissu graisseux analysée par MaZda. Noter la zone « grise » commune des stades I et II de 3 à 13% environ.

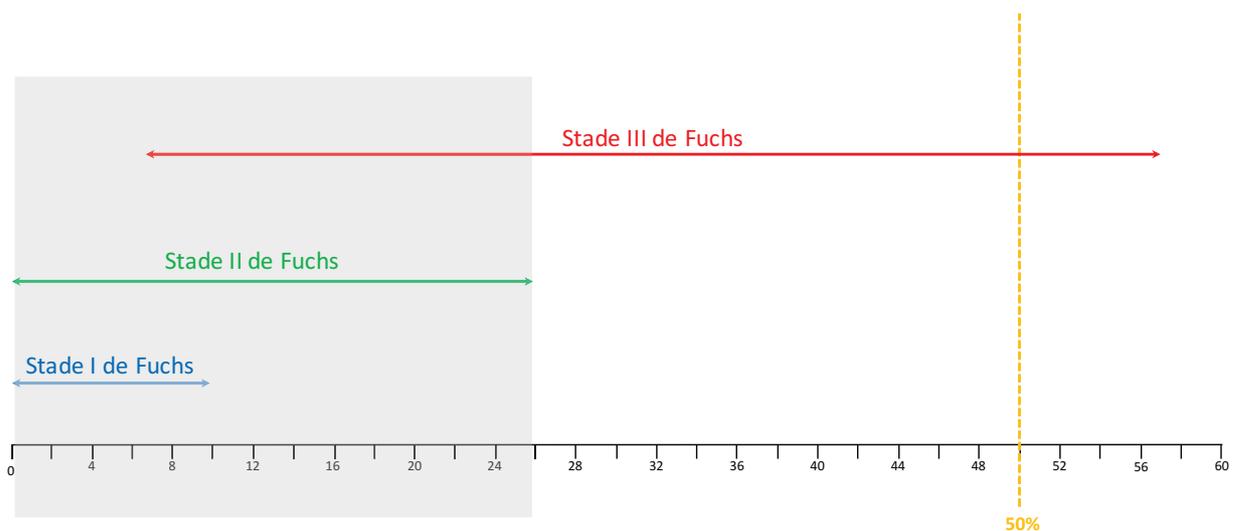
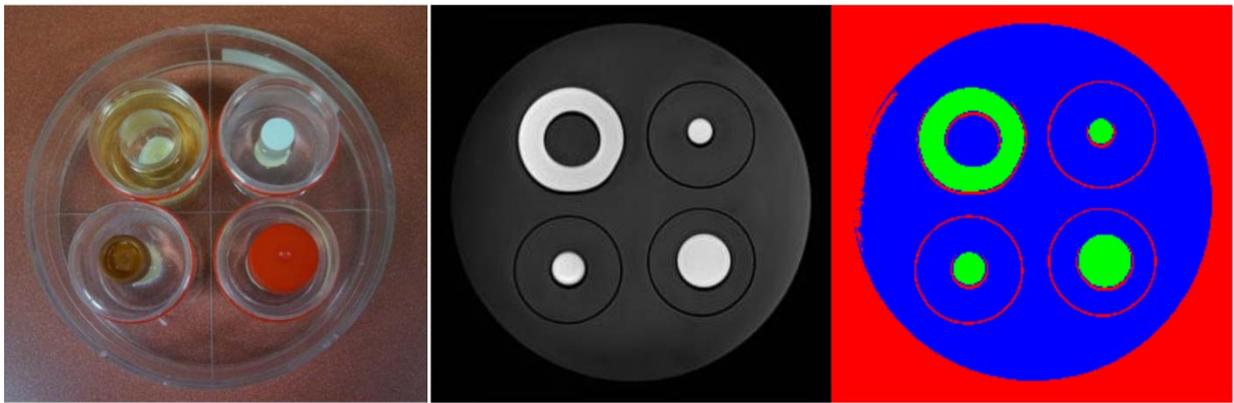


Figure 3-21 : Correspondance entre les différents stades de Fuchs du TM interprétés subjectivement par les deux radiologues séniors (cas en accord) et la proportion de tissu graisseux analysée par MaZda. Noter la zone « grise » commune des stades I, II et III de 0 à 26 % environ.

Concernant les deux muscles rotateurs externes ISP et TM, la comparaison entre les classifications subjectives et l'interprétation objective par analyse de texture montre une inadéquation importante dans la correspondance des stades de Fuchs et la proportion de graisse, en particulier pour les atteintes minimales et modérées. Autrement dit, certains muscles, en particulier concernant le TM, affichant des proportions objective de graisse très proches, ont parfois été classés soit en stade I, soit en stade III par les radiologues. Deux explications différentes, éventuellement associées pourraient être à l'origine de ces écarts :

1. Premièrement, MaZda serait à l'origine d'une analyse erronée de la texture des muscles étudiés. Il est possible qu'une segmentation approximative sur- ou sous-estime la proportion de graisse dans les ROI prédéfinies. Dans ce cas, le pourcentage de graisse affiché ne correspond pas à la réalité, et l'œdème ou la fibrose éventuelle faussent les résultats. L'éventualité d'un problème intrinsèque au logiciel de segmentation b11 de correspondance entre tissus et texture a été clarifié en le validant avec un objet test (Figure 3-22). Des échantillons d'eau et d'huile ont permis de vérifier la correspondance théorique et réelle de la proportion de graisse après segmentation tissulaire.

Le calcul de la proportion de graisse théorique correspondait aux résultats de l'analyse de texture.



*Figure 3-22 : Photographie de l'objet test avec l'acquisition IRM en pondération T1 correspondante et la représentation de la segmentation tissulaire par b11. Noter la correspondance eau, graisse et la répartition couleur.*

2. La deuxième explication est plus inquiétante. Elle peut correspondre aux conséquences du caractère subjectif et examinateur-dépendant de la classification. Ainsi, pour un radiologue, un TM présentant 8% de graisse peut être classé en stade III de Fuchs. Il convient tout de même d'être prudent, car il est couramment admis que la cotation de dégénérescence graisseuse de la CDR dépend de l'état de l'ensemble des muscles de la CDR. Par ailleurs, l'excès d'interprétation se fait plutôt dans le bon sens, dans la mesure où aucun muscle présentant un degré élevé de graisse n'a été classé en stade I.

En conclusion, l'interprétation subjective n'apparaît plus suffisante. Les progrès de l'analyse de texture doivent conduire à affiner l'interprétation de l'état des muscles et aider le chirurgien dans sa prise de décision thérapeutique.

## 3.3 : Muscles squelettiques et innovations en IRM

Le muscle squelettique constitue un tissu fréquemment touché par des processus pathologiques variés et son exploration pourrait bénéficier de certaines innovations.

Dans ce travail, nous avons tenté d'adapter et d'utiliser l'imagerie du tenseur de diffusion couplée à la tractographie ainsi que la cartographie T2 dans l'exploration du muscle infraépineux

### 3.3.1 : L'imagerie en tenseur de diffusion et tractographie

L'imagerie en tenseur de diffusion couplée à la tractographie a été principalement développée pour l'exploration du système nerveux central. Cependant, plusieurs études témoignent de la possibilité de caractériser l'organisation fibrillaire des muscles squelettiques. Nous avons tenté d'adapter cette technique à la région de l'épaule afin d'aider à caractériser l'organisation fibrillaire du muscle ISP. Par la suite, l'utiliser sur des muscles pathologiques avec une désorganisation des fibres, avec une augmentation de l'angle de pennation et/ou une amyotrophie pourrait participer au diagnostic ou à la surveillance thérapeutique.

#### 3.3.1.1 : Protocole

Un volontaire sain, de sexe masculin, sans contre-indication à l'IRM et sans antécédent médical ou chirurgical particulier, âgé de 31 ans, a participé aux acquisitions en imagerie de diffusion. L'IRM était de marque Siemens™, modèle Magnetom Avanto™ à 1,5 tesla de champ magnétique, utilisée avec une antenne à épaule dédiée (*Shoulder 16-Channels Coil*, Siemens™).

Le protocole d'acquisition comportait en premier une pondération T1, *turbo spin echo*, (TR = 662 et TE = 12) avec des acquisitions dans les 3 plans de coupe classique en orientation stricte : 35 coupes axiales, de 4 mm d'épaisseur, 20 coupes coronales, de 3,5 mm d'épaisseur et 35 coupes sagittales, de 4 mm d'épaisseur. Pour ces 3 groupes de coupes, deux séries d'acquisition de diffusion ont été réalisées avec un positionnement des coupes sur les séries acquises en T1. Pour chacune, une séquence avec une pondération de diffusion  $b = 0$  (pondération T2), a été réalisée en

premier, puis 78 images, avec comme pondération de diffusion,  $b = 400 \text{ s/mm}^2$  et 78 images, avec comme pondération de diffusion,  $b = 600 \text{ s/mm}^2$ .

Les acquisitions ont été faites dans 12 directions différentes. La magnitude de la diffusion calculée à partir de ces 12 directions d'images de diffusion ainsi obtenues a produit l'image pondérée en diffusion globale, ou image TRACE. Les deux acquisitions jumelles avec un coefficient  $b$  différent ont permis de mesurer le degré de mobilité des molécules d'eau, qui peut être évalué quantitativement en calculant le coefficient de diffusion apparent ou ADC.

L'ADC est ainsi représenté sous la forme d'une « cartographie de diffusion ».

### 3.2.1.2 : Résultats

Les images de diffusion étaient marquées par un signal peu organisé et diffus, dont le contraste n'a pas pu être amélioré malgré des acquisitions avec  $b = 600 \text{ s/mm}^2$ .

Les images en tenseur de diffusion étaient non représentatives et l'exploitation informatique avec le logiciel Siemens SYNGOvia (Siemens medical Systems, Saint Denis, France) dédié à la tractographie n'a pas permis, malgré nos multiples tentatives, d'extraire des images correctes de tractographie de fibres musculaires de l'infraépineux.

Les raisons à l'origine de ces difficultés sont probablement multiples et d'ordre surtout technique. A l'opposé de l'encéphale et de la boîte crânienne, qui n'est entouré par aucune structure pouvant être à l'origine d'artefact, la coiffe des rotateurs est un ensemble « noyé » dans la masse tissulaire thoracique. Ces tissus pourraient produire des échos parasites et surtout réduire le rapport signal / bruit. L'amélioration du rapport signal / bruit peut justifier d'obtenir plus de 12 mesures pour tenir compte de l'incertitude liée au bruit dans le signal mesuré [76].

L'amélioration de la diffusion au sein des fibres musculaires, et donc du contraste du signal, pourrait passer par une augmentation des gradients. De plus, le facteur  $b$ , qui est le degré de pondération en diffusion de la séquence, est d'autant plus grand que les gradients sont élevés, qu'ils ont appliqués longtemps et espacés dans le temps. La conséquence est un allongement de la durée des acquisitions.

A la différence des travaux de tractographie rapportés sur le muscle squelettique, l'infraépineux n'a pas de conformation anatomique dans un plan strict. Or, l'utilisation de l'imagerie en tenseur de diffusion et donc de la tractographie qui en est le posttraitement, est rendue complexe dès lors que des coupes obliques sont utilisées.

Deux conséquences en découlent. La désignation de la région d'intérêt pour y appliquer les algorithmes de calcul est difficile anatomiquement en coupe stricte et le phénomène de diffusion des molécules d'eau, qui est déterminé par l'organisation des fibres musculaires ne peut être suivi sur une succession de coupes en plan strict.

Enfin, les images obtenues sont caractérisées par une résolution grossière qui pourrait être améliorée par une diminution de la taille des voxels qui entrainerait une diminution du rapport signal / bruit. En contrepartie, de petits voxels sont plus précis dans l'analyse des déplacements de l'eau au sein des fibres. En effet de gros voxels impliquent de fait une plus grande approximation des informations qu'ils contiennent.

### 3.3.2: La cartographie T2 (*T2 mapping*)

Le principe de la cartographie T2 repose l'analyse du temps de relaxation T2 des protons. Ce dernier reflète les propriétés physico-chimiques des tissus et sa mesure permet d'en évaluer les variations. C'est un paramètre intéressant en particulier pour quantifier les infiltrats graisseux et les zones inflammatoires dans les muscles.

La cartographie T2 est une imagerie paramétrique où le temps réel de relaxation transversal du tissu (T2) est calculé pour chaque pixel avec plusieurs temps d'écho différents. A partir de ces images, pour chaque pixel de la cartographie, la valeur du T2 est calculée à partir d'un modèle de décroissance mono exponentielle.

Une adaptation du protocole d'acquisition standard d'IRM d'épaule a été négocié avec le Service de radiodiagnostic du CHU de Tours afin d'y intégrer plusieurs acquisitions à des temps d'écho différents. Ainsi, le même plan de coupe était acquis à 3 reprises, avec des temps d'écho différents. Un posttraitement informatique permet de fusionner les images et de mettre en évidence un contraste augmenté entre les tissus chargés en graisse et chargés en eau.

Faute de temps, d'accord éthique obtenu à temps et de volontaires sains, il ne nous a malheureusement pas été possible de réaliser des acquisitions préliminaires. Il s'agit du sujet d'un travail à venir.

## 3.4 : Conclusion

L'IRM est en train de s'imposer comme l'examen indispensable des pathologies de la CDR. Nous venons de voir que malgré sa puissance diagnostique rapportée, un examen réalisé « à l'aveugle », moulé et identique chez tous les patients aboutit à ne plus vraiment faire de diagnostic mais plutôt un « dépistage » qui se traduira par la nécessité d'un nouvel examen pour le clinicien qui va vouloir des informations fiables.

Il est pourtant aisé d'optimiser les séquences d'acquisition, pour explorer à la fois la coiffe tendineuse, siège des lésions de rupture ou de perforations, mais aussi les tissus musculaires des rotateurs externes, véritables « baromètres » de l'état de la CDR dans son ensemble.

Le futur assez proche se fera probablement avec l'aide des logiciels d'analyse de texture pour aider les radiologues à « s'entendre » entre eux mais aussi avec les chirurgiens sur ce qui est vraiment une dégénérescence modérée.

Bien que difficiles à mettre en œuvre, les séquences en IRM novatrices comme l'imagerie en tenseur de diffusion ou la cartographie T2, pourront également permettre de mieux caractériser le muscle squelettique. Reste à trouver précisément leur place dans la pratique clinique quotidienne.

# Bibliographie Troisième Partie

1. Haute Autorité de Santé (HAS) et Agence nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES). Service des recommandations professionnelles. Modalités de prise en charge d'une épaule douloureuse chronique non instable chez l'adulte, 2005. ([http://www.hassante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/epaule\\_douloureuse\\_recos.pdf](http://www.hassante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/epaule_douloureuse_recos.pdf)).
2. Meder JF, Pruvo JP. Imagerie par résonance magnétique : bilan des applications actuelles et perspectives. Société Française de Radiologie, 2009. (<http://www.sfrnet.org/>).
3. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance, 1973. Nature 242, 190-191.
4. Hoa D. E-MRI, 2016. Site internet IMAIOS (<https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI>).
5. Hermoye L. Imagerie par résonance magnétique : principe, techniques, et contrôles qualité. ([http://www.imre.ucl.ac.be/rpr/RDGN3120/IRM/cours\\_IRM.pdf](http://www.imre.ucl.ac.be/rpr/RDGN3120/IRM/cours_IRM.pdf)). Université catholique de Louvain.
6. Demirdjian H. Les origines de l'IRM : la résonance magnétique nucléaire, 2007. Site internet « CultureSciences-Chimie » de l'École Normale Supérieure-DGESCO (<http://culturesciences.chimie.ens.fr/content/les-origines-de-lirm-la-resonance-magnetique-nucleaire-1198>).
7. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ et al. MRI from picture to proton, 2007. Book, 2<sup>nd</sup> Ed, Cambridge University press.

8. Faddy T, Gallini M, Bouhassoun S et al., 2016. Site internet : Imagerie par résonance magnétique. (<http://tessmatsamdelph.wix.com>).
9. Puddephat M. The principles of magnetic resonance imaging, 2016. VoxelCube.com. (<http://www.voxelcube.com/articles/1/the-principles-of-magnetic-resonance-imaging>).
10. Kastler B, Vetter D, Pattay Z, Pousse A, Parmentier M. Images T1, T2 et densité protonique. Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Radiodiagnostic, principes et techniques d'imagerie, 2003. Elsevier, Paris.
11. Tavernier T, Meyer X. IRM de l'épaule : intérêt de la séquence en densité de protons haute résolution (DP-HR) comparée à la séquence de référence T2 Fat Sat, 2011, La Lettre du Rhumatologue, No 376.
12. Société française de radiologie. Guide pratique à l'usage des médecins radiologues pour l'évaluation de leurs pratiques professionnelles, 2009, Paris.
13. Tavernier T. Ruptures partielles de la coiffe de rotateurs : les pièges de l'IRM. 2007, La Lettre du Rhumatologue, Supplément au n°329.
14. Dinnes J, Loveman E, McIntyre L, Waugh N. The effectiveness of diagnostic tests for the assessment of shoulder pain due to soft tissue disorders: a systematic review. Health Technol Assess. 2003;7(29):iii, 1-166.
15. Farber A, Fayad L, Johnson T, Cascio B, Shindle M, Neubauer P, Khanna AJ. Magnetic resonance imaging of the shoulder. Current techniques and spectrum of disease. J Bone Joint Surg Am. 2006 Dec;88 Suppl 4:64-79.
16. Lambert A, Loffroy R, Guiu B, Mejean N, Lerais JM, Cercueil JP, Krausé D. Rotator cuff tears: value of 3.0T MRI. J Radiol. 2009 May;90(5 Pt 1):583-8.

17. de Jesus JO, Parker L, Frangos AJ, Nazarian LN. Accuracy of MRI, MR arthrography, and ultrasound in the diagnosis of rotator cuff tears: a meta-analysis. *AJR Am J Roentgenol.* 2009 Jun;192(6):1701-7.
18. Burks RT, Crim J, Brown N, Fink B, Greis PE. A prospective randomized clinical trial comparing arthroscopic single- and double-row rotator cuff repair: magnetic resonance imaging and early clinical evaluation. *Am J Sports Med.* 2009 Apr;37(4):674-82.
19. Murray PJ, Shaffer BS. Clinical update: MR imaging of the shoulder. *Sports Med Arthrosc.* 2009 Mar;17(1):40-8.
20. Teefey SA1, Rubin DA, Middleton WD, Hildebolt CF, Leibold RA, Yamaguchi K. Detection and quantification of rotator cuff tears. Comparison of ultrasonographic, magnetic resonance imaging, and arthroscopic findings in seventy-one consecutive cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Apr;86-A(4):708-16.
21. Teefey SA, Middleton WD, Payne WT, Yamaguchi K. Detection and Measurement of Rotator Cuff Tears with Sonography: Analysis of Diagnostic Errors. *AJR Am J Roentgenol.* 2005 Jun;184(6):1768-73.
22. Matsen FA. Rotator-Cuff Failure. *N Engl J Med* 2008;358:2138-47.
23. Sambandam SN, Khanna V, Gul A, Mounasamy V. Rotator cuff tears: An evidence based approach. *World J Orthop.* 2015 Dec 18;6(11):902-18.
24. Martin-Hervas C, Romero J, Navas-Acien A, Reboiras JJ, Munuera L. Ultrasonographic and magnetic resonance images of rotator cuff lesions compared with arthroscopy or open surgery. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:410–415.
25. Quinn SF, Sheley RC, Demlow TA, Szumowski J. Rotator cuff tendon tears: evaluation with fat-suppressed MR imaging with arthroscopic correlation in 100 patients. *Radiology.* 1995 May;195(2):497-500.

26. Rafii M, Firooznia H, Sherman O, Minkoff J, Weinreb J, Golimbu C, Gidumal R, Schinella R, Zaslav K. Rotator cuff lesions: signal patterns at MR imaging. *Radiology*. 1990 Dec;177(3):817-23.
27. Robertson PL, Schweitzer ME, Mitchell DG, Schlesinger F, Epstein RE, Frieman BG, Fenlin JM. Rotator cuff disorders: interobserver and intraobserver variation in diagnosis with MR imaging. *Radiology*. 1995 Mar;194(3):831-5.
28. Tawfik AM, El-Morsy A, Badran MA. Rotator cuff disorders: How to write a surgically relevant magnetic resonance imaging report? *World J Radiol*. 2014 Jun 28; 6(6): 274–283.
29. Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), Estimation 2010. Site internet : ([http://www.irsn.fr/FR/connaissances/faq/Pages/Quelle\\_est\\_la\\_dose\\_annuelle\\_moyenne\\_de\\_radioactivite\\_recue\\_en\\_France.aspx](http://www.irsn.fr/FR/connaissances/faq/Pages/Quelle_est_la_dose_annuelle_moyenne_de_radioactivite_recue_en_France.aspx))
30. Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN). Doses délivrées aux patients en scanographie. Analyse des recueils de doses de 9 services de radiologie en France en 2012. Rapport PRP-HOM N°2013-12, 2013.
31. Godefroy D. Avantages et inconvénients de l'arthroscanner de l'épaule dans les lésions de la coiffe des rotateurs, 2011. Société Française de Radiologie. Site internet : ([http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2011/20111209-104226-156/src/htm\\_fullText/fr/D\\_GODEFROY.pdf](http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2011/20111209-104226-156/src/htm_fullText/fr/D_GODEFROY.pdf)).
32. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC (1994) Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res*. 304:78-83.
33. Société Française de Radiologie, Société Française de Biophysique et de Médecine Nucléaire. Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale. Recommandations pour les professionnels de santé, 2005.

34. Journal Officiel de la République Française, n°72 du 26 mars 2003 page 5361 texte n°43. (<https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000237131&categorieLien=id>)
35. Agence Nationale d'Appui à la Performance des établissements de santé et médicosociaux (ANAP). Imagerie scanner-IRM. Rapport de benchmark. Paris, 2010.
36. Lenza M , Buchbinder R , Takwoingi Y , Johnston RV , Hanchard NCA, Faloppa F. Magnetic resonance imaging, magnetic resonance arthrography and ultrasonography for assessing rotator cuff tears in people with shoulder pain for whom surgery is being considered. Online Publication Date: September 2013 (<http://www.cochrane.org>).
37. Roy JS, Braën C, Leblond J, Desmeules F, Dionne CE, MacDermid JC, Bureau NJ, Frémont P. Diagnostic accuracy of ultrasonography, MRI and MR arthrography in the characterisation of rotator cuff disorders: a systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2015 Oct;49(20):1316-28.
38. Bulletin Officiel du Ministère des affaires sociales et de la santé. Instruction CNAMTS/DGOS/R3 n° 2012-248 du 15 juin 2012 relative à la priorité de gestion du risque sur l'imagerie médicale en 2010-2012, pp345-54. ([http://social-sante.gouv.fr/fichiers/bo/2012/12-07/ste\\_20120007\\_0001\\_p000.pdf](http://social-sante.gouv.fr/fichiers/bo/2012/12-07/ste_20120007_0001_p000.pdf)).
39. Journal Officiel de la République Française n°0077 du 30 mars 2012 page 5790, texte n° 132. Avis relatif à l'avenant n° 4 à la convention nationale organisant les rapports entre les médecins libéraux et l'assurance maladie signée le 26 juillet 2011. (<https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000025593270>)
40. Bergman AG. Rotator cuff impingement. Pathogenesis, MR imaging characteristics, and early dynamic MR results. Magn Reson Imaging Clin N Am. 1997 Nov;5(4):705-19. Review.
41. Lafaye M, Dariane P. Rapport de la Radiological Society of North America, Chicago, 2010. Société Française de Radiologie.. (<http://www.sfrnet.org/sfr/professionnels/2-infos-professionnelles/10-rsna>).

42. Bertrand V, Veleine T. IRM : La course à la productivité. Société Française de Radiologie, 2010 (<http://www.sfrnet.org/sfr/professionnels/2-infos-professionnelles/10-rsna>).
43. Davis SJ, Teresi LM, Bradley WG, Ressler JA, Eto RT. Effect of arm rotation on MR imaging of the rotator cuff. *Radiology* 1991; 181:265–268.
44. Drape JL, Frot B. Les limites du normal et du pathologique en IRM. In GETROA Opus XXIII. Eds Sauramps Médical. Montpellier 1996: 191-197.
45. Middleton WD, Teefey SA, Yamaguchi K. Sonography of the Rotator Cuff: Analysis of Interobserver Variability. *American Journal of Roentgenology*. 2004;183: 1465-1468.
46. Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, Gerber C. Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: Assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg*, Nov/Dec 1999, Volume 8, Number 6, pp 599-605.
47. Winston GP. The physical and biological basis of quantitative parameters derived from diffusion MRI. *Quant Imaging Med Surg*. 2012 Dec;2(4):254-65.
48. Oppenheim C, Imagerie en tenseur de diffusion et tractographie de l'encéphale et de la moelle, *Journal de radiologie* Vol 88, N° 3-C2 - mars 2007 pp. 510-520.
49. Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C, Clark CA, Pappata S, Molko N, Chabriat H. Diffusion Tensor Imaging : Concepts and Applications, *Journal of magnetic resonance imaging*, 2001, 13:534–546.
50. Lansdown DA, Ding Z, Wadington M, Hornberger JL, Damon BM. Quantitative diffusion tensor MRI-based fiber tracking of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 2007 Vol. 103 n°. 2, 673-681.

51. Damon BM, Ding Z, Anderson AW, Freyer AS, Gore JC. Validation of diffusion tensor MRI-based muscle fiber tracking. *Magn Reson Med.* 2002;48:97–104.
52. Galban CJ, Maderwald S, Uffmann K, de Greiff A, Ladd ME. Diffusive sensitivity to muscle architecture: a magnetic resonance diffusion tensor imaging study of the human calf. *Eur J Appl Physiol.* 2004;93:253–262.
53. de Kerviler E ,Leroy-Willig A. Interprétation du signal et du contraste en IRM. Société Française de Radiologie, document PDF. Site internet :  
([http://www.sfrnet.org/data/upload/files/a7e7222e420ac736c1256b6c0044cb07/irm\\_singn.pdf](http://www.sfrnet.org/data/upload/files/a7e7222e420ac736c1256b6c0044cb07/irm_singn.pdf))
54. Mosher, Timothy J., and Bernard J. Dardzinski. "Cartilage MRI T2 relaxation time mapping: overview and applications." *Seminars in musculoskeletal radiology.* Vol. 8. No. 4. 2004.
55. Del Grande, Filippo, et al. "Magnetic resonance imaging of inflammatory myopathies." *Topics in Magnetic Resonance Imaging* 22.2 (2011): 39-43.
56. Mikulka J. GPU-Accelerated reconstruction of T2 maps in magnetic resonance imaging. *Measurement science review*, Volume 15, No. 4, 2015.
57. Kim HK, Laor T, PS Horn, JM Racadio, B Wong, BJ Dardzinski. T2 Mapping in Duchenne muscular dystrophy : distribution of disease activity and correlation with clinical assessments, *Radiology*: Volume 255: Number 3, 2010.
58. Kan HE, Scheenen TW, Wohlgemuth M, Klomp DW, van Loosbroek-Wagenmans I, Padberg GW, Heerschap A. Quantitative MR imaging of individual muscle involvement in facioscapulohumeral muscular dystrophy. *Neuromuscul Disord.* 2009 May;19(5):357-62.
59. Kim HK, Laor T, PS Horn, B Wong, BJ. Quantitative Assessment of the T2 Relaxation Time of the Gluteus Muscles in Children with Duchenne Muscular Dystrophy: a

- Comparative Study Before and After Steroid Treatment. *Korean J Radiol.* 2010 May-Jun; 11(3): 304–311.
60. Hatakenaka M1, Ueda M, Ishigami K, Otsuka M, Masuda K. Effects of aging on muscle T2 relaxation time: difference between fast- and slow-twitch muscles. *Invest Radiol.* 2001 Dec;36(12):692-8.
61. Schwenzer NF, Martirosian P, Machann J, Schraml C, Steidle G, Claussen CD, Schick F. Aging effects on human calf muscle properties assessed by MRI at 3 Tesla. *J Magn Reson Imaging.* 2009 Jun;29(6):1346-54.
62. Koff, M. F., Parratte, S., Amrami, K. K., & Kaufman, K. R. (2009). Examiner repeatability of patellar cartilage T2 values. *Magnetic Resonance Imaging*, 27(1), 131–136.
63. Sussman MS, Pauly JM, Wright GA. Design of practical T2-selective RF excitation (TELEX) pulses. *Magn Reson Med.* 1998 Dec;40(6):890-9.
64. Patten C, Meyer RA, Fleckenstein JL. T2 mapping of muscle. *Semin Musculoskelet Radiol* 2003; 7(4): 297-307.
65. Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology.* 1984 Oct;153(1):189-94.
66. Gaeta M1, Scribano E, Mileto A, Mazziotti S, Rodolico C, Toscano A, Settineri N, Ascenti G, Blandino A. Muscle fat fraction in neuromuscular disorders : dual-echo dual-flip-angle spoiled gradient-recalled MR imaging technique for quantification, a feasibility study. *Radiology.* 2011 May;259(2):487-94.
67. Tavernier T, Meyer. *La lettre du rhumatologue*, 2011, n° 376, pp. 30-33.
68. Singson RD, Hoang T, Dan S, Friedman M. MR evaluation of rotator cuff pathology using T2-weighted fast spin-echo technique with and without fat suppression. *Am J Roentgenol.* 1996 May;166(5):1061-5.

69. Cohen J. A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. Educational and Psychological Measurement, April 1960 vol. 20 no. 1 37-46.
70. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics. 1977 Mar;33(1):159-74.
71. Santos F. Le kappa de Cohen : un outil de mesure de l'accord inter-juges sur des caractères qualitatifs, CNRS, UMR 5199 PACEA, mars 2015. Site internet : [http://www.pacea.u-bordeaux1.fr/IMG/pdf/Kappa\\_Cohen.pdf](http://www.pacea.u-bordeaux1.fr/IMG/pdf/Kappa_Cohen.pdf).
72. Materka A. Texture analysis methodologies for magnetic resonance imaging. Dialogues in Clinical Neuroscience, 2002, Vol 4, N° 4.
73. Herlidou S, Rolland Y, Bansard JY, Le Rumeur E, de Certaines JD. Comparison of automated and visual texture analysis in MRI: characterization of normal and diseased skeletal muscle. Magn Reson Imaging. 1999 Nov;17(9):1393-7.
74. COST B11. Quantitation of Magnetic Resonance Image Texture. Department of Physiology, University of Bergen, Norway, 2003. Available at <http://www.uib.no/costb11/2003>.
75. MaZda Software. Medical Electronic Division, Technical University of Lodz, Lodz, Poland, 2003. Available at <http://www.eletel.p.lodz.pl/cost/software.html>.
76. Tournier JD, Mori S, Leemans A. 2011. Diffusion tensor imaging and beyond. Magn Reson Med 65:1532–1556.





# Quatrième Partie

## Élastographie ultrasonore de l'infraspinatus (ISP) sous contrainte

### Mise au point d'un dispositif de contrainte calibrée du muscle ISP et mesures préliminaires en prévision d'une étude clinique

Le tissu musculaire squelettique physiologique est fibrillaire. Sa structure le rend donc physiologiquement très anisotrope, autrement dit, ses propriétés varient en fonction de la direction avec laquelle il est étudié. Par ailleurs, la plupart des pathologies musculaires chroniques, et en particulier celles associées aux lésions de la CDR entraînent une altération de cette architecture fibrillaire, désorganisent le muscle et aboutissent à une diminution de cette anisotropie. Autrement dit, le muscle devient moins bien « orienté et rangé ».

Par ailleurs, comme cela est couramment vérifié empiriquement en clinique, il est légitime de penser qu'un muscle, rendu moins anisotrope par l'apparition de tissu graisseux ou fibreux pathologique, soit affecté par des modifications de ses propriétés mécaniques, mais aussi de son

comportement élastique face à une contrainte. On peut également supputer que les mesures des propriétés élastiques du muscle et leur reproductibilité sont meilleures à la suite d'une mise en tension relative calibrée, soit par étirement passif, soit au cours d'une contraction active [1, 2].

En conséquence, caractériser quantitativement les propriétés élastiques ou l'importance du changement relatif d'anisotropie du tissu musculaire de l'ISP pourrait être un outil supplémentaire pour nous aider à mieux classer les pathologies de la CDR et nous permettre de surveiller leur évolution [3, 4].

Or, plusieurs travaux préliminaires utilisant l'élastographie ultrasonore *in vivo* semblent prometteurs dans l'évaluation des propriétés élastiques du tissu musculaire strié squelettique [5-13].

Dans ce contexte, nous avons mis au point un dispositif de contrainte calibrée des muscles rotateurs externes associé à des mesures élastographiques préliminaires de l'ISP chez des volontaires sains. Dans ce chapitre nous proposons un bref aperçu des bases et de l'intérêt de l'élastographie ultrasonore dans les pathologies musculaires de la CDR. Nous décrivons ensuite le système que nous avons développé qui nous permet de mesurer la vitesse de l'onde de cisaillement de l'ISP sous contrainte suivant différents axes de mesure et enfin, nous exposons les premiers résultats.

## 4.1 : Muscles striés et élastographie ultrasonore

Le muscle strié squelettique possède une organisation qui permet l'utilisation de l'élastographie ultrasonore. Cependant, la structure et les propriétés complexes de ce tissu compliquent l'utilisation de la technique et l'interprétation des données recueillies. Au sein de ce chapitre, après avoir précisé ces particularités, nous proposons une hypothèse scientifique basée sur l'organisation architecturale des fibres du muscle ISP permettant d'expliquer les mesures recueillies en élastographie ultrasonore dans deux plans orthogonaux.

### 4.1.1 Fibres musculaires et élastographie

#### 4.1.1.1: Anisotropie musculaire

Le tissu musculaire est constitué de fibres organisées en faisceaux qui sont séparés par du tissu conjonctif. Ces faisceaux ont une disposition parallèle conférant au muscle son organisation « orienté » dans l'espace [14]. Il est ainsi entièrement dévolu à une action mécanique. Cette organisation intrinsèque du muscle strié squelettique le rend très anisotrope.

Par ailleurs, le processus de sénescence musculaire ou sarcopénie [15, 16] et les principales pathologies dégénératives ou après ténotomie du muscle strié squelettique [17, 18] peuvent aboutir à une atrophie mais aussi à une désorganisation de cette architecture orientée.

Des processus similaires affectent les corps musculaires de la CDR, et en particulier celui de l'ISP [19, 20]. Le muscle est altéré par l'apparition et l'interposition diffuse de tissus adipeux à l'intérieur même de sa structure. Ces processus perturbent massivement l'organisation générale et fibrillaire du muscle et entraînent de fait une diminution de son anisotropie.

Peu de possibilités techniques existent pour explorer de façon valide les modifications de l'anisotropie du tissu musculaire.

En effet, les examens les plus utilisés actuellement pour caractériser les tissus musculaires et leur éventuelles modifications pathologiques sont l'IRM, la tomodensitométrie et l'échographie. Ces examens sont essentiellement morphologiques et peuvent être régulièrement mis en défaut, comme cela a été vu dans le Chapitre 3.

L'électromyogramme, très sensible, reste uniquement dévolu à l'évaluation de la conduction électrique et ne renseigne pas sur les altérations structurelles. De plus, ces examens n'offrent pas d'information sur les propriétés mécaniques du muscle. En effet, la perte d'anisotropie est bien visible en échographie standard en mode B mais il est plus difficile de la quantifier [21] (Figure 4-1). Elle est cependant bien visible lorsque la dégénérescence musculaire est bien installée, dans le cadre de larges ruptures chroniques de la coiffe tendineuse.

A l'opposé, l'élastographie ultrasonore est une technique d'imagerie récente [22] dont la principale caractéristique est de permettre de mesurer dans un milieu donné la vitesse de propagation d'ondes mécaniques induites par une « pression ultrasonore » parcourant ce milieu en direction transversale. On parle alors d'ondes de cisaillement. Toutefois pour mesurer la vitesse de ces ondes transversales, il est nécessaire de disposer d'un appareil d'échographie dont la cadence d'image est très élevée.

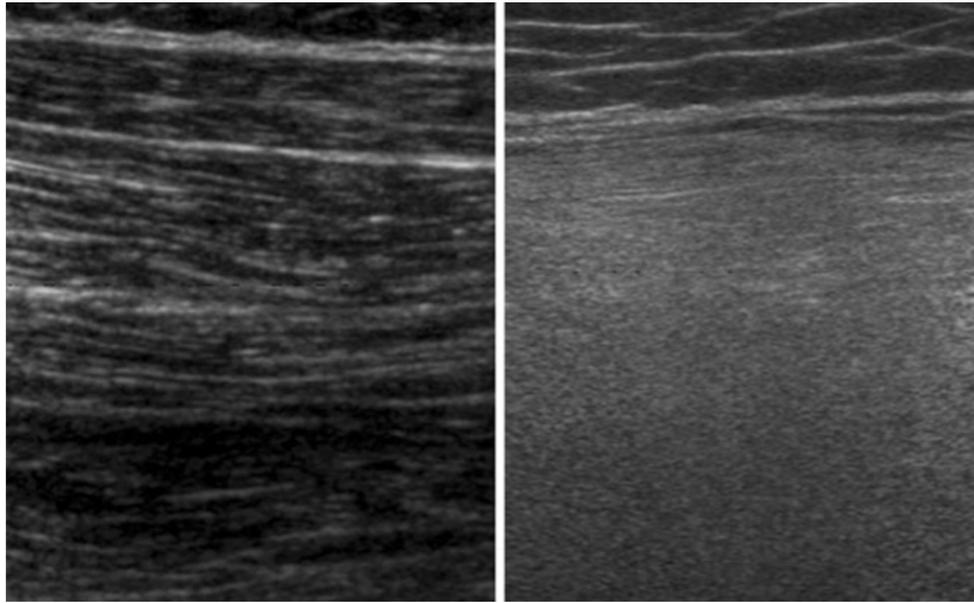


Figure 4-1 : Images échographiques en mode B d'un muscle strié squelettique sain (droite) et chez un patient atteint de myopathie de Duchenne (gauche). D'après [21].

A titre d'exemple, si nous estimons que la célérité de l'onde de cisaillement peut atteindre au maximum 10m/s (1cm/ms) au sein des tissus biologiques étudiés, et si nous considérons qu'il faut un minimum de 10 points de mesure pour une distance de parcours de 2,5cm (environ la moitié de la largeur d'une sonde d'échographie standard) pour mesurer la célérité de l'onde transversale, il faudra donc faire une mesure toute les 0.25ms ce qui donne une cadence image de 4000 images par seconde. On comprend alors mieux qu'une imagerie ultrarapide soit indispensable à la réalisation technique de la mesure de vitesse des ondes transversale (*ultrafast imaging*).

#### 4.1.1.2: Elastographie ultrasonore

L'idée sous-jacente au développement de cette technique était de permettre de mieux caractériser les propriétés mécaniques des tissus, en particulier leur élasticité (ou leur rigidité), et essayer d'apporter une information « quantitative » à l'examen clinique palpatoire subjectif du médecin [23]. En d'autres termes, l'objectif de l'élastographie ultrasonore est d'imager quantitativement les caractéristiques viscoélastiques spécifiques du tissu biologique exploré. Aujourd'hui cette technique non invasive est disponible dans de nombreux services d'imagerie [23].

Parmi les différents paramètres caractérisant les propriétés élastiques d'un milieu, le module de cisaillement  $\sigma$  (Pa ou N/m<sup>2</sup>) représente le plus accessible et le plus intéressant. C'est une grandeur physique intrinsèque à chaque milieu qui intervient dans la caractérisation des déformations causées par des efforts de cisaillement, c'est à dire une contrainte appliquée de manière parallèle ou tangentielle à une face du milieu. Il est par ailleurs caractérisé par une grande variation en fonction du tissu étudié et est très influencé par l'organisation structurelle même du tissu [24]. Son expression dans un milieu isotrope est la suivante :

$$\sigma = \rho \times V_s^2$$

où  $V_s$  est la célérité de l'onde de cisaillement en m/s,  $\sigma$  est le module de cisaillement en N/m<sup>2</sup> (ou Pa), et  $\rho$  la densité volumique du milieu en Kg/m<sup>3</sup>. Cette densité est très peu variable dans le tissu musculaire.

En fait, on s'aperçoit que l'obtention de la célérité de l'onde de cisaillement  $V_s$  équivaut à évaluer le module de cisaillement  $\sigma$  et au final, à caractériser de façon quantitative les propriétés viscoélastiques du milieu exploré.

En pratique, la sonde d'élastographie envoie une onde impulsionnelle mécanique de forte intensité qui va déformer le milieu et se propager de proche en proche sous la forme d'ondes mécaniques dans le tissu étudié. Cette onde va donner naissance à des ondes de cisaillement qui se propageront perpendiculairement à la direction de propagation de l'onde impulsionnelle avec une vitesse beaucoup plus faible (1 à 10 m/s).

La sonde d'élastographie passe alors en mode récepteur ultrarapide (*ultrafast imaging*), ce qui permet, après un post-traitement, de déterminer la vitesse de propagation des ondes transversales [23, 24].

Par analogie, ce principe peut être représenté comme une corde tendue sur laquelle on applique une déformation perpendiculaire (Figure 4-2). On peut alors observer une onde transversale de part et d'autre du point de déformation qui se propage en suivant la corde à une vitesse  $V_s$  définie par :

$$V_s = \sqrt{\frac{F}{\rho \cdot S}}$$

Avec  $F$  la force de tension de la corde,  $\rho$  sa densité volumique et  $S$  sa surface de section.

Nous pouvons constater que le rapport  $\frac{F}{S}$  correspond au module de cisaillement de la corde et que ce module de cisaillement dépend de la tension de la corde.

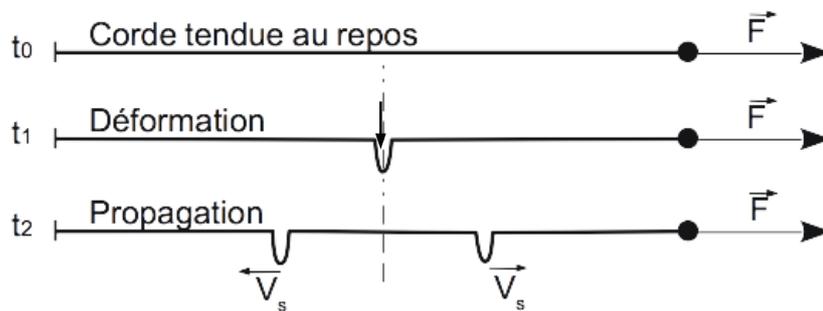


Figure 4-2 : Propagation d'une onde transversale (de cisaillement), à la vitesse  $V_s$  le long d'une corde tendue. Le déplacement est perpendiculaire à l'axe de la déformation.

#### 4.1.2: Anisotropie musculaire et hypothèse scientifique

Un muscle normal, sans modification de son architecture présente un alignement de fibres dans un axe défini. Les fibres musculaires ont la même orientation dans cet axe qui peut théoriquement correspondre à un axe de symétrie le long des fibres (axe Z). A l'opposé, la distribution des fibres dans chacun des deux autres plans, matérialisés par les axes X et Y, sont considérée comme aléatoire (Figure 4-3) [7]. Le modèle de matériaux correspondant à ce type de structure est appelé isotrope transverse. Les vitesses des ondes de cisaillement seront alors différentes suivant leurs directions.

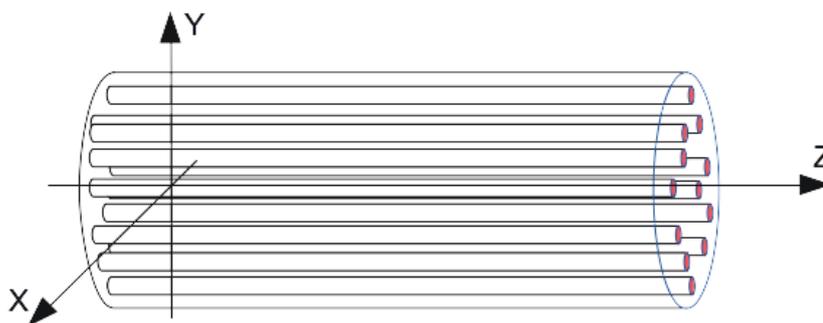


Figure 4-3 : Représentation schématique du modèle d'isotropie transverse appliqué au muscle strié squelettique. D'après [7]

Il a été montré [7] que les vitesses des ondes de cisaillement dans un matériau isotrope transverse se propageant en direction perpendiculaire (axe  $xy$ ) et parallèle (axe  $z$ ) à l'axe des fibres peuvent être notées de la façon suivante :

-pour la direction de propagation perpendiculaire à l'axe des fibres :

$$V_{s(xy)} = \sqrt{\frac{C_{66}}{\rho}}$$

-pour la direction de propagation dans l'axe des fibres :

$$V_{s(z)} = \sqrt{\frac{C_{44}}{\rho}}$$

Où  $C_{66}$  et  $C_{44}$ , selon la notation de Voigt, sont les coefficients dans le tenseur d'élasticité, aussi appelés module de cisaillement transversal pour  $C_{66}$  et module de cisaillement longitudinal pour  $C_{44}$  et  $\rho$  la densité volumique du milieu.,

Une étude [8] a rapporté en particulier l'influence cruciale de la direction de propagation des ondes de cisaillement par rapport à celui des fibres musculaires dans l'obtention des résultats et confirme en pratique élastographique le caractère très anisotrope du muscle physiologique.

D'autres publications assez récentes sont venues confirmer *in vivo* la plus grande célérité des ondes de cisaillement lorsqu'elles se propagent dans l'axe des fibres musculaires [25, 26].

Wang et al [9] donnent la relation qui permet d'exprimer en notation de Voigt la vitesse de l'onde de cisaillement dans un matériau isotrope transverse quel que soit l'angulation  $\varphi$  par rapport à l'axe des fibres :

$$V_{S(\varphi)} = \sqrt{\frac{1}{\rho} \times \frac{C_{44}C_{66}}{C_{44} \sin^2 \varphi + C_{66} \cos^2 \varphi}}$$

Génisson et al. ont montré expérimentalement, *in vivo* dans un muscle physiologique en contrainte, que la célérité des ondes de cisaillement se propageant dans l'axe des fibres musculaires du biceps brachial était 4 fois plus élevée que celle des ondes se propageant perpendiculairement aux fibres et que cette vitesse de propagation augmentait avec l'effort fourni par le muscle [25].

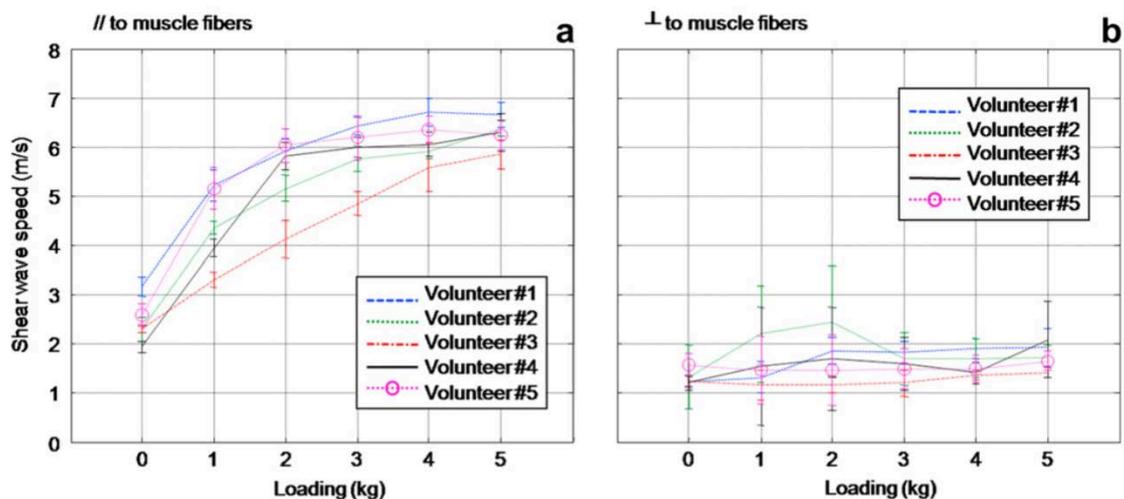


Figure 4-4 : Représentations graphiques des valeurs de la vitesse des ondes de cisaillement mesurée parallèle et perpendiculaire aux fibres musculaires du biceps brachial en fonction de la force générée par le muscle. D'après [25]

Dans ce contexte, nous avons fait l'hypothèse que lors d'une contraction isométrique calibrée en rotation externe, la célérité de l'onde transversale qui est dépendante de l'axe de la mesure par rapport aux fibres musculaire, est également liée à l'état d'anisotropie du muscle ISP et à ses modifications. La désorganisation pathologique du muscle entrainerait une perte du modèle isotrope transverse et la différence des valeurs de la vitesse des ondes de cisaillement mesurées perpendiculaires et parallèles aux fibres musculaires tendraient à diminuer.

Pour tenter de vérifier cette hypothèse, nous avons développé un système de contrainte du muscle ISP en rotation externe, couplé à des mesures d'élastographie ultrasonore parallèles et perpendiculaires à ses fibres.

## 4.2 : Banc de contrainte en rotation externe de l'ISP

Les muscles ISP et TM sont deux rotateurs externes. Leur contraction active aboutit donc à générer une rotation externe du bras. Lorsque cette rotation s'effectue contre résistance (bras immobilisé avec effort du sujet pour tenter la rotation), il est possible expérimentalement de moduler la contrainte produite sur le muscle. Un des principaux problèmes rencontrés au cours de ce type d'expérimentations ultrasonores *in vivo* est d'obtenir une reproductibilité suffisante des mesures. Un des moyens pour y parvenir est de mesurer l'effort produit par le sujet afin de standardiser les conditions de mesure. La mise au point d'un banc de contrainte a été effectuée dans ce sens.

### 4.2.1 : Choix du positionnement du sujet et de la contrainte à fournir

Le choix de la position expérimentale du sujet à explorer et de la contrainte à fournir à susciter entre nous beaucoup de discussions et d'interrogations.

#### 4.2.1.1 : Position expérimentale

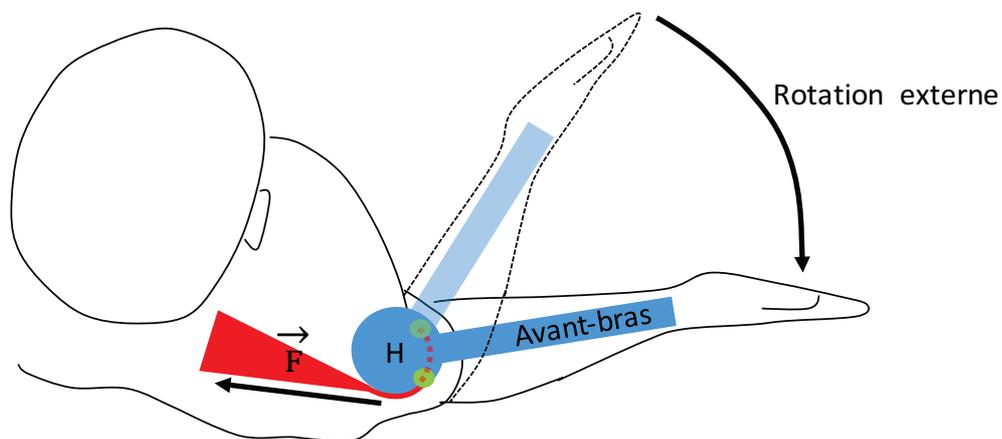
Une analyse de la littérature ne nous a pas permis de retrouver un système existant satisfaisant. Les quelques analyses des muscles de la coiffe postéro-supérieure associées à l'application d'une contrainte que nous avons retrouvé étaient réalisées sur un sujet dévêtu mais sans rigueur suffisante permettant de standardiser les mesures [27, 28].

Pour le développement de notre système, nous avons estimé que la position du sujet doit permettre un mouvement en rotation externe sans limite et sans contrainte générée par le système de contention. Cette position doit également être physiologique et suffisamment confortable pour être reproductible et permettre au sujet de rester concentré sur la tâche à accomplir.

Bien que Reinold et al. ait montré en 2004 que, sur un sujet en position debout, l'activité électrique en rotation externe des muscles ISP et TM était maximale lorsque le mouvement était effectué dans le plan de l'omoplate ( $45^\circ$  d'abduction et  $30^\circ$  d'adduction horizontale ou antépulsion), il nous a paru difficile de reproduire avec précision ce positionnement. En conséquence, nous avons opté pour un positionnement le plus simple possible: thorax vertical avec le bras à  $0^\circ$  d'abduction [29]. Cette tâche correspond à produire un effort en rotation externe coude au corps. Parmi les principaux muscles rotateurs externes, cet effort met en jeu principalement le muscle ISP, puis le muscle TM [29].

La face postérieure de l'épaule doit être accessible afin d'y positionner la sonde d'élastographie et un monitoring en continu de la contrainte fournie est également indispensable.

Les muscles rotateurs externes sont omo-huméraux. Afin de limiter les artefacts et rendre les mesures reproductibles, l'humérus, l'omoplate et l'articulation gléno-humérale doivent donc être les plus stables possibles.



*Figure 4-5 : Représentation schématique du mouvement de rotation externe générée par la contraction du muscle ISP. Le muscle ISP est représenté en rouge et les pièces osseuses sont représentées en bleu. H : tête de l'humérus, F : force en rotation interne.*

Le contrôle de la position de l'omoplate et surtout son maintien relativement immobile au cours du geste, sont le mieux assurés par une position allongée en *decubitus* dorsal : le poids du thorax stabilise les omoplates contre le plan sur lequel est allongé le sujet.

L'idéal est effectivement qu'en dehors des mouvements effectués dans le plan axial en rotation, les autres structures anatomiques ne bougent pas. Toutefois, le *decubitus* dorsal nous barre la route à toute exploration ultrasonore des rotateurs externes et cette position a été d'emblée abandonnée.

Le *procubitus* n'offre aucun avantage particulier et rend un contrôle de la position de l'avant-bras difficile à évaluer.

La position assise s'est finalement rapidement imposée, avec un dossier bas, adapté au dégagement de la face postérieure de l'épaule.

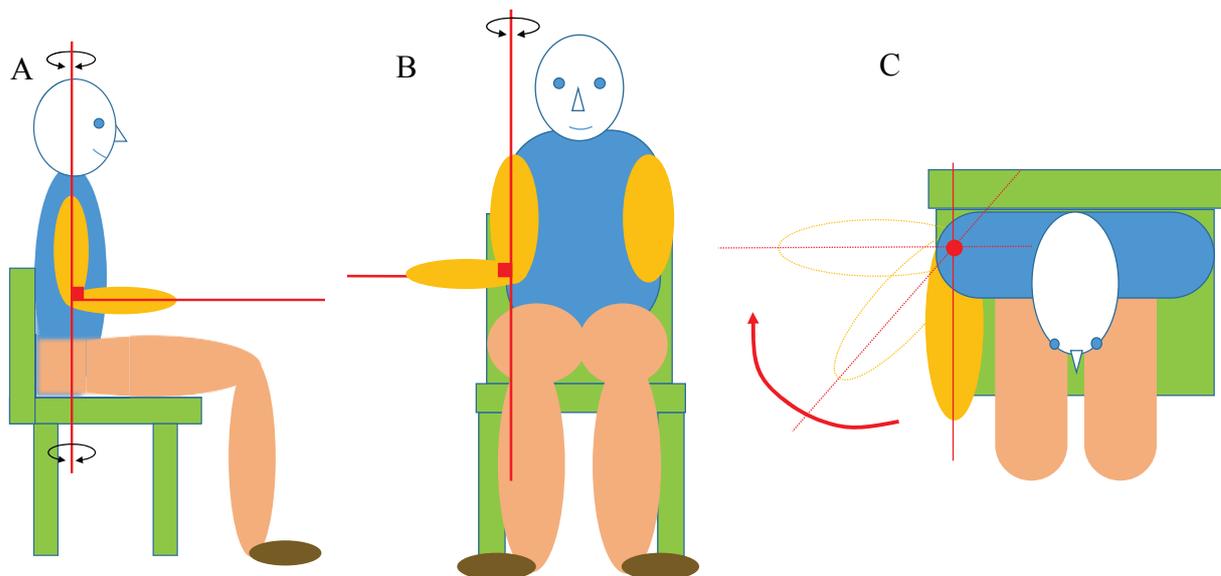


Figure 4-6 : Représentations schématiques de profil (A) de face (B) et dans l'axe de rotation (C), de la position expérimentale choisie pour évaluer la rotation externe du bras résumant les conditions expérimentales requises.

#### 4.2.1.2 : Caractéristiques de l'effort à produire

Intuitivement, nous avons opté d'emblée pour une contraction musculaire de type isométrique de façon à limiter au maximum les variations d'image dues aux déplacements et aux

raccourcissements musculaires. Il semble en effet difficile de pouvoir correctement monitorer une contraction musculaire excentrique ou concentrique qui implique par définition une modification de la longueur des fibres musculaires sous l'influence d'autres muscles antagonistes ou liée à l'environnement [30].

Les premières tentatives de mesure ont été couplées à un système de contrainte produit par un poids, augmentant progressivement jusqu'à 5 kilogramme, pendu à une corde glissant sur une poulie. Le sujet devait avoir pour tâche de maintenir les poids immobiles.

Ces essais préliminaires nous ont apporté deux enseignements :

1) Cinq kilogrammes constituent une contrainte à la limite supérieure de l'effort physiologique du muscle ISP chez un sujet sans douleur au niveau de l'épaule.

2) Malgré une concentration importante, il est impossible de ne pas produire des mouvements parasites de quelques centimètres. Ces derniers entraînent des variations importantes dans les mesures du fait du déplacement continu de la zone à imager.

Nous avons alors opté pour une action en rotation externe, d'intensité progressive, générée contre une butée mécanique fixe. Le caractère fixe de la butée permet de limiter au maximum les artefacts de déplacement survenant dans la zone à imager. Un capteur de force intégré à la butée permet alors de monitorer en instantané et en continu la force produite par le sujet en rotation externe. Ce dispositif de mesure est un élément faisant partie du dispositif de contrainte global que nous avons développé spécifiquement pour remplir les conditions expérimentales.

#### 4.2.2 : Réalisation et construction du dispositif de contrainte

Le dispositif de contrainte est fait de l'association d'une structure métallique, reproduisant l'aspect d'une chaise, et d'un système électronique de mesure et de monitoring de la contrainte mécanique générée par la contraction des muscles ISP et TM. Ce système est en particulier caractérisé par un mécanisme de rétrocontrôle biologique (ou *biofeed-back*) rendu possible par une représentation instantanée sur un écran d'ordinateur de l'effort en rotation externe générée par le sujet.

#### 4.2.2.1 : Structure de la chaise de contrainte

Une fois la position expérimentale choisie et le type d'action mécanique à produire, le choix de la « chaise » à utiliser n'a pas été immédiat. Nous avons alors hésité à acquérir une chaise « commerciale » reconfigurée et adaptée aux mesures.

Une nécessité de grande modularité du dispositif pour s'adapter aux différents morphotypes possibles des sujets et la nécessité d'avoir un dossier très limité en taille pour rendre l'épaule accessible, nous a conduit à opter pour une construction complète du dispositif expérimental. Ce dernier a été entièrement produit *de novo* au sein du laboratoire.

De plus, le système de contention du membre supérieur à étudier et les supports pour le capteur de contrainte auraient entraîné trop d'adaptation et de modifications pour transformer une chaise du commerce uniquement destinée à la station assise, en une chaise destinée à des mesures élastographiques.

Au préalable à la réalisation pratique, c'est à dire avant le choix des matériaux à utiliser et le montage de la structure de la chaise, un modèle informatique prototype a été construit et adapté avec le logiciel SolidWorks™ (Solidworks Corporation, Dassault System SA, Vélizy, France) (Figure 4-7).



*Figure 4-7 : Dessin sur SoliWorks™ du premier modèle du banc de contrainte et du sujet positionné. Noter le dossier réduit à une barre verticale centrale donnant plein accès à la face postérieure de l'épaule.*

Plusieurs « prototypes » ont été assemblés puis adaptés avant d'obtenir un système correct (Figure 4-8).

Pour monter le bâti métallique nous avons utilisé des profilés en aluminium de 45mm x 45mm (Bosch Basic™, Bosch Rexroth AG, Lohr am Main, Allemagne). Les profilés ont été coupés à la demande, sur mesure. Ils ont été assemblés par des écrous de raccordement et des équerres vissées conférant la rigidité au montage. L'assise a été faite d'une plaque en polyoxyméthylène (POM) ou Delrin™ (DuPont, Wilmington, DEL, États-Unis) gris de 20 mm d'épaisseur et fixée par vis au cadre en aluminium.

Les supports pour chaque bras correspondent à un élément de profilé horizontal.

Le choix de ne réaliser des mesures que d'un seul côté (gauche) a été motivé par la difficulté technique à échanger les structures métalliques de soutien d'un côté à l'autre entre chaque sujet et par la probable diminution de la variabilité des mesures sur le côté non dominant le plus fréquent.

Les premiers essais techniques ont été marqués par un manque de rigidité de la structure. Un adulte de poids moyen entraînait des contraintes mécaniques en torsion importantes lors de l'action en rotation externe contre la butée métallique. Pour y remédier, le profilé servant de dossier a été doublé, et des profilés supplémentaires sont venus relier les 4 pieds dans le plan frontal.

Toutes les pièces de la structure sont démontables et surtout adaptables à la plupart des morphologies.

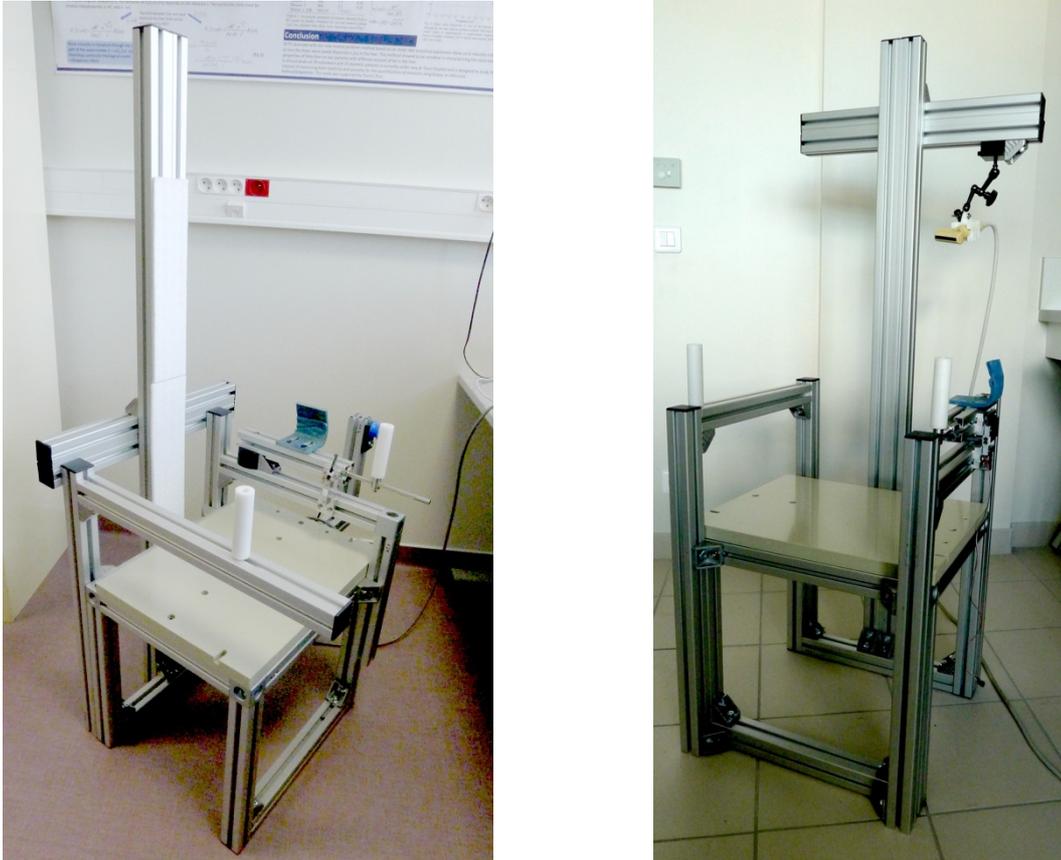
Des poignées réalisées en polyoxyméthylène (POM) ou Delrin™ (DuPont, Wilmington, DEL, États-Unis) de 3cm de diamètre et une gouttière externe en résine Scotchcast™ Plus 7.6 cm × 10 cm (3M Company, Saint Paul, MN, États-Unis) calant l'avant-bras en externe, permettent d'améliorer l'ergonomie lors de l'effort.

De plus, deux bandes de feutre de laine autocollant de 10 cm × 40 cm (Angst et Pfister AG, Zürich, Suisse) ont été appliquées sur le dossier visant à limiter le contact métallique froid et inconfortable source de contraction musculaire réflexe, pouvant perturber les mesures.

Un bras articulé mécanique (Mitutoyo Corporation, Sakado, Takatsu-ku, Kawasaki, Kanagawa, Japan) servant à positionner et à stabiliser la sonde d'élastographie dans la position désirée a été vissé sur un profilé aluminium horizontal, lui-même monté sur le dossier en arrière de l'épaule gauche.

Enfin, le support du bras gauche est monté sur roulement à bille, autorisant un déplacement en rotation coude au corps sans limite. La position de son axe mécanique de rotation est réglable et

vient se superposer de façon coaxiale au grand axe de l'humérus. Ainsi, un réglage préalable aux mesures était toujours nécessaire afin de faire coïncider l'axe de rotation du système avec celui du bras. Par ailleurs, afin de limiter toute contrainte pouvant freiner le mouvement en rotation externe, aucune contention particulière ne solidarise le bras au cadre métallique.



*Figure 4-8 : Photographies du dispositif monté de  $\frac{3}{4}$  antérieur droit et gauche. Noter le bras gauche équipé du dispositif de mesure.*

#### 4.2.2.2 : Système électronique

Le dispositif électronique couplé au dispositif mécanique a également été développé au sein du laboratoire. Il comprend : un capteur de force monté sur la chaise, un module électronique, un écran d'ordinateur avec entrée HDMI (High Definition Multimedia Interface), un clavier avec une dalle

tactile (*touchpad*) (Figure 4-14) et une alimentation 5V/2A aux normes médicales (normes IEC 60601-1).

➤ Le capteur de force

Bien qu'il existe plusieurs types de capteur de force, nous avons retenu un capteur de pesage type flexion avec 4 jauges de contraintes montées en pont de Wheatstone : capteur de force CZL 635-20™ (Figure 4-10) (Guangdong South China Sea Electronic Measuring Technology Co., Ltd, Dongguan City, Chine, ([www.chinesesensor.com](http://www.chinesesensor.com))). Les jauges de contrainte sont collées sur un barreau métallique et ont pour objectif de transformer la déformation du barreau lors d'une contrainte en flexion en une variation de résistance électrique. [31]. Dans le cas présent, les 4 jauges de contrainte correspondent à 4 résistances collées sur un corps d'épreuve et câblées en pont de Wheatstone pour transformer la déformation en tension. Le barreau est en aluminium percé de deux trous pour contrôler la déformation afin que la relation entre force et tension soit linéaire.

La disposition opposée particulière des jauges entraîne lors de l'application d'une force, une augmentation de la résistance des jauges J1 et J3 tandis que celle des jauges J2 et J4 vont diminuer proportionnellement (Figure 4-9). La tension différentielle de sortie va varier et être traitée pour en déduire l'effort appliqué sur le corps d'épreuve [32].

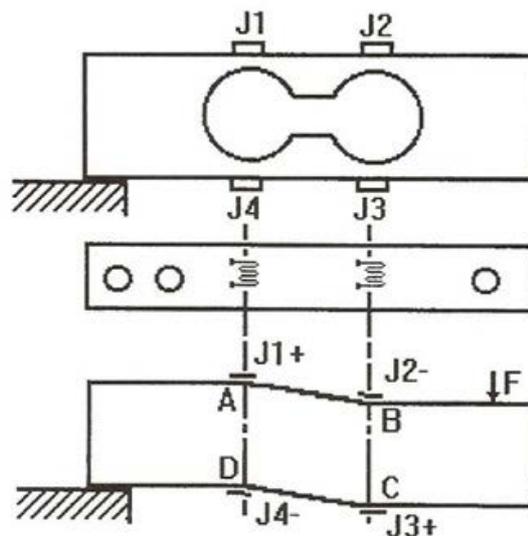
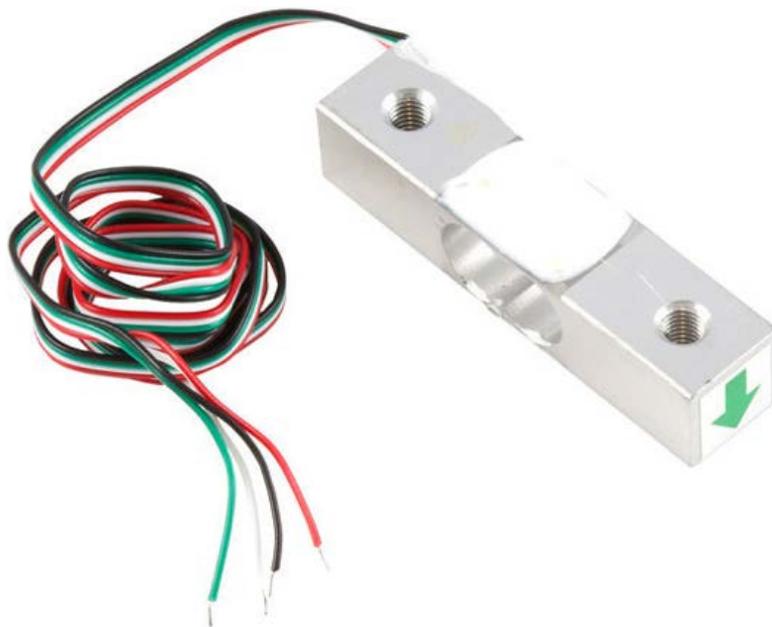


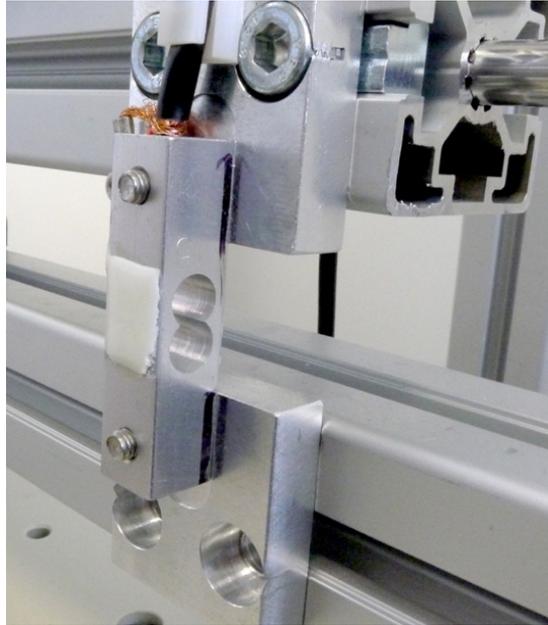
Figure 4-9 : Schéma de fonctionnement d'un capteur de flexion avec 4 résistances montées en pont de Wheatstone. D'après [<http://pesage.biz/le-pesage-et-ses-techniques/capteurs-de-pesage-a-jauges-de-contrainte-load-cell/>]

Des tests de précision et de répétabilité ont été effectués en appliquant progressivement des poids croissants et les résultats ont montré que la relation tension/force était parfaitement linéaire avec une tension qui varie de 0.2 mV par kilogramme. Par ailleurs, la répétition des mesures a montré une grande stabilité entre le poids appliqué et la tension de sortie.

Le capteur est fixé sur le dispositif mécanique de façon à mesurer la contrainte de rotation externe exercée par le sujet (Figure 4-11).



*Figure 4-10 : Photographies du capteur de force à jauge CZL635-20. La flèche verte indique la direction de la contrainte à appliquer pour une mesure valide. Noter la présence des jauges recouvertes de silicone blanc de part et d'autre de la zone d'élasticité du corps d'épreuve (trous).*



*Figure 4-11 : Photographies du capteur de force à jauge de contrainte fixé entre le bras mobile et la butée métallique entre les deux structures.*

➤ Le module électronique

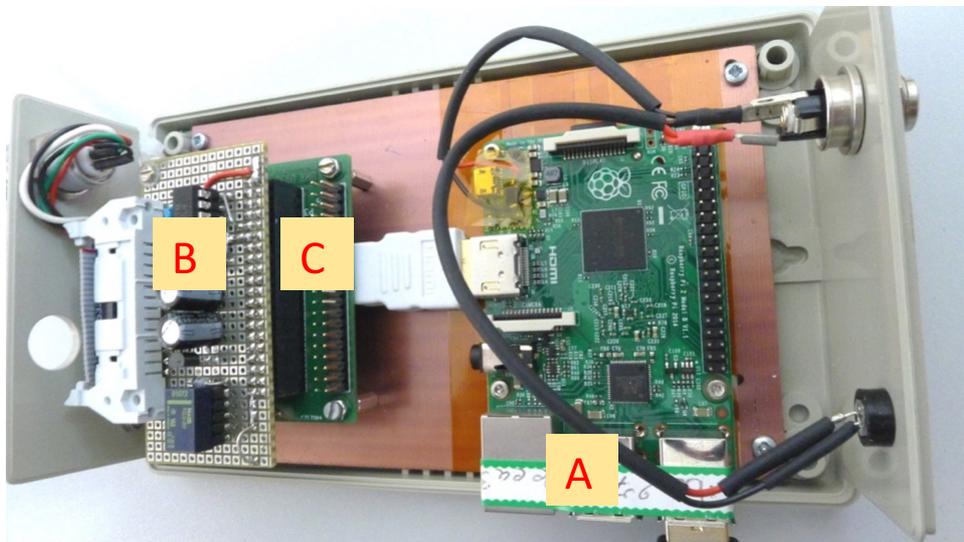
Le module électronique comporte 3 cartes spécifiques : une carte « mesure de force », une carte « commande de sauvegarde de l'élastogramme » et enfin une carte « traitement et affichage » (Figure 4-12).

La carte « mesure de force » polarise le ponde Wheastone constitué des jauges de contraintes. Elle amplifie le signal en provenance du capteur puis le numérise avec un convertisseur analogique numérique 12 bits. Le signal numérique en sortie du convertisseur est envoyé à un nano-ordinateur Raspberry Pi2™ (Raspberry Pi Foundation, Caldecote, Cambridgeshire, Royaume-Uni) via une liaison SPI (Serial Peripheral Interface). Le Raspberry Pi2™ est équipé d'un processeur Broadcom BCM2836™ (Broadcom Corporation, Irvine, CA, Etats-Unis) à quatre cœurs ARM version 7 (Acorn RISC (Reduced Instruction Set Computer) Machine, ARM Holdings plc, Cambridge, Royaume-Uni.) cadencé à 900 MHz, accompagné de 1 Go de RAM. La sensibilité du système est ajustée à 5,5 g (LSB, Least Significant Bit).

La carte « commande de sauvegarde élastogramme » permet le déclenchement programmé des enregistrements des images échographiques et des élastogrammes sur l'appareil Aixplorer™ (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France).

La carte de traitement et d'affichage correspond au nano-ordinateur Raspberry Pi2™. Ce dernier comporte 4 ports USB, 1 port Ethernet RJ45 et un processeur vidéo HDMI (1920x1200) ainsi qu'un port GPIO 40 broches qui permet de connecter une multitude d'interfaces avec différents protocoles de transmission comme une liaison SPI (carte mesure de force) ou de commander des systèmes logiques. Le système d'exploitation (OS) Raspbian™ (noyau Linux) est installé sur une carte mémoire MicroSD d'une capacité de 16Go. Raspbian est un système d'exploitation libre et gratuit fondé sur GNU/Linux/Debian et optimisé pour fonctionner sur un Raspberry Pi™ [33].

Après la mise sous tension, le Raspberry Pi2™ affiche un bureau qui comporte des barres de menu et des icônes pour démarrer les différentes applications: navigateur internet, explorateur de fichiers, traitement de texte, logiciels de programmation et le programme d'élastographie que nous avons développé.



*Figure 4-12 : Photographies du module électronique équipé des 3 cartes spécifiques. A droite, se trouve la carte de traitement et d'affichage (Raspberry Pi2™) (A) et à gauche, les deux autres cartes superposées : sauvegarde et commande élastogramme (B) et mesure de force (C)*

Le Raspberry Pi2™ a été choisi pour son coût réduit (environ 35€), la possibilité de connecter des cartes électroniques développées au laboratoire (carte mesure de force et carte commande

sauvegarde élastogramme), et surtout la possibilité de développer des programmes avec un OS fixe et stable dans le temps. Cela évite d'avoir la désagréable surprise d'un programme qui ne fonctionne plus après une remise à jour du système d'exploitation ou lors de son installation sur un autre ordinateur pour une éventuelle duplication. De plus nous alimentons toute l'électronique avec une alimentation aux normes médicales FW7401M/05 (FRIWO Gerätebau, Ostbeven, Allemagne, DT12 Medical).

#### ➤ Programme informatique et interface graphique

La réalisation du programme informatique permettant de configurer l'ensemble du système avec le contrôle des 2 cartes électroniques et l'affichage graphique a été réalisé avec le langage de programmation Python. Il s'agit d'un langage de programmation objet, placé sous une licence libre et fonctionnant sur la plupart des plates-formes informatiques. Cependant, dans le cas présent, pour effectuer la programmation nous avons utilisé un programme de développement interactif. Il s'agissait de Spyder (Scientific PYthon Development EnviRonment) qu'il a été nécessaire d'installer sur le Raspberry Pi2™. Il est de licence libre type MIT, et intègre de nombreuses bibliothèques d'usage scientifique. Son utilisation est très proche de celle de MATLAB™(The MathWorks, Inc., Natick, MA, Etat-Unis).

L'interface graphique correspond à une fenêtre logicielle ouverte sur l'écran d'ordinateur et représentant des courbes de contraintes en kilogrammes (ordonnée) en fonction du temps (abscisse).

Un curseur mobile défile sur l'écran selon l'axe X à une vitesse constante qui est prédéfinie par l'opérateur, et dont la position selon l'axe Y dépend de l'effort produit en rotation externe par le sujet contre le capteur de force. Le sujet a par conséquent une représentation instantanée de l'effort qu'il fournit et de l'adéquation de cet effort avec une courbe de contrainte de référence choisie dans une bibliothèque qui peut être facilement enrichie par le praticien (Figure 4-13).

Plusieurs fonctions simples permettent de choisir le profil de la courbe de contrainte, la valeur de la contrainte maximale, la durée en seconde de l'épreuve, qui fixe la vitesse de déplacement du curseur. Il est également possible de tarer le capteur de force par la fonction « calibration » et de démarrer ou d'arrêter l'épreuve.

Les courbes de contraintes sont issues de classeur .csv et sont facilement réalisables à la demande en fonction de paramètres étudiés.

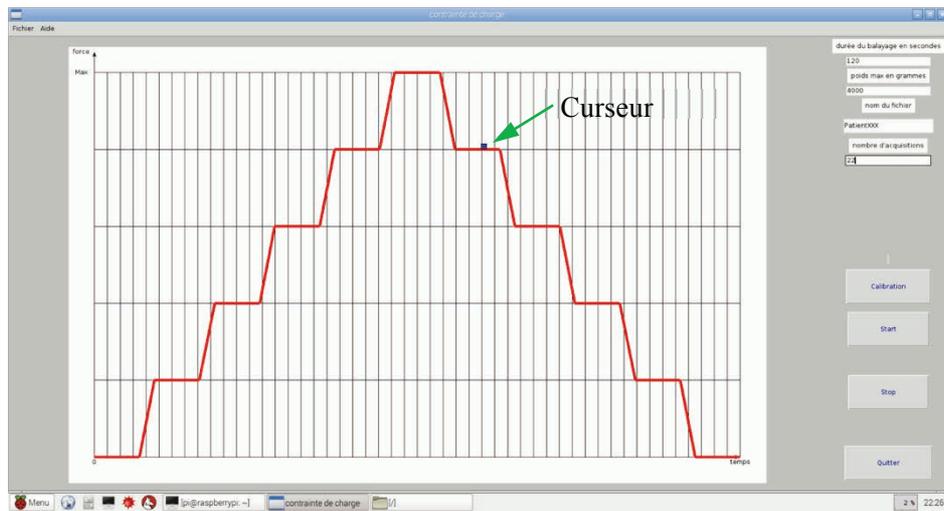


Figure 4-13 : Capture d'écran de la fenêtre de l'interface graphique. Une courbe est représentée en rouge entre le temps (abscisse) et la contrainte mécanique appliquée sur le capteur (en ordonnée). La force appliquée sur le capteur est représentée par un petit carré bleu mobile.

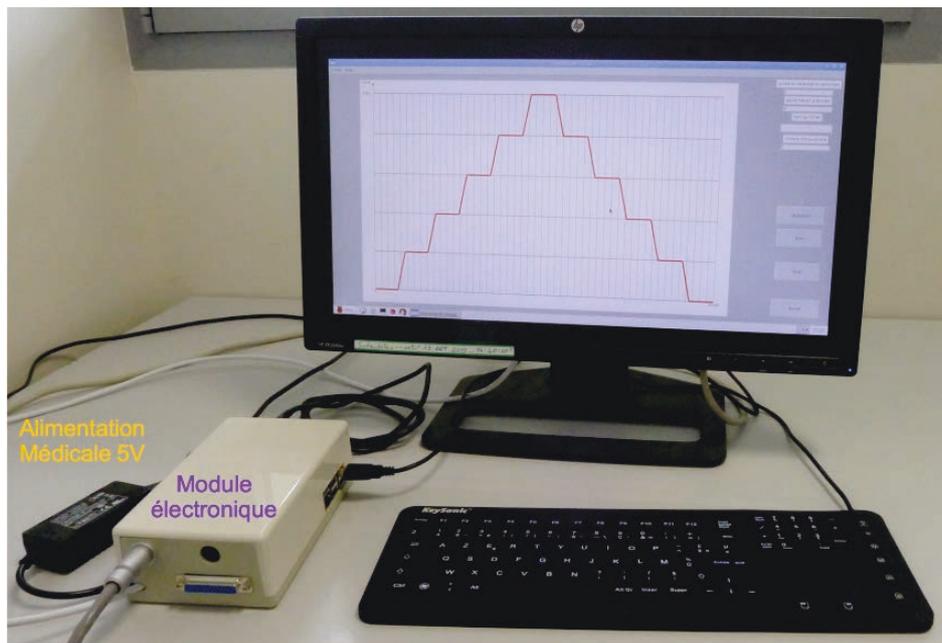


Figure 4-14 : Photographies du module électronique équipé des 3 cartes spécifiques et de l'interface graphique avec une courbe à degrés affichée. Noter le câble d'arrivée blindé provenant du capteur limitant les artefacts d'origine électromagnétique.

La force appliquée par le sujet pendant l'épreuve est enregistrée dans un fichier avec les tops de sauvegarde de l'élastogramme pour permettre de tracer les courbes de célérité de l'onde transversale en fonction de la force (figure 4-16).

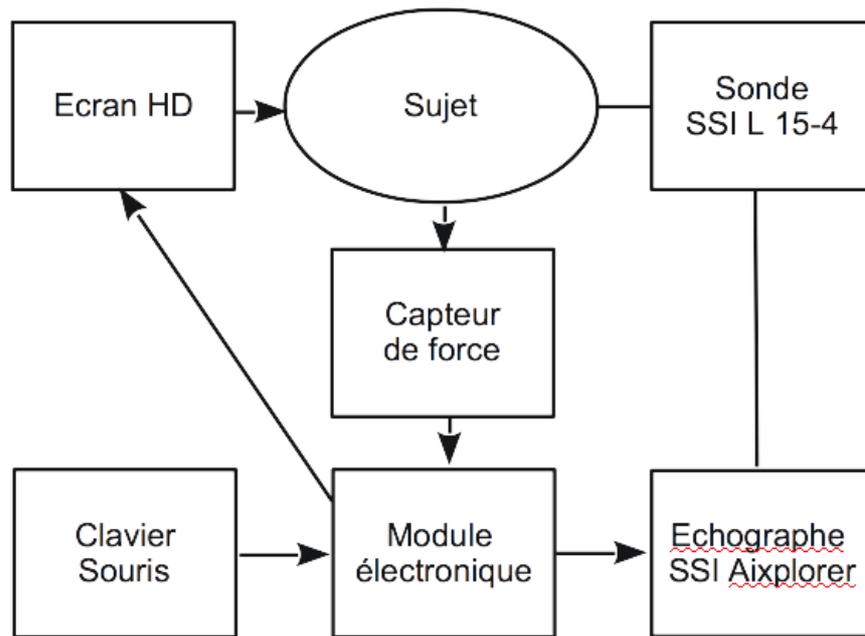


Figure 4-15 : Schéma fonctionnel avec les relations entre le sujet, l'interface graphique, l'élastographe, et le capteur de force.

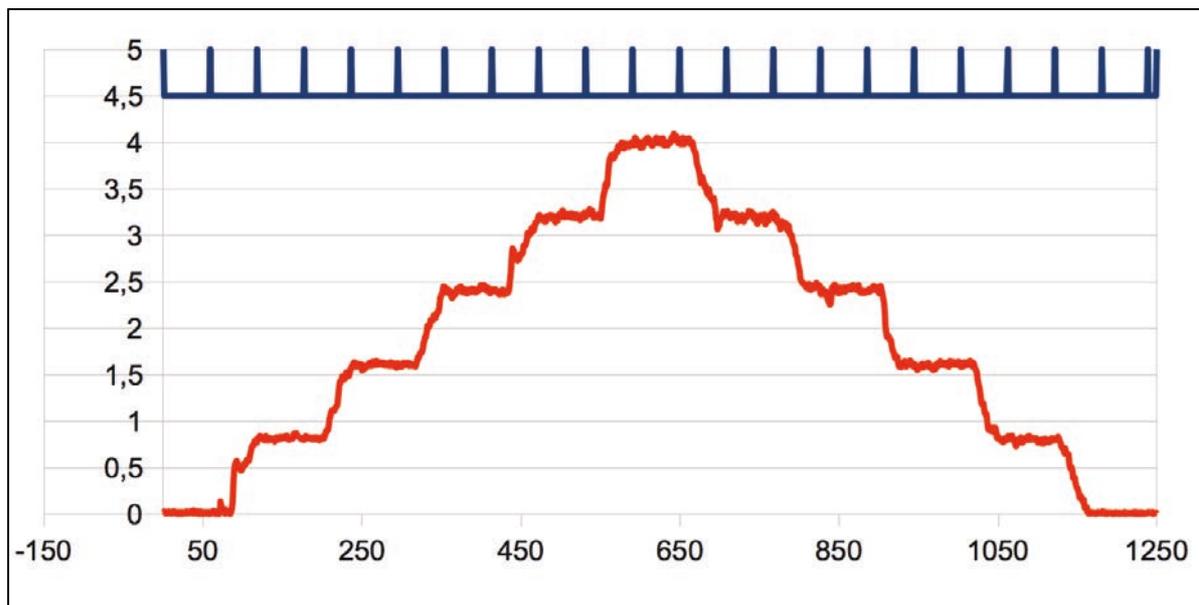


Figure 4-16 : Représentations graphiques d'un exemple du recueil de l'effort fourni par un sujet (courbe rouge) et des acquisitions élastographiques (courbe bleue) en fonction du temps. L'axe des abscisses est exprimé en nombre de points sur l'écran et l'axe des ordonnées est exprimé en kilogramme.

### 4.3 : Réalisation des mesures et résultats préliminaires

Après montage du cadre métallique d'assise et la réalisation du module électronique, nous avons procédé à des mesures initiales. Nous décrivons ici le protocole pratique de ces mesures et nous en rapportons les résultats préliminaires.

#### 4.3.1 : Conduite des mesures élastographiques de l'ISP

Les mesures ont été réalisées uniquement sur volontaires sains d'âge différents et ayant donné leur accord pour participer aux mesures. Un interrogatoire précis sur les antécédents médicaux et chirurgicaux était réalisé. Les éventuelles douleurs et interventions chirurgicales subies avaient également été colligées.

Un examen échographique standard en mode B était alors réalisé sur l'épaule gauche.

Le matériel utilisé était une machine Aixplorer Multiwave™ (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France). Le protocole d'exploration correspondait à celui qui est utilisé par les radiologues spécialisés en pathologie ostéoarticulaire du CHU de Tours. Cet examen commençait par une évaluation du tendon de la longue portion du biceps brachial, puis du tendon du muscle sous scapulaire. Le muscle sous scapulaire n'est malheureusement pas accessible en échographie standard.

La coiffe tendineuse postéro-supérieure était alors analysée à la recherche de rupture, partielle ou transfixiante. Enfin, les corps musculaires des muscles supra-épineux et surtout ISP étaient évalués dans le plan axial et sagittal. Une éventuelle modification d'anisotropie était recherchée en comparant les images ultrasonores avec celles du deltoïde sus-jacent.

Pour l'ISP, des repères anatomiques limitrophes étaient aussi précisés (tubercule de l'épine de l'omoplate, bord médial de l'omoplate, bord postérieur de la glène) puis, l'organisation et la position relative des 3 sous unités du corps musculaire étaient évaluées afin de faciliter le positionnement ultérieur de la sonde d'élastographie. Des repères cutanés étaient positionnés afin de représenter l'orientation des fibres de l'ISP dans sa partie moyenne. La perpendiculaire à cette direction indiquait l'orientation de la sonde dans le plan sagittal (Figure 4-17 et Figure 4-18).



*Figure 4-17 : Photographie des repères cutanés tracés au feutre en regard de la fosse infra-épineuse, dans l'axe et perpendiculaire aux fibres musculaires de la portion médiane.*



*Figure 4-18 : Photographie de la sonde positionnée dans l'axe des fibres musculaires de la portion médiane. Noter le bras articulé verrouillant la position de la sonde.*

Les sujets étaient alors invités à s'asseoir dans la chaise de contrainte précédemment décrite (Figure 4-20).

Le démarrage du logiciel avait été effectué au préalable. Les réglages de la date et de l'heure précise de l'examen en accord avec l'appareil d'élastographie nous permettait par la suite de retrouver les courbes correspondant aux images élastographiques.

Après l'installation, la phase de réglage de la position assise du sujet suivait. Deux éléments particuliers étaient précisément modifiés en fonction du morphotype du sujet : la position de la poignée à saisir du côté gauche (Figure 4-19) et la position coaxiale de l'axe de rotation du système et de la tête de l'humérus. Le capteur était alors « calibré » en étant certain de ne pas y appliquer de contrainte particulière (réglage du zéro).

Le sujet était alors autorisé à se familiariser avec le mouvement en rotation externe.

Nous expliquions en particulier de la nécessité de ne pas se contracter sur la poignée mais au contraire d'être le plus relâché possible et de ne mettre en jeu que les muscles rotateurs externes pour faire bouger verticalement le curseur sur l'écran (axe Y) afin qu'il suive au plus près la courbe de contrainte affichée. Un délai d'adaptation était nécessaire d'autant plus que le capteur de force est très sensible.

En pratique, une partie non négligeable de l'ISP est recouverte par le volume musculaire du deltoïde. La limite se situe au niveau du tubercule de l'épine de l'omoplate. Nous avons préféré nous affranchir du deltoïde en nous positionnant en dedans du tubercule. En effet, l'épaisseur musculaire pourrait avoir une influence sur l'action du « push » ultrasonore mais surtout sur la qualité de la mesure de la célérité des ondes de cisaillement (Figure 4-21).

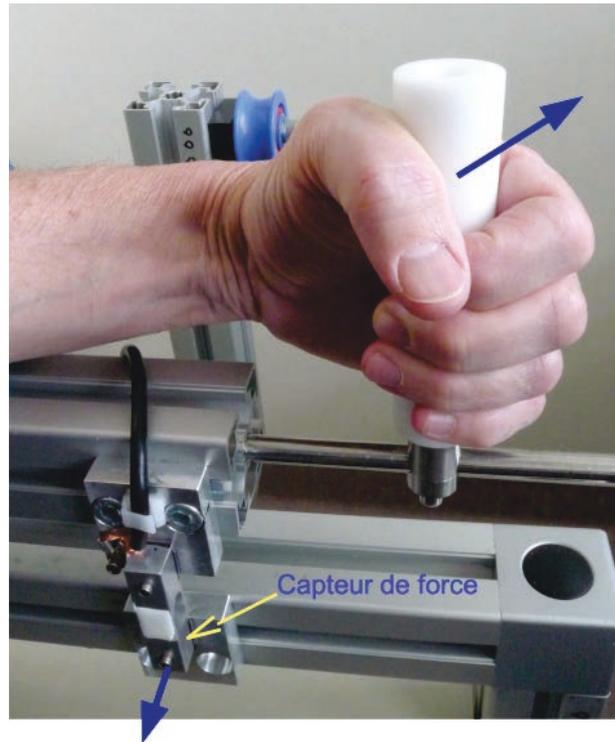


Figure 4-19 : Photographie de la position de la main du sujet empoignant le bras mécanique mobile. Noter la position du capteur et sa butée contre la partie immobile du cadre.

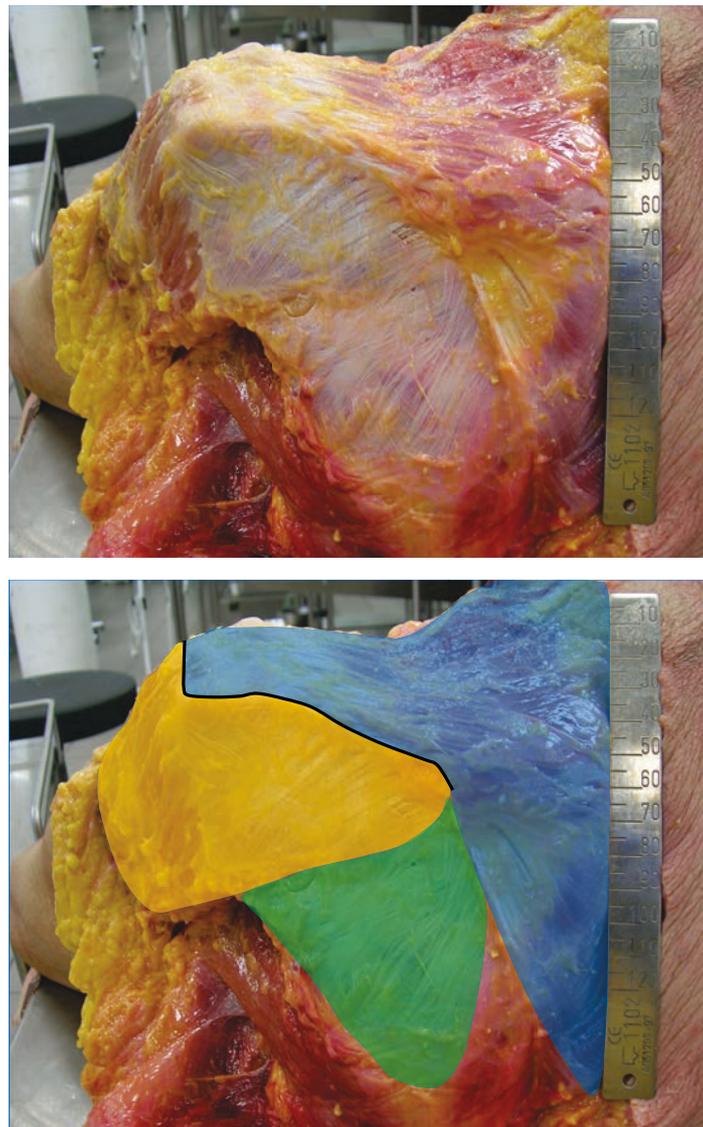


Figure 4-20 : Photographie de la position expérimentale. Noter le rachis vertical contre le dossier, la sonde d'élastographie positionnée et maintenue par le dispositif articulé et enfin, la saisie des deux poignées pour équilibrer l'effort fourni. La flèche rouge indique la direction de l'effort en rotation externe.

Nous avons donc eu accès à la partie la plus médiale du corps musculaire.

Cependant, la structure tendineuse centrale, assez superficielle, aurait pu entraver les mesures en cas de positionnement trop latéral.

Le sujet adaptait son effort, représenté à l'écran par le curseur mobile, à la courbe de contrainte prédéfinie. En même temps, des élastogrammes étaient saisis à l'écran de l'échographe SSI et archivés pour une analyse ultérieure. Ils étaient effectués à des intervalles de temps réguliers au cours de l'effort, et réalisés perpendiculairement et parallèlement à l'axe des fibres musculaires (Figures 4-22 et 4-23).



*Figure 4-21 : Photographies de préparations anatomiques. Le muscle deltoïde est matérialisé en jaune, le muscle trapèze en bleu et la partie du muscle ISP directement accessible sous la peau en vert. Acromion et épine de l'omoplate sont surlignés en noir. Vue postérieure. Echelle en centimètre.*

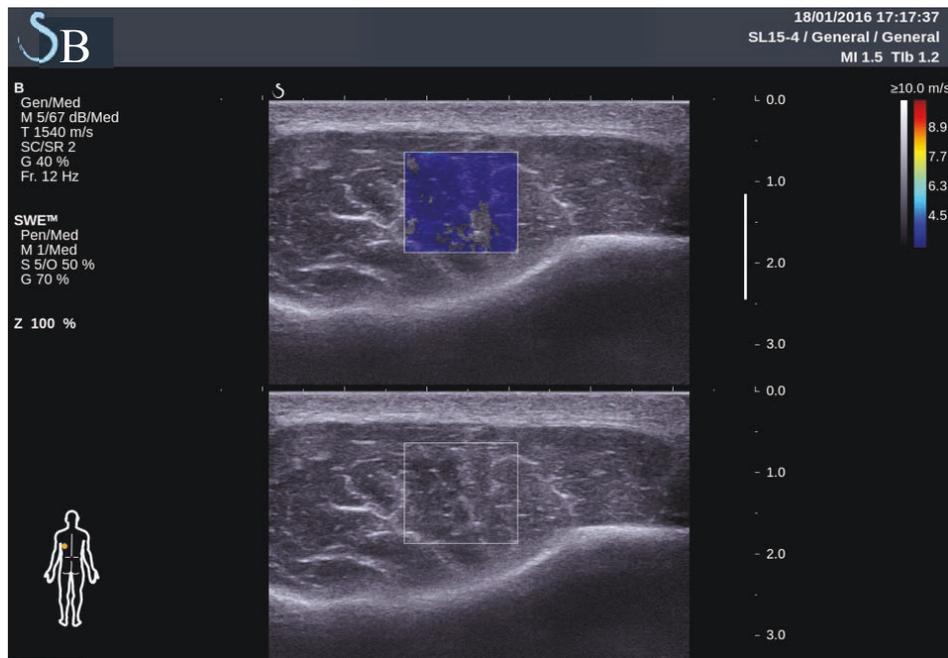
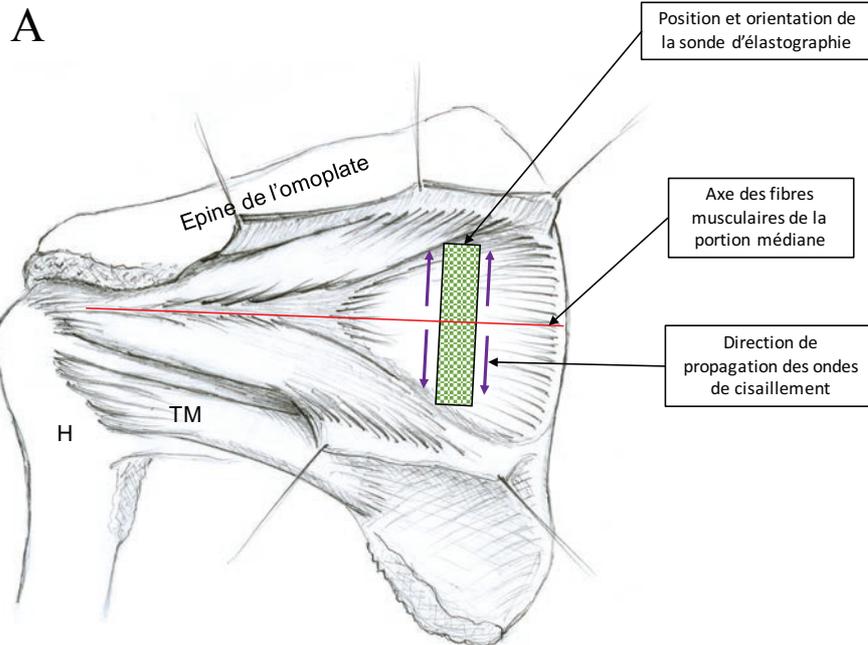


Figure 4-22 :

*A : Représentation schématique du positionnement et de l'orientation de la sonde d'élastographie perpendiculaire à l'axe des fibres musculaires de la partie médiane.*

*B : Capture d'écran correspondant, avec l'élastogramme (écran supérieur) et l'image en mode B (écran inférieur). Noter l'absence complète de conformation fibrillaire et l'écho de l'écaille de l'omoplate à la partie basse de l'image.*

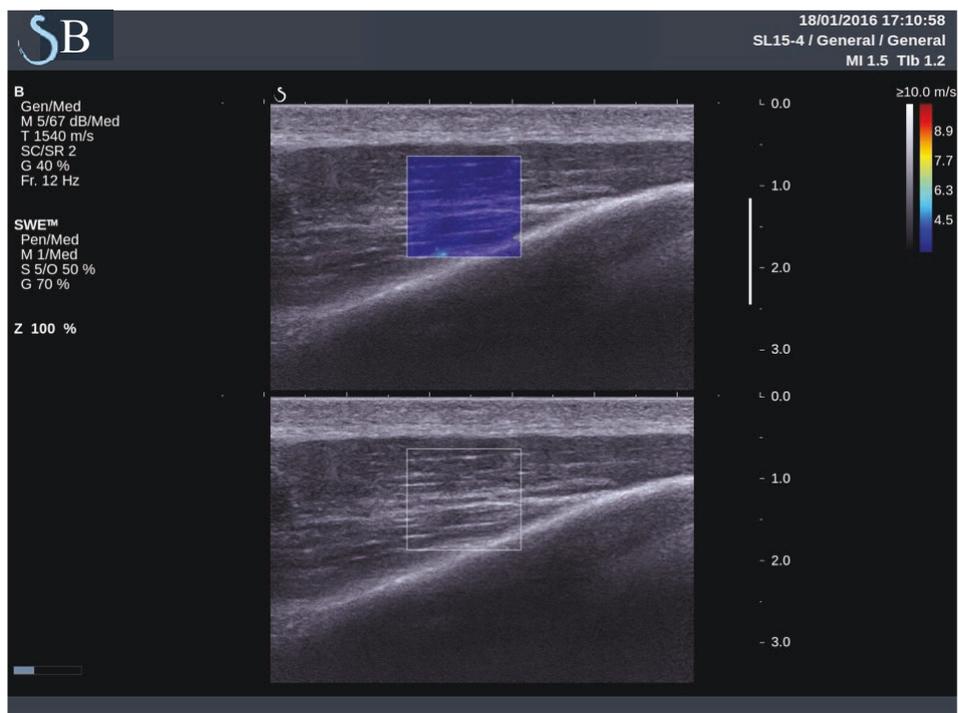
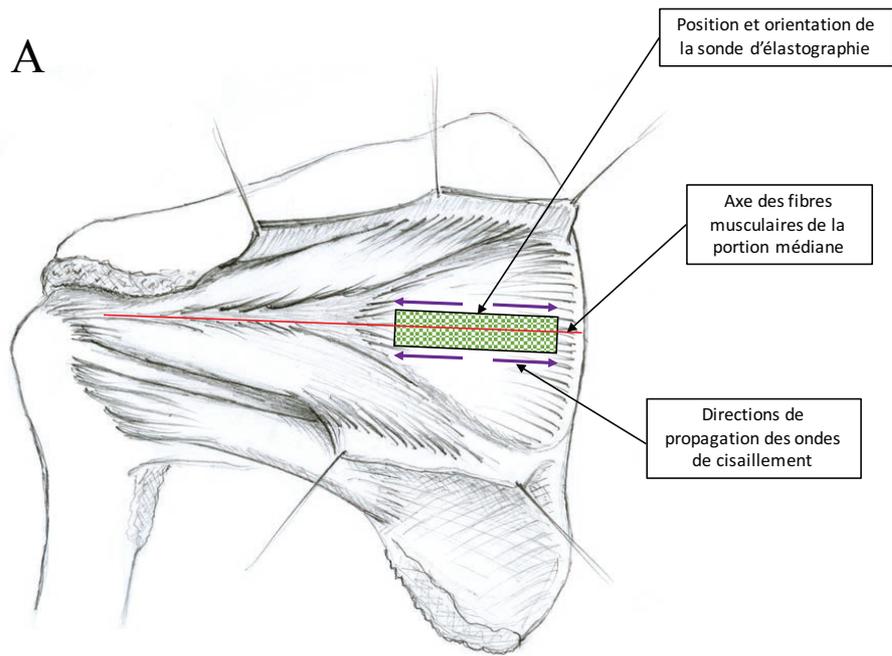


Figure 4-23 :

*A* : Représentation schématique du positionnement et de l'orientation de la sonde d'élastographie parallèle à l'axe des fibres musculaires de la partie médiane.

*B* : Capture d'écran correspondant, avec l'élastogramme (écran supérieur) et l'image en mode B (écran inférieur). Noter la conformation fibrillaire du muscle et l'écho de l'écaille de l'omoplate à la partie basse de l'image.

## 4.3.2 : Résultats préliminaires

Les mesures que nous avons effectuées concernaient essentiellement des volontaires sains. Ils étaient tous de sexes masculins mais d'âge très différents.

Nous avons regardé quelles étaient les évolutions de la vitesse des ondes de cisaillement au cours de la réalisation d'un effort progressif en rotation externe, mais aussi en fonction de l'âge et de l'orientation de la sonde d'élastographie par rapport aux fibres musculaires.

Nous avons également évalué quelles étaient les valeurs absolues de la vitesse des ondes de cisaillement pour une contrainte donnée, en fonction de l'âge.

### 4.3.2.1 : Effort à croissance progressive et vitesse des ondes de cisaillement

Il a été demandé au sujet de suivre une courbe à pallier. Cette dernière commençait à 0 et se finissait à 4 Kg de rotation externe. Les élastogrammes ont été sauvegardés et analysés à chaque pallier. Cinq élastogrammes étaient retenus pour chaque pallier. Pour chaque mesure, trois évaluations étaient faites, avec à chaque fois le dessin d'une nouvelle région d'intérêt dans la zone musculaire évaluée. Un moyennage des valeurs était finalement établi.

Les mesures ont été faites parallèlement et perpendiculairement à l'axe des fibres musculaires.

Le graphique de la figure 4-24 montre une augmentation de la vitesse de propagation des ondes de cisaillement dans l'axe des fibres avec l'effort produit.

De plus, nous constatons qu'il existe deux profils de courbes différents, dépendant de l'âge des sujets.

Les courbes situées à la partie haute, sont issues de mesures de sujets âgés de 21 et de 35 ans. A l'inverse, les courbes de la partie basse du graphique correspondent aux résultats de sujets âgés de 58, 60 et 70 ans.

La représentation des déviations standards (écart-types) permet de montrer que la différence entre les deux types de courbe est très probablement statistiquement significative.

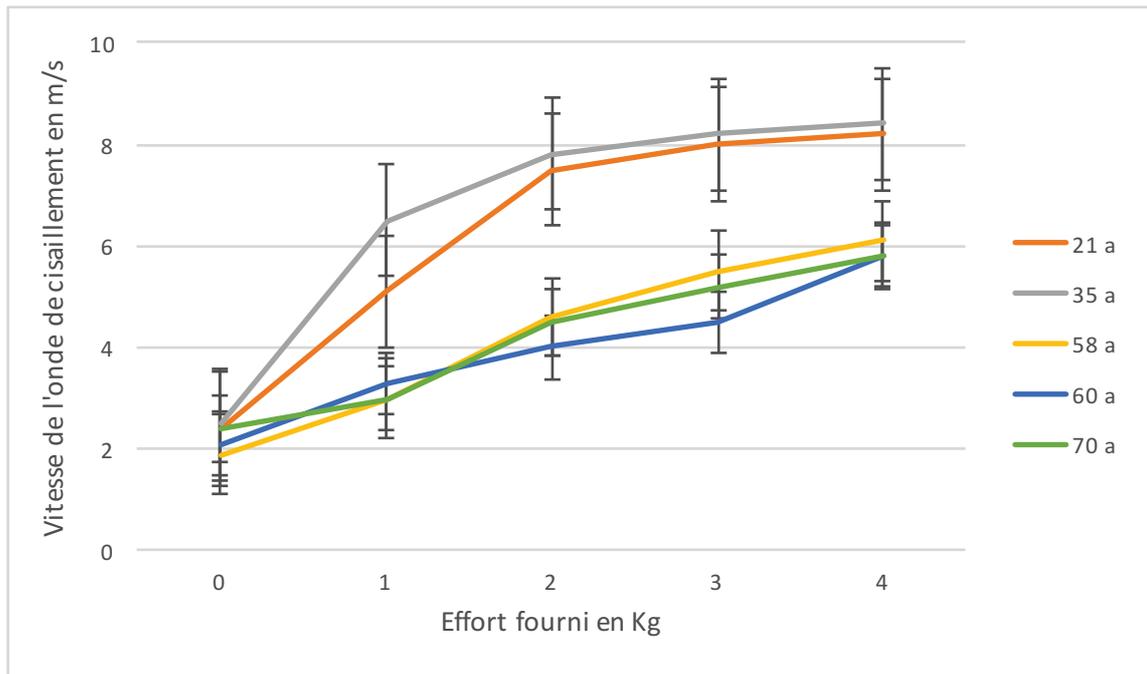


Figure 4-24 : Courbes représentant la vitesse de propagation des ondes de cisaillement dans l'axe des fibres musculaires de l'ISP médian, en fonction de l'effort fourni. Légende : âge en années.

Ces résultats nous laissent penser que le muscle d'un sujet jeune et d'un sujet plus âgé, n'ont pas le même comportement viscoélastique pour fournir l'effort attendu.

Alors que le muscle jeune est dur dès la production d'effort faibles à modérés, avec pour conséquence des vitesses d'ondes de cisaillement rapidement élevées, son comportement viscoélastique ne change que très peu pour passer d'un effort de 2 à 4 Kg. A l'opposé, le muscle sénescence montre une progression plus linéaire dans les modifications de ses propriétés viscoélastiques, avec un passage d'un effort de 0 à 4 Kg pour des vitesses de cisaillement passant de 2 à 6 m/s. Cette évolution correspond à une pente d'environ 1 m/s pour 1 Kg d'effort supplémentaire.

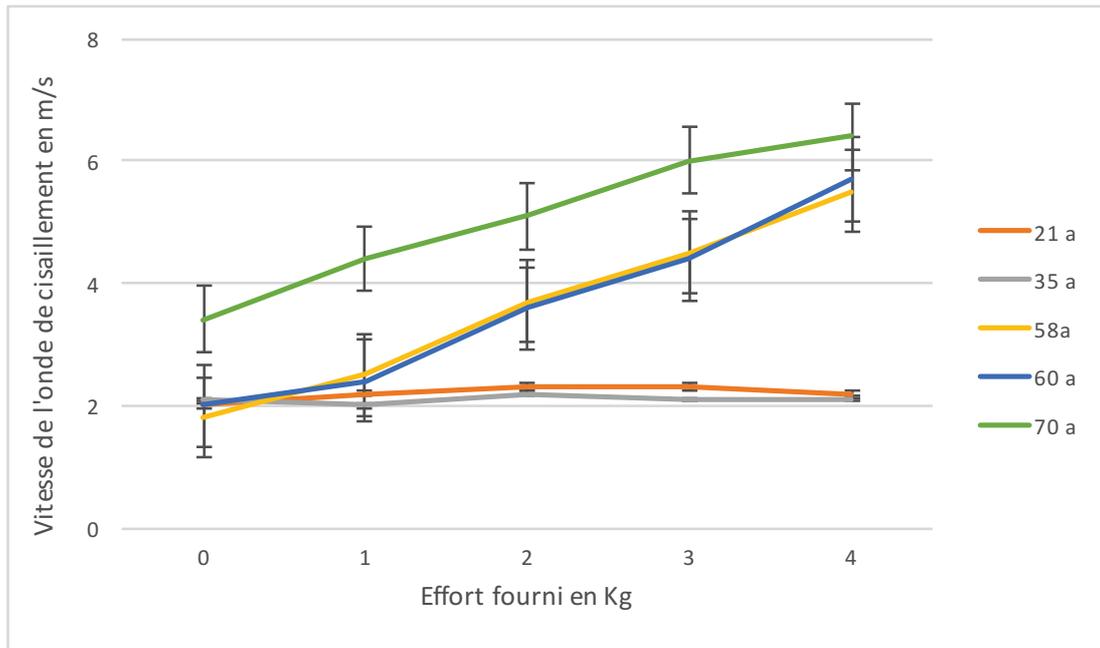


Figure 4-25 : Courbes représentant la vitesse de propagation des ondes de cisaillement perpendiculaire à l'axe des fibres musculaires de l'ISP médian, en fonction de l'effort fourni. Légende : âge en années.

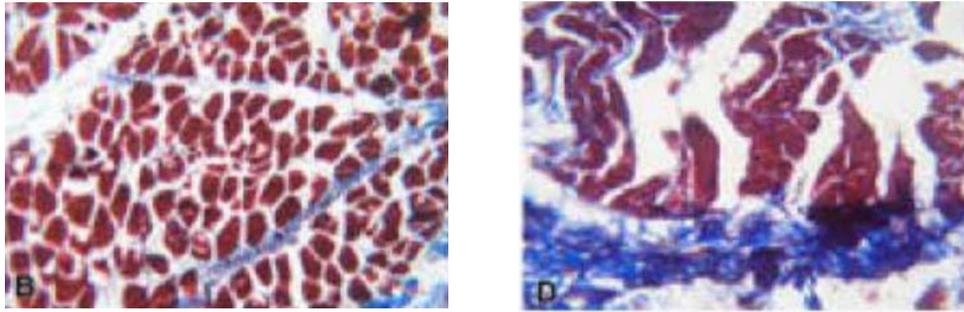
Les courbes du graphique de la figure 4-25 apportent une information importante. Le muscle jeune ne montre pas de modification des vitesses des ondes de cisaillement dans une direction perpendiculaire à l'axe des fibres musculaires en fonction de l'effort produit. Ce n'est pas le cas pour le muscle sénescant. Nous constatons en effet une tendance à l'augmentation de ces vitesses avec l'effort.

En référence à notre hypothèse scientifique de départ et aux publications sur le sujet, une explication possible à cette différence liée à l'âge pourrait être une désorganisation structurale relative du muscle sénescant, entraînant une diminution de l'anisotropie du muscle strié squelettique (Figure 4-26).

En effet, le muscle sénescant est caractérisé par d'importantes modifications de volume mais aussi de structure.

Il a été montré que le muscle strié squelettique perd 1 à 2% de sa masse tissulaire stricte tous les ans entre 30 et 70 ans [34]. En même temps que le muscle perd de la masse, il subit une augmentation et une infiltration de tissus non musculaires (adipeux et fibreux) [35, 36].

La présence de ces tissus non musculaires a pour conséquence une désorganisation relative de l'aspect fibrillaire. Le muscle devient plus « flou » sur les images échographiques.



*Figure 4-26 : Coupes histologique d'un muscle strié d'un sujet de 12 ans et d'un sujet de 76 ans. Noter la désorganisation relative et le tissu adipeux. D'après [37]*

En plus de la diminution de la masse musculaire, il existe une modification de la composition des fibres du muscle. Ainsi, le muscle sénescant est frappé par une diminution plus importante du nombre et de la taille des fibres de type II, ou fibres rapides, au profit des fibres de type I [38-40]. Cette redistribution du type de fibres musculaires pourrait expliquer le caractère plus linéaire de la contraction avec un recrutement progressif des fibres musculaires en fonction de l'effort à fournir. Enfin, un dernier mécanisme pouvant précipiter les altérations musculaires chez le sujet âgé reste la cause neurogène.

Brown et Doherty [41-44] ont montré que le muscle âgé présentait une diminution du nombre d'unités fonctionnelles motrices. La structure même du muscle montrerait des zones de dénervation et de ré-innervation, en fonction de l'évolution du nombre de motoneurones [45].

#### 4.3.2.2 : Etudes des trois sous unités du muscle ISP

Nous avons aussi observé le comportement de chaque sous unité du muscle ISP au repos et au cours d'un effort calibré chez 3 volontaires sains jeunes, âgés de 16 à 32 ans.

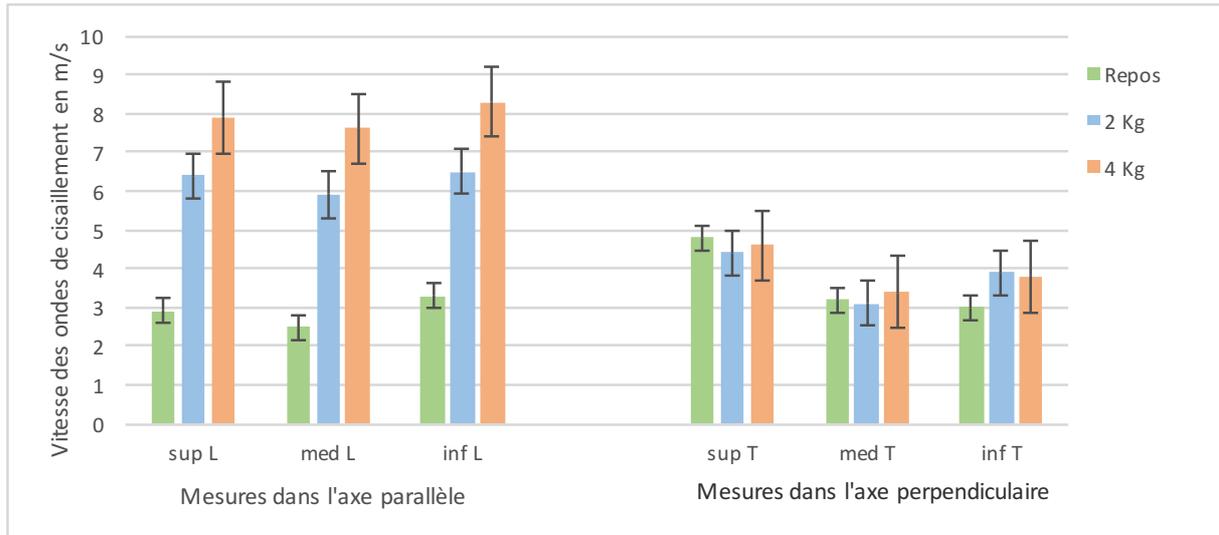


Figure 4-27 : Représentations des moyennes de trois volontaires sains, des vitesses des ondes de cisaillement pour les 3 portions de l'ISP parallèles et perpendiculaires aux fibres musculaires. sup : portion supérieure, med : portion médiane, inf : portion inférieure, L : longitudinal, T : transversal.

Le graphique de la figure 4-27 est conforme avec les valeurs que nous avons retrouvées précédemment pour la portion médiane de l'ISP représentées sur le figure 4-24 pour les moins de 35 ans.

Les mesures des vitesses des ondes de cisaillement se propageant dans l'axe des fibres musculaires progressent avec l'effort fourni dans les trois portions du muscle ISP. Il n'y a cependant pas de relation linéaire. En effet, pour passer de 2 à 4 Kg de contrainte, les vitesses n'augmentent que de 6 à 8 m/s.

La forme de la courbe peut s'expliquer par le fait que la vitesse de l'onde cisaillement est le résultat de la fonction racine carrée. Nous pouvons penser qu'une contrainte extérieure appliquée au muscle se traduit par une modification du module de cisaillement de celui-ci. D'ailleurs l'analogie avec la corde tendue fait apparaître que la force de tension est incluse dans le module de cisaillement et nous pouvons alors en déduire que le module de cisaillement global  $\sigma_g$  dans une direction est défini par :

$$\sigma_g = \sigma_0 + \sigma_e$$

Où  $\sigma_0$  représente le module de cisaillement du muscle au repos et  $\sigma_e$  représente la variation du module de cisaillement en fonction de la force externe.

On peut alors écrire :

$$\rho V_s^2 = \rho V_{s0}^2 + \sigma_e$$

$$\Rightarrow V_s^2 = V_{s0}^2 + \frac{\sigma_e}{\rho}$$

$$\Rightarrow V_s = \sqrt{V_{s0}^2 + \frac{\sigma_e}{\rho}}$$

$\sigma_e$  est une grandeur qui dépend d'une contrainte extérieure, de la direction de l'onde de cisaillement et de l'architecture du tissu observé et donc de l'état du muscle.  $V_{s0}$  correspond à la vitesse de cisaillement dans le muscle au repos sans contrainte externe

A l'inverse, sur les 3 sujets jeunes (moins de 32 ans) les mesures effectuées perpendiculaires à l'axe des fibres musculaires ne montrent pas de variation significative de la vitesse de cisaillement quel que soit l'effort fourni, et ce pour les trois sous unités du muscle ISP.

## 4.4 : Conclusion et perspectives

Les résultats que nous avons obtenus sont préliminaires. Ils ne concernent qu'un nombre limité de volontaires sains. Cependant, ils semblent confirmer notre hypothèse scientifique initiale. Ainsi, le muscle ISP pourrait être exploré par élastographie ultrasonore. Les informations obtenues par le biais de cet examen nous renseigneraient sur l'état d'anisotropie des différentes portions du muscle à condition de réaliser des mesures dans l'axe des fibres et perpendiculaire à cet axe.

Plusieurs limitations à notre protocole expérimental existent.

La première est une limitation liée à l'examineur. Les difficultés techniques pour réaliser en pratique de façon fiable et reproductibles les mesures sont importantes. L'expérience de l'opérateur, sa connaissance très précise de l'anatomie du muscle, sa connaissance du mode de fonctionnement de l'appareil et sa rigueur sont cruciales pour espérer obtenir des valeurs significatives.

La deuxième limitation est liée au sujet à explorer. Il doit impérativement se familiariser avec le système, bien comprendre la tâche demandée et savoir se décontracter afin de produire un effort adéquat.

Enfin, l'Aixplorer™ (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) est adapté pour une mesure d'ondes de cisaillement dont la vitesse est inférieure à 10 m/s. Dans un certain nombre de cas, chez des sujets jeunes, nous avons été surpris par une tendance à la diminution de la vitesse mesurée des ondes de cisaillement pour des efforts maximaux. La question d'une limite de l'appareil à mesurer des vitesses élevées s'est posée. Il existe aussi un phénomène de saturation de la région d'intérêt en cas de contraction maximale qui sous-estime probablement les mesures.

En conclusion, les résultats obtenus montrent un potentiel d'exploration fort et inédit des muscles de la coiffe postéro-supérieure, en particulier chez des sujets avec des altérations fonctionnelles de l'épaule.

La mise en place d'une étude clinique d'envergure suffisante est indispensable pour confirmer ces résultats préliminaires et valider les conditions de mesures, face à une référence qui pourrait être l'IRM optimisée pour l'exploration structurelle des muscles et l'analyse informatisée des images.

## Bibliographie Quatrième Partie

1. Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, Takahashi H. Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. PLoS One. 2012;7(9): e45764.
2. Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, Fukubayashi T. Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography: A feasibility study. Clin Radiol. 2011 Sep;66(9):815-9.
3. Schreiber, V, Smekal, V, De Zordo, T, Fink, C, Feuchtner, G, Klauser, A, Real-Time Sonoelastography in Rotator Cuff Imaging and Comparison to Magnetic Resonance Imaging as Gold Standard. Radiological Society of North America 2009 Scientific Assembly and Annual Meeting, November 29 - December 4, 2009, Chicago IL. <http://archive.rsna.org/2009/8016421>.
4. Faschingbauer R, Schreiber VM, Feuchtner GM, Soegner P, Smekal V, Jaschke W, Klauser AS. Evaluation of findings in sonoelastography in fatty atrophy in rotator cuff compared to magnetic resonance tomography. European Congress of Radiology 2010, Vienna, March 5th – 9th.
5. Botar-Jid C, Damian L, Ducea SM, Vasilescu D, Rednic S, Badea R. The contribution of ultrasonography and sonoelastography in assessment of myositis. Med Ultrason. 2010 Jun;12(2):120-6.
6. Niitsu M, Michizaki A, Endo A, Takei H, Yanagisawa O. Muscle hardness measurement by using ultrasound elastography: a feasibility study. Acta Radiol. 2011 Feb 1;52(1):99-105.
7. Gennisson JL. Le palpeur acoustique: un nouvel outils d'investigation des tissus biologiques. Acoustique [physics.class-ph]. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2003. Français. [tel-00006100].

8. Gennisson JL, Catheline S, Chaffai S, Fink M. Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am*. 2003 Jul;114(1):536-41.
9. Wang M, Byram B, Palmeri M, Rouze N, Nightingale. Imaging transverse isotropic properties of muscle by monitoring acoustic radiation force induced shear waves using a 2-D matrix ultrasound array. *IEEE Trans Med Imaging*. 2013 Sep;32(9):1671-84.
10. Drakonaki EE, Allen GM. Magnetic resonance imaging, ultrasound and real-time ultrasound elastography of the thigh muscles in congenital muscle dystrophy. *Skeletal Radiol*. 2010 Apr;39(4):391-6.
11. Vasilescu D, Vasilescu D, Dudea S, Botar-Jid C, Sfrângeu S, Cosma D. Sonoelastography contribution in cerebral palsy spasticity treatment assessment, preliminary report: a systematic review of the literature a propos of seven patients *Med Ultrason*. 2010 Dec;12(4):306-10.
12. Shinohara M, Sabra K, Gennisson JL, Fink M, Tanter M. Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle Nerve*. 2010 Sep;42(3):438-41.
13. Bouillard K, Nordez A, Hug F. Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One*. 2011;6(12):e29261.
14. Schiaffino S, Reggiani C. Skeletal muscle fiber types. *Muscle: Fundamental Biology and Mechanisms of Disease*. Joseph Hill, Academic Press, 2012.
15. Einsiedel LJ, Luff AR. Effect of partial denervation on motor units in the ageing rat medial gastrocnemius. *J Neurol Sci*. 1992 Oct;112(1-2):178-84.

16. Tarantino U, Scimeca M2, Piccirilli E, Tancredi V, Baldi J, Gasbarra E, Bonanno E. Sarcopenia: a histological and immunohistochemical study on age-related muscle impairment. *Aging Clin Exp Res*. 2015 Oct;27 Suppl 1:S51-60.
17. Paris D, Paris F. Passive stiffness is increased in soleus muscle of desmin knockout mouse. *Muscle Nerve*. 2001 Aug;24(8):1090-2.
18. Jamali AA, Afshar P, Abrams RA, Lieber RL. Skeletal muscle response to tenotomy. *Muscle Nerve*. 2000 Jun;23(6):851-62.
19. Mélis B, Wall B, Walch G. Natural history of infraspinatus fatty infiltration in rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg*. 2010 Jul;19(5):757-63.
20. Safran O, Derwin KA, Powell K, Iannotti JP. Changes in rotator cuff muscle volume, fat content, and passive mechanics after chronic detachment in a canine model. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Dec;87(12):2662-70.
21. Wattjes MP, Kley RA, Fischer D. Neuromuscular imaging in inherited muscle diseases. *Eur Radiol*. 2010 Oct;20(10):2447-60.
22. Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging*. 1991 Apr;13(2):111-34.
23. Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging*. 2013 May;94(5):487-95.
24. Tanter M, Bercoff J, Sinkus R, Deffieux T, Gennisson JL, Fink M. Elastography using ultrasound or magnetic resonance: New imaging tools for cancer diagnosis. *Médecine Nucléaire*. 2007 31: 132–141.
25. Gennisson JL, Deffieux T, Macé E, Montaldo G, Fink M, Tanter M. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2010 May;36(5):789-801.

26. Itoigawa Y, Sperling JW, Steinmann SP, Chen Q, Song P, Chen S, Itoi E, Hatta T, An KN. Feasibility assessment of shear wave elastography to rotator cuff muscle. *Clin Anat*. 2015 Mar;28(2):213-8.
27. Papatzika F, Papandreou M, Ekizos A, Panteli C, Arampatzis A. Reliability and Limits of Agreement of the Supraspinatus Muscle Anatomical Cross-Sectional Area Assessment by Ultrasonography. *Ultrasound Med Biol*. 2015 Jul;41(7):1821-6.
28. Yi TI, Han IS, Kim JS, Jin JR, Han JS. Reliability of the supraspinatus muscle thickness measurement by ultrasonography. *Ann Rehabil Med*. 2012 Aug;36(4):488-95.
29. Reinold MM, Wilk KE, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Chmielewski T, Cody RC, Jameson GG, Andrews JR. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004 Jul;34(7):385-94.
30. Latash M. Bases neurophysiologiques du mouvement. 1998, Edition De Boeck Université.
31. Fanchon JL. Guide de mécanique industrielle. 2001, Editions Nathan/VUEF, Paris.
32. DC Giancolli. Physique générale II. Electricité et magnétisme. 1989, Edition De Boeck Université.
33. Pereira A, Atri M, Rogalla P, Huynh T, O'Malley ME. Assessment of feasibility of running RSNA's MIRC on a Raspberry Pi: a cost-effective solution for teaching files in radiology. *J Comput Assist Radiol Surg*. 2015 Nov;10(11):1793-801.
34. Sehl ME, Yates FE. Kinetics of human aging: I. Rates of senescence between ages 30 and 70 years in healthy people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001 May;56(5):B198-208.

35. Overend TJ, Cunningham DA, Kramer JF, Lefcoe MS, Paterson DH. Knee extensor and knee flexor strength: cross-sectional area ratios in young and elderly men. *J Gerontol.* 1992 Nov;47(6):M204-10.
36. Rice CL, Cunningham DA, Paterson DH, Lefcoe MS. Arm and leg composition determined by computed tomography in young and elderly men. *Clin Physiol.* 1989 Jun;9(3):207-20.
37. Mohamed RA, El Aasar HM, Mohamed LA, Abbas AM. Morphological features of normal skeletal muscle in different age groups: a histological and ultrastructural study. *J Med Sci, Vol7 (2), pp 167-69.*
38. Lexell J, Taylor CC, Sjöström M. What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Neurol Sci.* 1988 Apr;84(2-3):275-94.
39. Larson PF, Hudgson P, Walton JN. Morphological relationship of polyribosomes and myosin filaments in developing and regenerating skeletal muscle. *Nature.* 1969 Jun 21;222(5199):1168-9.
40. Bilder GE. *Human Biological Aging: From Macromolecules To Organ Systems.* 2016. Edition Wiley-Blackwell.
41. Brown WF. A method for estimating the number of motor units in thenar muscles and the changes in motor unit count with ageing. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1972 Dec;35(6):845-52.
42. Brown WF, Strong MJ, Snow R. Methods for estimating numbers of motor units in biceps-brachialis muscles and losses of motor units with aging. *Muscle Nerve.* 1988 May;11(5):423-32.
43. Doherty TJ, Brown WF. The estimated numbers and relative sizes of thenar motor units as selected by multiple point stimulation in young and older adults. *Muscle Nerve.* 1993 Apr;16(4):355-66.

44. Doherty TJ, Vandervoort AA, Brown WF. Effects of ageing on the motor unit: a brief review. *Can J Appl Physiol.* 1993 Dec;18(4):331-58. Review.
45. Lexell J. Human aging, muscle mass, and fiber type composition *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1995 Nov;50 Spec No:11-6.



# Conclusion

L'objectif premier de ce travail est d'améliorer nos connaissances sur les muscles infraépineux et petit rond.

Ces muscles sont en effet un sujet d'étude primordial car ils remplissent un rôle fonctionnel majeur au membre supérieur en participant à la mobilité en rotation externe du bras d'une part, et à la stabilité dynamique de l'épaule, d'autre part : leur paralysie ou leur déficience entraîne un handicap quotidien considérable.

Par ailleurs, ils sont couramment affectés par des phénomènes chroniques d'altération de leur structure, en particulier, lorsqu'il existe des lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs.

Plus important encore, la qualité de l'infraépineux est actuellement le seul critère pronostic à la disposition du clinicien concernant les taux de cicatrisation et les résultats des réparations chirurgicales des lésions tendineuses.

Ces pathologies de la coiffe des rotateurs sont actuellement en progression constante et préoccupante. Elles ont coûté à la société française 1 milliard d'euros en 2012, pour 10 millions de journées de travail perdues.

Dans une première partie, notre travail, par le biais de la dissection de 40 épaules, permet de prouver que le muscle infraépineux est constitué de 3 parties distinctes, organisées en 2 plans. Bien que supposée par certains auteurs, cette description morphologique n'avait pas été, à notre connaissance, rapportée de façon fiable. Cette organisation, associée à une direction des fibres musculaires spécifiques et un schéma d'innervation conforme, laissent supposer que ces 3 portions musculaires ont un comportement biomécanique différent. Le corps musculaire de l'infraépineux est donc tripenné, avec un tendon central, sur lequel viennent s'attacher les deux portions superficielles par leur face profonde et représentant 40 à 50% du volume musculaire total. Le reste du muscle est formé par une masse profonde, médiane, se terminant sur le tendon central par sa face superficielle. Cette architecture multipennée est en faveur d'un muscle dont l'objectif est de produire un couple important au détriment de la course tendineuse. L'impact des lésions tendineuses sur le volume musculaire est réel mais prédomine sur la portion médiane et profonde, qui représente donc probablement la plus importante sur le plan fonctionnel.

La deuxième partie de ce travail est focalisée sur l'imagerie par IRM des muscles rotateurs externes. Bien que discutable, la tomodensitométrie est condamnée à disparaître au profit de méthodes d'imagerie totalement non invasives. L'IRM est actuellement l'examen de choix d'exploration de la coiffe des rotateurs et de ses pathologies.

L'utilisation qui en est faite en pratique clinique est finalement décevante avec des protocoles le plus souvent « presse-bouton », qui aboutissent à des images dont l'apport diagnostique est médiocre car non adaptés au patient et à la pathologie dont le centre d'intérêt est maintenant musculaire. La classification de Fuchs est peu ou mal utilisée, témoignant de son absence d'efficacité. Elle est de surcroît affectée d'une faible reproductibilité inter-observateur.

Compte tenu des conséquences lourdes pour les patients et la société que peuvent avoir des décisions thérapeutiques approximatives, l'avenir des examens d'imagerie morphologique de la coiffe des rotateurs passera par des examens recentrés sur les muscles rotateurs externes, dont les caractéristiques seront adaptées au tissu musculaire couplés à des aides logicielles à l'interprétation des images. L'œil expert du radiologue sera alors pris en défaut par les algorithmes de l'analyse de texture des images. Il faudra naturellement valider ces algorithmes en pratique clinique, mais ils deviendront alors indispensables.

Enfin, les ultrasons, par leur absolue innocuité, leur accessibilité et leur coût raisonnable sont en passe de supplanter tous les autres types d'examens. Leur point faible est leur manque de reproductibilité et d'objectivité. L'élastographie ultrasonore, en « objectivant » par une mesure des caractéristiques viscoélastiques des tissus résout à la fois le problème de subjectivité mais renseigne en plus sur la composition des structures biologiques. La troisième partie de ce travail est une exploration préliminaire du muscle infraépineux par ce type d'imagerie. Des corrélations ont été mises en évidence entre l'âge des sujets sains et les modalités de propagation des ondes de cisaillement dans les tissus musculaires. Il serait alors possible d'avoir accès à l'organisation des tissus musculaires de façon précoce et non invasive.

Ces résultats appellent plusieurs remarques. Les investigations musculaires par élastographie ne se limitent pas à la coiffe des rotateurs mais pourraient aussi aider les cliniciens dans la prise en charge des pathologies musculaires héréditaires ou acquises, comme les myopathies ou la sclérose latérale amyotrophique. Certaines pathologies neurologiques affectent massivement les muscles, comme toute lésion neurologique tronculaire, les pathologies centrales comme la maladie de Parkinson ou la sclérose en plaque.

L'ensemble de ces pathologies sont caractérisées par des modifications pathologiques du tissu musculaire.

Par ailleurs, les résultats que nous avons obtenus nécessitent d'être validés à grande échelle. Ainsi, une étude clinique prospective incluant des sujets sains contrôles et des patients touchés par des lésions de la coiffe des rotateurs est à mettre en place.

Enfin, des adaptations techniques sont très certainement à discuter concernant le dispositif de contrainte et la sonde d'élastographie. L'idéal serait un dispositif transportable, léger, et permettant d'évaluer les deux épaules en même temps, avec une contrainte pré-calibrée. Une sonde d'élastographie dédiée, montée en croix, permettrait de faire des acquisitions simultanées dans deux directions perpendiculaires.

Si des corrélations fortes sont établies, l'élastographie ultrasonore pourrait devenir dans un futur proche une technique possible dans le diagnostic et la surveillance des lésions de la coiffe des rotateurs.

# Annexes

## Annexe 1 : Convention de transport des pièces anatomiques.

### 1. CONVENTION DE TRANSPORT DES PIÈCES ANATOMIQUES

Entre,

**L'Université de Tours**, Service Hygiène et Sécurité – 60 rue Plat d'Étain –TOURS (37), immatriculée au registre du commerce et des sociétés de Tours n°xxxxxxx, représentée par Monsieur xxxxxx, en qualité d'Administrateur, ayant tous pouvoirs à l'effet des présentes,

**d'une part**

Et

**LA SARL PRO LOGICS**

Dont le siège est sis Rue des Moulins, 37390 LA MEMBROLLE SUR CHOISILLE, immatriculée au Registre du Commerce de Tours sous le n° B 512 476 375, représentée par Madame Chrystèle Dominique PHELEP née COSSON, en sa qualité de Gérant,

**d'autre part**

#### Article 1 – OBJET DE LA CONVENTION

A la demande de l'université, la Société PRO LOGICS transporte des Pièces Anatomiques

Ces produits devront être conditionnés par colis (sacs de transport fournis par Pro Logics).

Les produits transportés sont précieux, fragiles et potentiellement infectieux. Ils devront être transportés dans les conditions définies ci-après mais également conformément aux « Bonnes pratiques de transport des prélèvements, produits et échantillons issus du sang humain » (BPT) arrêté ministériel du 24 avril 2002 paru au JORF n° 105 du 5 mai 2002.

#### Article 2 – Programmation, horaires des transports et obligation contractuelle

PRO LOGICS doit effectuer des transports ponctuels programmés.

Contraintes de délai :

**Dans le cadre d'un transport programmé**, PRO LOGICS s'engage à livrer les PIÈCES ANATOMIQUES selon une fréquence de navette définie :

**HORAIRE de DEPART de la Faculté de Medecine et d'ARRIVEE à l'INRA de Nouzilly**

Jours	Heure de DEPART (+/- 30 minutes)	Heure d'ARRIVEE (+/- 30 minutes)
Du lundi au vendredi	8h30	9h30

Retour des prélèvements le même jour

**HORAIRE de l'INRA de Nouzilly et d'ARRIVEE à la Faculté de Medecine**

Jours	Heure de DEPART (+/- 30 minutes)	Heure d'ARRIVEE (+/- 30 minutes)
Du lundi au vendredi	16h ou 18h30	17h ou 19h30

En cas de problème lors du transport des Pièces Anatomiques, notre agent de liaison a pour consignes d'informer immédiatement M. **Bacle**.

*Nota : Les délais de réalisation ne peuvent être révisés que d'un commun accord.*

Temps d'attente :

Le prix appliqué par course navette est forfaité à un prix standard.

Il est convenu qu'en cas d'attente supérieure à 10 mn, retard imputable à la faculté, PRO LOGICS appliquera une majoration proportionnelle au temps d'immobilisation du chauffeur.

**Article 3 – Matériels (hors véhicules) : Emballage / Colis**

L'emballage est fourni par l'établissement expéditeur et doit répondre aux exigences nécessaires à la bonne conservation des produits transportés.

**Article 4 – Prise en charge / Livraison**

**- Prise en charge :**

La réalisation du colis est effectuée dans les locaux de la faculté de Médecine et relève de sa responsabilité. Le colis est présenté au chauffeur, le personnel habilité de la faculté s'assure que : les conditionnements sont réglementaires.

### **- Livraison :**

Le déconditionnement est effectué dans les locaux de l'INRA et relève de la responsabilité du receveur. Le colis doit être par conséquent présenté à la personne habilitée qui, en présence du chauffeur, consulte la fiche de transport (sur PDA) et prend les mesures conservatoires de recours à l'encontre du transporteur le cas échéant, conformément à l'article L. 133-3 du Code de commerce (texte référentiel et opposable)

## **Article 5 – Système(s) de communication**

PRO LOGICS dispose de système(s) de communication permettant de répondre dans les délais les plus brefs à toutes les demandes de transport de produits (par téléphone et/ou par fax), de joindre tous les préposés en tous lieux, à tout moment et en toutes circonstances.

Pour sécuriser la continuité du service 24 heures sur 24, 7 jours sur 7 :

- l'agent dispose en permanence d'un téléphone portable.
- un système d'astreintes de sécurité est en place.

## **Article 6 – Véhicules – Types – Aménagements et Equipements**

Tous les véhicules affectés doivent être régulièrement nettoyés extérieurement et intérieurement et entretenus sur le plan mécanique.

### **6.1 Types**

Les transports s'effectuent au moyen de véhicules standards. Les spécificités de ces véhicules sont reprises ci-dessous.

### **6.2 Aménagements et équipements intérieurs véhicules standards**

Un véhicule standard signifie un véhicule non équipé de cellules thermostatées.

L'utilisation du bois est exclue.

Les véhicules doivent être équipés d'un système de climatisation assurant le maintien d'une température comprise entre +15°C et +25°C à l'intérieur de la zone de chargement.

Des systèmes d'arrimage et de calage doivent être installés afin de permettre l'immobilisation des colis dans la zone de chargement.

Les portes d'accès à la zone de chargement doivent pouvoir être fermées à clé afin de se prémunir contre tout vol lorsque le véhicule est laissé seul le temps d'une livraison.

## **Article 7 – Hygiène et Sécurité des PIÈCES ANATOMIQUES**

### **7.1 Hygiène**

Aucun PIÈCES ANATOMIQUES ne doit être transporté avec des denrées alimentaires, des déchets, des personnes ou des animaux. Si des matières autres que les denrées alimentaires ou des déchets doivent être transportés avec les PIÈCES ANATOMIQUES, le titulaire doit en faire préalablement la demande par écrit auprès de la qui répondra également par écrit.

Le nettoyage doit être effectué par le transporteur lorsque le container est fourni par ses soins. Il est réalisé, pour les emballages extérieurs, quotidiennement, et pour les zones de chargement 1 fois par semaine ou plus si incident.

### **7.2 Sécurité : Modalités de contrôle des températures**

Le suivi des températures est assuré au quotidien par des indicateurs et enregistreurs de température.

### **7.3 Sécurité : Colis clos**

Aucun colis ne peut être ouvert par PRO LOGICS ou ses préposés à partir de l'acceptation au transport jusqu'à la remise du ou des colis.

Si l'ouverture d'un ou de plusieurs colis est demandée lors d'un contrôle de police ou de douane, le transporteur ou son préposé doit en avertir préalablement l'Etablissement expéditeur. L'ouverture du ou des colis, le cas échéant, sera annotée sur la « Fiche de Transport des Pièces Anatomiques ».

### **7.4 Sécurité : Délai**

En fonction du type de commande PRO LOGICS s'engage à respecter le délai de livraison fixé à l'article 2 ; le cas échéant préciser les délais maximums de livraison qu'il s'engage à respecter.

### **7.5 Sécurité : Relais en cas d'incident technique ou accident**

PRO LOGICS doit mettre en œuvre tous les moyens dont elle dispose pour éviter toute interruption de la chaîne logistique à partir de l'acceptation au transport jusqu'à la livraison effective des PIÈCES ANATOMIQUES.

PRO LOGICS doit, à ce titre, établir une procédure dont une copie sera présente à bord de tous les véhicules affectés au marché.

## **Article 8 – La documentation**

### **Les Consignes**

Les « consignes » en cas d'incident en cours de transport sont élaborées par PRO LOGICS. PRO LOGICS veille ensuite à la présence de ce document à bord de tous les véhicules affectés au transport de PIÈCES ANATOMIQUES.

## **Article 9–Sécurité des personnes intervenantes (personnel de PRO LOGICS)**

### **9.1 Formation**

Le personnel employé par PRO LOGICS a suivi une formation et une sensibilisation portant sur le transport des produits Biologiques ou potentiellement infectieux.

### **9.2 Hygiène**

Le personnel sédentaire, les intérimaires et les travailleurs saisonniers doivent dès l'embauche :

- être soumis aux visites médicales réglementaires,
- satisfaire aux obligations de vaccinations ou d'épreuves radiologiques prévues dans les procédures fixées par le service de médecine du travail locale

Les divers examens, épreuves et vaccinations ci-dessus visées sont à la charge de PRO LOGICS. PRO LOGICS s'engage à informer le médecin du travail de la nature des risques encourus par son personnel du fait de transport des PIÈCES ANATOMIQUES.

### **9.3 Sécurité**

PRO LOGICS doit mettre à disposition de son personnel un kit de protection individuelle en cas d'accident ou d'incident survenu lors de l'acheminement des PIÈCES ANATOMIQUES.

## **Article 10 – Discrétion et Confidentialité**

PRO LOGICS et ses préposés sont tenus à une obligation générale de discrétion et de confidentialité à l'intérieur et à l'extérieur de tous sites :

- quant aux conditions d'exécution des prestations objet du présent marché

- quant aux informations qui lui sont communiquées (nature des produits transportés, origine, destination ou toute autre information qu'elle soit d'ordre technique ou d'ordre médical)

### Article 11 – Responsabilité de PRO LOGICS et de son personnel - Assurance

A partir de l'acceptation du transport et ce jusqu'à la remise des produits, PRO LOGICS est responsable des accidents/incidents du fait de son personnel et de tous dommages causés aux produits entraînant des pertes partielles ou totales.

PRO LOGICS déclare avoir souscrit une police d'assurance auprès de la compagnie d'assurance TOKIO MARINE, une police garantissant tous les sinistres pouvant survenir à des tiers, à l'occasion ou du fait de ses activités.

Cette stipulation ne fait pas obstacle aux obligations incombant à la clinique expéditrice, notamment en vertu des dispositions de l'article 209-7 du Code de la Santé Publique.

### Article 12 – Conditions Financières

En contrepartie et sous réserve de la bonne exécution des missions qui lui sont confiées, la Faculté de Médecine versera à PRO LOGICS une rémunération selon le descriptif suivant :

Tarif 2013	Montant H.T
Rémunération par transport ponctuel programmé	42.00 euros
Temps d'attente par quart d'heure entamé	10.00 euros
Rémunération relevé de température, par demande	5.15 euros

La première année d'exécution nos prix sont fermes et définitifs

#### REVISION TARIFAIRE

Pour chacune des années suivantes, par période de 12 mois, le prix de la course pourra être ajusté à la baisse ou à la hausse, selon les indices ci-dessous indiqués et par application de la formule suivante, dans la limite de l'évolution des OQN :

*Application de la formule*

$$P = P_0 \left( 0,65 \frac{ICHTTS1}{ICHTTS0} + 0,15 \frac{PPGZ}{PPGZ_0} + 0,20 \frac{FSD1}{FSD1_0} \right)$$

Dans laquelle :

P<sub>0</sub> : Prix forfaitaire de base de la course

P : Prix forfaitaire de base révisé

ICHTTS : Coût horaire du travail, charges salariales comprises

PPGZ (1870T) : indice gazole - prix à la consommation en France

FSD1: Indice des prix des produits et services divers « A »

### **Article 13 – Durée**

La présente convention prend effet à compter du 21 juin 2013, ou toute date postérieure qui serait conjointement arrêtée, pour une durée de un an.

Elle se renouvelle ensuite par tacite reconduction par périodes de un an, en l'absence de dénonciation à l'initiative de l'une ou l'autre des parties.

La dénonciation de la présente convention peut être signifiée par lettre recommandée avec A.R., deux mois avant la date anniversaire de la signature.

Par exception la dénonciation de la présente convention sera possible à tout moment avec un préavis de deux mois en cas d'incapacité d'origine administrative.

Elle pourra être modifiée, par avenant, d'un commun accord entre les parties.

### **Article 14 – Résiliation**

Chaque partie se réserve la possibilité de résilier la convention en cas de non respect par l'autre partie de l'une de ses obligations et ce, sans préjudice de tous dommages et intérêts éventuels qui pourraient être réclamés à la partie défaillante.

A cet effet, la convention prendra fin 60 jours après l'envoi par la partie requérante d'une lettre recommandée avec accusé de réception mentionnant le motif de la résiliation, sous réserve que l'autre partie n'ait pas dans la période de 60 jours, remédié à la situation.

Dans le cas contraire, la partie requérante sera habilitée à résilier la convention.

### **Article 15 – Attribution de Jurisdiction**

Les parties s'efforceront de résoudre à l'amiable tout différend qui pourrait s'élever à l'occasion de l'interprétation ou de l'exécution de la présente convention.

A défaut d'accord, seuls les tribunaux de Tours seront compétents

Fait à Tours en deux exemplaires le 21 juin 2013

Université de Tours  
Monsieur xxxxx

PRO LOGICS  
Madame Chrystèle PHELEP née COSSON

## Annexe 2 : Convention d'utilisation de pièces anatomiques à des fins de recherche ou d'enseignement.

																
<b>Convention d'utilisation de pièces anatomiques à des fins de recherche ou d'enseignement</b>																
Je soussigné (Prénom, Nom) :																
Laboratoire et institution de rattachement :																
M'engage :																
<ul style="list-style-type: none"><li>- à utiliser à des fins non commerciales les pièces anatomiques humaines ci-dessous à des fins de recherche ou d'enseignement dans les locaux de l'Université François Rabelais,</li><li>- à traiter ces pièces anatomiques avec le respect dû aux défunts,</li><li>- à les conserver dans un local sécurisé de manière adéquate,</li><li>- à les restituer intégralement au laboratoire d'Anatomie après usage,</li><li>- à ne pas publier ni diffuser de documents photographiques de ces pièces sans accord écrit du responsable du laboratoire d'anatomie,</li><li>- à associer le laboratoire d'anatomie à toute publication ou communication scientifique utilisant ces pièces.</li></ul>																
Titre de la recherche ou de l'enseignement :																
Adresse du laboratoire ou se déroulera la recherche :																
Pièces anatomiques concernées :																
<table border="1"><thead><tr><th>Nombre</th><th>Nature</th><th>Date de restitution (à remplir au retour des pièces)</th></tr></thead><tbody><tr><td> </td><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td><td> </td></tr></tbody></table>	Nombre	Nature	Date de restitution (à remplir au retour des pièces)													
Nombre	Nature	Date de restitution (à remplir au retour des pièces)														
Nombre total de pièces concernées .....																
<b>Fait à Tours, le</b>																
<i>En 3 exemplaires : un pour le demandeur, deux pour le laboratoire d'anatomie Lors de la restitution, le demandeur rapportera ce document</i>																
Le demandeur	Directeur du laboratoire du demandeur	C Destrieux														
<small>10 boulevard Tonnelé B.P. 3223 37000 Tours Cedex 1</small>		<small>Faculté de Médecine - Laboratoire d'Anatomie Tél. 02 47 87 00 00 - info@univ-tours.fr</small>														

# Annexe 3 : Protocole d'acquisition IRM de recherche, plateforme CIRE, INRA Nouzilly.

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19	
\\USER\PEPAULE\MUSCLE\PEPAULE_GAUCHE\LOCA HASTE T2	
TA: 0:30 PAT: néant Taille voxel: 2.1x1.0x4.0 mm S/b rel.: 1.00 SIEMENS: haste	
<b>Propriétés</b>	
Recons. prior.	Désactivé
Avant la mesure	
Après la mesure	
Load to viewer	Activé
Inline movie	Désactivé
Auto store images	Activé
Load to stamp segments	Activé
Charger images dans segments graph.	Désactivé
Auto open inline display	Désactivé
Start measurement without further preparation	Désactivé
En attente d'une action utilisateur pour démarrer	Désactivé
Start measurements	single
<b>Routine</b>	
Groupe coupes 1	
Coupes	5
Fac. distance	50 %
Position	L140.0 P33.0 F51.4
Orientation	Coronal
Dir. codage phase	R >> L
Rotation	0.00 deg
Groupe coupes 2	
Coupes	5
Fac. distance	50 %
Position	L140.0 P33.0 F51.4
Orientation	Sagittal
Dir. codage phase	A >> P
Rotation	0.00 deg
Groupe coupes 3	
Coupes	5
Fac. distance	50 %
Position	R10.2 P33.0 F51.4
Orientation	Transversal
Dir. codage phase	A >> P
Rotation	-0.80 deg
Suréchantil. phase	30 %
FoV lecture	400 mm
FoV phase	100.0 %
Epaiss. coupe	4.0 mm
TR	2000 ms
TE	90 ms
Nb. d'excitations	1
Concaténations	3
Filtre	Normaliser
Elém. antenne	BO1,2;BO1,2
<b>Contraste</b>	
TD	0.0 ms
MTC	Désactivé
Préparation aim.	Néant
Angle basc.	160 deg
Suppression graisse	Néant
Suppression d'eau	Néant
Restaurer aimant.	Désactivé
Mode Moyenne	Long terme
Reconstruction	Magnitude
Mesures	1
Séries multiples	Désactivé
<b>Résolution</b>	
Résolution base	384
Résolution phase	50 %
Phase Fourier partiel	5/8
Interpolation	Désactivé
Mode PAT	néant
Mode Antennes Matrix	Auto (CP)
Filtre d'image	Désactivé
Corr. Distortion	Désactivé
Pré-acq. normalisée	Désactivé
Normaliser	Activé
Intensité	Moyenne
Couper	20
Larg.	4
Images non filtrées	Désactivé
Filtre B1	Désactivé
Filtre brut	Désactivé
Filtre elliptique	Désactivé
<b>Géométrie</b>	
Mode multicoupe	Image unique
Série	Entrelacé
Spécial sat.	Néant
Mode Tim CT	Désactivé
<b>Système</b>	
Body	Désactivé
BO1	Activé
BO2	Activé
BO1	Activé
BO2	Activé
Mode positionnement	FIX
Position table	H
Position table	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Mémo. non combinée	Désactivé
Mode combinaison antenne	Combinaison adaptative
Sélection d'antenne automatique	Défaut
Mode shim	Mise au point
Ajus. avec ant. corps	Désactivé
Confirmer le réglage de fréq.	Désactivé
Présence silicone	Désactivé
? Amplitude réf. 1H	0.000 V
Tolérance d'ajustement	Auto
Volume d'ajustement	
Position	Isocentre
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
R >> L	350 mm
A >> P	263 mm
F >> H	350 mm
<b>Physio</b>	
1er signal/mode	Néant
Dark Blood	Désactivé
Contrôle resp.	Désactivé
<b>En ligne</b>	
Soustraire	Désactivé

1/15

## SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

Dév. std. sag	Désactivé
Dév. std. cor	Désactivé
Dév. std. tra	Désactivé
Dév. std. chronologique	Désactivé
MIP sag	Désactivé
MIP cor	Désactivé
MIP tra	Désactivé
MIP chronologique	Désactivé
Mémoriser les images originales	Activé

### Séquence

Introduction	Désactivé
Dimension	2D
Contrastes	1
Largeur de bande	766 Hz/Px
Comp. flux	Non
Retard autorisé	30 s
Ecart inter-échocs	4.1 ms
-----	
Facteur Turbo	192
Type impulsion RF	Rapide
Mode gradients	Rapide

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

\\USER\EPAULE\MUSCLE\EPAULE\_GAUCHE\1\_AXIAL STRICT LARGE

TA: 2:11 PAT: 2 Taille voxel: 0.6x0.6x4.0 mm S/b rel.: 1.00 SIEMENS: tse

Propriétés

Recons. prior.	Désactivé
Avant la mesure	
Après la mesure	
Load to viewer	Activé
Inline movie	Désactivé
Auto store images	Activé
Load to stamp segments	Désactivé
Charger images dans segments graph.	Désactivé
Auto open inline display	Désactivé
Start measurement without further preparation	Activé
En attente d'une action utilisateur pour démarrer	Désactivé
Start measurements	single

Routine

Groupe coupes 1	
Coupes	42
Fac. distance	10 %
Position	L103.0 P4.0 H39.6
Orientation	Transversal
Dir. codage phase	A >> P
Rotation	0.00 deg
Suréchantil. phase	0 %
FoV lecture	200 mm
FoV phase	100.0 %
Epaiss. coupe	4.0 mm
TR	3800 ms
TE	20.0 ms
Nb. d'excitations	1
Concaténations	2
Filtre	Filtre elliptique
Elém. antenne	BO1,2;BO1,2

Contraste

TD	0.0 ms
MTC	Désactivé
Préparation aim.	IR sél. coupe
TI	220 ms
Figur le tissu supprimé	Désactivé
Angle basc.	140 deg
Suppression graisse	Néant
Suppression d'eau	Néant
Restaurer aimant.	Désactivé
Mode Moyenne	Long terme
Reconstruction	Magnitude
Mesures	1
Séries multiples	Chaque mesure

Résolution

Résolution base	320
Résolution phase	100 %
Phase Fourier partiel	Désactivé
Trajectoire	Cartésien
Interpolation	Désactivé
Mode PAT	GRAPPA
Facteur d'accél. PE	2
Lignes réf. PE	31
Mode Antennes Matrix	Auto (Triple)
Mode acquisition référence	Intégré
Filtre d'image	Désactivé

Corr. Distortion	Désactivé
Pré-acq. normalisée	Désactivé
Normaliser	Désactivé
Filtre B1	Désactivé
Filtre brut	Désactivé
Filtre elliptique	Activé
Mode	Dans le plan

Géométrie

Mode multicoupe	Entrelacé
Série	Entrelacé
Spécial sat.	Néant
Mode Tim CT	Désactivé

Système

Body	Désactivé
BO1	Activé
BO2	Activé
BO1	Activé
BO2	Activé
Mode positionnement	FIX
Position table	H
Position table	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	Lat >> Méd
Coronal	A >> P
Transversal	H >> F
Mémo. non combinée	Désactivé
Mode combinaison antenne	Combinaison adaptative
Sélection d'antenne automatique	Défaut
Mode shim	Mise au point
Ajus. avec ant. corps	Désactivé
Confirmer le réglage de fréq.	Désactivé
Présence silicone	Désactivé
? Amplitude réf. 1H	0.000 V
Tolérance d'ajustement	Auto
Volume d'ajustement	
Position	Isocentre
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
R >> L	350 mm
A >> P	263 mm
F >> H	350 mm

Physio

1er signal/mode	Néant
Dark Blood	Désactivé
Contrôle resp.	Désactivé

En ligne

Soustraire	Désactivé
Dév. std. sag	Désactivé
Dév. std. cor	Désactivé
Dév. std. tra	Désactivé
Dév. std. chronologique	Désactivé
MIP sag	Désactivé
MIP cor	Désactivé
MIP tra	Désactivé
MIP chronologique	Désactivé
Mémoriser les images originales	Activé

3/15

## SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

### Séquence

Introduction	Activé
Dimension	2D
CompensationT2	Désactivé
Réd. sensibilité au mouv.	Activé
Contrastes	1
Largeur de bande	220 Hz/Px
Comp. flux	Non
Retard autorisé	60 s
Ecart inter-échocs	9.9 ms
-----	
Définir	Facteur Turbo
Facteur Turbo	11
Trains d'échos par coupe	16
Type impulsion RF	Normal
Mode gradients	Normal

## SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

\\USER\EPAULE\MUSCLE\EPAULE\_GAUCHE\t1\_SAG STRICT

TA: 2:11 PAT: 2 Taille voxel: 0.6x0.6x4.0 mm S/b rel.: 1.00 SIEMENS: tse

### Propriétés

Recons. prior.	Désactivé
Avant la mesure	
Après la mesure	
Load to viewer	Activé
Inline movie	Désactivé
Auto store images	Activé
Load to stamp segments	Désactivé
Charger images dans segments graph.	Désactivé
Auto open inline display	Désactivé
Start measurement without further preparation	Activé
En attente d'une action utilisateur pour démarrer Start measurements	Désactivé
Start measurements	single

### Routine

Groupe coupes 1	
Coupes	40
Fac. distance	10 %
Position	L112.5 A0.2 H28.4
Orientation	Sagittal
Dir. codage phase	A >> P
Rotation	0.00 deg
Suréchantil. phase	0 %
FoV lecture	200 mm
FoV phase	100.0 %
Epaiss. coupe	4.0 mm
TR	3800 ms
TE	20.0 ms
Nb. d'excitations	1
Concaténations	2
Filtre	Filtre elliptique
Elém. antenne	BO1,2;BO1,2

### Contraste

TD	0.0 ms
MTC	Désactivé
Préparation aim.	IR sél. coupe
TI	220 ms
Figier le tissu supprimé	Désactivé
Angle basc.	140 deg
Suppression graisse	Néant
Suppression d'eau	Néant
Restaurer aimant.	Désactivé
Mode Moyenne	Long terme
Reconstruction	Magnitude
Mesures	1
Séries multiples	Chaque mesure

### Résolution

Résolution base	320
Résolution phase	100 %
Phase Fourier partiel	Désactivé
Trajectoire	Cartésien
Interpolation	Désactivé
Mode PAT	GRAPPA
Facteur d'accél. PE	2
Lignes réf. PE	31
Mode Antennes Matrix	Auto (Triple)
Mode acquisition référence	Intégré
Filtre d'image	Désactivé

Corr. Distortion	Désactivé
Pré-acq. normalisée	Désactivé
Normaliser	Désactivé
Filtre B1	Désactivé
Filtre brut	Désactivé
Filtre elliptique	Activé
Mode	Dans le plan

### Géométrie

Mode multicoupe	Entrelacé
Série	Entrelacé
Spécial sat.	Néant
Mode Tim CT	Désactivé

### Système

Body	Désactivé
BO1	Activé
BO2	Activé
BO1	Activé
BO2	Activé
Mode positionnement	FIX
Position table	H
Position table	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	Lat >> Méd
Coronal	A >> P
Transversal	H >> F
Mémo. non combinée	Désactivé
Mode combinaison antenne	Combinaison adaptative
Sélection d'antenne automatique	Défaut
Mode shim	Mise au point
Ajus. avec ant. corps	Désactivé
Confirmer le réglage de fréq.	Désactivé
Présence silicone	Désactivé
? Amplitude réf. 1H	0.000 V
Tolérance d'ajustement	Auto
Volume d'ajustement	
! Position	Isocentre
! Orientation	Transversal
! Rotation	0.00 deg
! R >> L	350 mm
! A >> P	263 mm
! F >> H	350 mm

### Physio

1er signal/mode	Néant
Dark Blood	Désactivé
Contrôle resp.	Désactivé

### En ligne

Soustraire	Désactivé
Dév. std. sag	Désactivé
Dév. std. cor	Désactivé
Dév. std. tra	Désactivé
Dév. std. chronologique	Désactivé
MIP sag	Désactivé
MIP cor	Désactivé
MIP tra	Désactivé
MIP chronologique	Désactivé
Mémoriser les images originales	Activé

5/15

## SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

### Séquence

Introduction	Activé
Dimension	2D
CompensationT2	Désactivé
Réd. sensibilité au mouv.	Activé
Contrastes	1
Largeur de bande	220 Hz/Px
Comp. flux	Non
Retard autorisé	60 s
Ecart inter-échos	9.9 ms
-----	
Définir	Facteur Turbo
Facteur Turbo	11
Trains d'échos par coupe	16
Type impulsion RF	Normal
Mode gradients	Normal

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

\\USER\EPAULE\MUSCLE\EPAULE\_GAUCHE\se OBLIQUE T1 0.5X0.5X0.7

TA: 28:26 Taille voxel: 0.5x0.5x0.8 mm S/b rel.: 1.00 SIEMENS: se

Propriétés

Recons. prior.	Désactivé
Avant la mesure	
Après la mesure	
Load to viewer	Activé
Inline movie	Désactivé
Auto store images	Activé
Load to stamp segments	Désactivé
Charger images dans segments graph.	Désactivé
Auto open inline display	Désactivé
Start measurement without further preparation	Activé
En attente d'une action utilisateur pour démarrer Start measurements	Désactivé
	single

Routine

Groupe coupes 1	
Coupes	40
Fac. distance	10 %
Position	L103.2 P70.5 H10.0
Orientation	C > S-19.6 > T-5.6
Dir. codage phase	F >> H
Rotation	90.00 deg
Suréchantil. phase	20 %
FoV lecture	270 mm
FoV phase	100.0 %
Epaiss. coupe	0.8 mm
TR	923 ms
TE	15 ms
Nb. d'excitations	3
Concaténations	1
Filtre	Corr. Distortion(2D), Pré-acq. normalisée
Elém. antenne	BO1,2;BO1,2

Contraste

MTC	Désactivé
Préparation aim.	Néant
Angle basc. 1	90 deg
Angle basc. 2	180 deg
Suppression graisse	Néant
Suppression d'eau	Néant
Mode Moyenne	Court terme
Reconstruction	Magnitude
Mesures	1
Séries multiples	Chaque mesure

Résolution

Résolution base	512
Résolution phase	100 %
Phase Fourier partiel	Désactivé
Interpolation	Désactivé
Mode Antennes Matrix	Auto (CP)
Filtre d'image	Désactivé
Corr. Distortion	Activé
Mode	2D
Images non filtrées	Désactivé
Images non filtrées	Désactivé
Pré-acq. normalisée	Activé
Normaliser	Désactivé
Filtre B1	Désactivé

Filtre brut	Désactivé
Filtre elliptique	Désactivé

Géométrie

Mode multicoupe	Entrelacé
Série	Entrelacé
Spécial sat.	Néant

Système

Body	Désactivé
BO1	Activé
BO2	Activé
BO1	Activé
BO2	Activé

Mode positionnement	REF
Position table	H
Position table	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Mémo. non combinée	Désactivé
Mode combinaison antenne	Combinaison adaptative
Sélection d'antenne automatique	Défaut

Mode shim	Mise au point
Ajus. avec ant. corps	Désactivé
Confirmer le réglage de fréq.	Désactivé
Présence silicone	Désactivé
? Amplitude réf. 1H	0.000 V
Tolérance d'ajustement	Auto
Volume d'ajustement	
Position	Isocentre
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
R >> L	350 mm
A >> P	263 mm
F >> H	350 mm

Physio

1er signal/mode	Néant
Dark Blood	Désactivé
Contrôle resp.	Désactivé

En ligne

Soustraire	Désactivé
Dév. std. sag	Désactivé
Dév. std. cor	Désactivé
Dév. std. tra	Désactivé
Dév. std. chronologique	Désactivé
MIP sag	Désactivé
MIP cor	Désactivé
MIP tra	Désactivé
MIP chronologique	Désactivé
Mémoriser les images originales	Activé

Séquence

Introduction	Désactivé
Echo asymétrique	Désactivé
Contrastes	1
Largeur de bande	130 Hz/Px
Retard autorisé	0 s

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

Type impulsion RF	Normal
Mode gradients	Rapide

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

\\USER\PAULE\MUSCLE\EPAULE\_GAUCHE\pd\_tse\_fs\_OBL\_320

TA: 20:26 PAT: néant Taille voxel: 0.8x0.6x1.0 mm S/b rel.: 1.00 SIEMENS: tse

Propriétés

Recons. prior.	Désactivé
Avant la mesure	
Après la mesure	
Load to viewer	Activé
Inline movie	Désactivé
Auto store images	Activé
Load to stamp segments	Désactivé
Charger images dans segments graph.	Désactivé
Auto open inline display	Désactivé
Start measurement without further preparation	Activé
En attente d'une action utilisateur pour démarrer	Désactivé
Start measurements	single

Routine

Groupe coupes 1	
Coupes	60
Fac. distance	10 %
Position	L126.9 P43.7 H9.8
Orientation	C > S-19.7 > T-7.3
Dir. codage phase	F >> H
Rotation	90.00 deg
Suréchantil. phase	50 %
FoV lecture	200 mm
FoV phase	100.0 %
Epaiss. coupe	1.0 mm
TR	3000 ms
TE	31 ms
Nb. d'excitations	3
Concaténations	3
Filtre	Pré-acq. normalisée, Filtre elliptique
Elém. antenne	BO1,2;BO1,2;SP8

Contraste

TD	0.0 ms
MTC	Désactivé
Préparation aim.	Néant
Angle basc.	150 deg
Suppression graisse	Sat. graisse
Mode sat. graisse	Faible
Suppression d'eau	Néant
Restaurer aimant.	Désactivé
Mode Moyenne	Court terme
Reconstruction	Magnitude
Mesures	1
Séries multiples	Chaque mesure

Résolution

Résolution base	320
Résolution phase	75 %
Phase Fourier partiel	Désactivé
Trajectoire	Cartésien
Interpolation	Désactivé
Mode PAT	néant
Mode Antennes Matrix	Auto (CP)
Filtre d'image	Désactivé
Corr. Distortion	Désactivé
Images non filtrées	Désactivé
Pré-acq. normalisée	Activé

Normaliser	Désactivé
Filtre B1	Désactivé
Filtre brut	Désactivé
Filtre elliptique	Activé
Mode	Dans le plan

Géométrie

Mode multicoupe	Entrelacé
Série	Entrelacé
Spécial sat.	Néant
Mode Tim CT	Désactivé

Système

Body	Désactivé
BO1	Activé
BO2	Activé
BO1	Activé
BO2	Activé
SP4	Désactivé
SP2	Désactivé
SP8	Activé
SP6	Désactivé
SP3	Désactivé
SP1	Désactivé
SP7	Désactivé
SP5	Désactivé

Mode positionnement	FIX
Position table	H
Position table	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Mémo. non combinée	Désactivé
Mode combinaison antenne	Combinaison adaptative
Sélection d'antenne automatique	Défaut

Mode shim	Mise au point
Ajus. avec ant. corps	Désactivé
Confirmer le réglage de fréq.	Désactivé
Présence silicone	Désactivé
? Amplitude réf. 1H	0.000 V
Tolérance d'ajustement	Auto
Volume d'ajustement	
! Position	L135.7 P22.4 H33.7
! Orientation	Transversal
! Rotation	0.00 deg
! R >> L	197 mm
! A >> P	159 mm
! F >> H	157 mm

Physio

1er signal/mode	Néant
Dark Blood	Désactivé
Contrôle resp.	Désactivé

En ligne

Soustraire	Désactivé
Dév. std. sag	Désactivé
Dév. std. cor	Désactivé
Dév. std. tra	Désactivé
Dév. std. chronologique	Désactivé

9/15

## SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

MIP sag	Désactivé
MIP cor	Désactivé
MIP tra	Désactivé
MIP chronologique	Désactivé
Mémoriser les images originales	Activé

### Séquence

Introduction	Activé
Dimension	2D
CompensationT2	Désactivé
Réd. sensibilité au mouv.	Désactivé
Contrastes	1
Largeur de bande	269 Hz/Px
Comp. flux	Coupe
Retard autorisé	60 s
Ecart inter-échos	15.3 ms
-----	
Définir	Facteur Turbo
Facteur Turbo	8
Trains d'échos par coupe	45
Type impulsion RF	Pas de SAR
Mode gradients	Rapide

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

\\USER\PEPAULE\MUSCLE\PEPAULE\_GAUCHE\LOCA FOV 400 AXIAL SAGITx2

TA: 2:40 PAT: 3 Taille voxel: 2.1x1.0x4.0 mm S/b rel.: 1.00 SIEMENS: haste

Propriétés

Recons. prior.	Désactivé
Avant la mesure	
Après la mesure	
Load to viewer	Activé
Inline movie	Désactivé
Auto store images	Activé
Load to stamp segments	Activé
Charger images dans segments graph.	Désactivé
Auto open inline display	Désactivé
Start measurement without further preparation	Désactivé
En attente d'une action utilisateur pour démarrer	Désactivé
Start measurements	single

Routine

Groupe coupes 1	
Coupes	40
Fac. distance	50 %
Position	Isocentre
Orientation	Transversal
Dir. codage phase	A >> P
Rotation	0.00 deg
Groupe coupes 2	
Coupes	20
Fac. distance	50 %
Position	R140.0 P0.0 H0.0
Orientation	Sagittal
Dir. codage phase	A >> P
Rotation	0.00 deg
Groupe coupes 3	
Coupes	20
Fac. distance	50 %
Position	L140.0 P0.0 H0.0
Orientation	Sagittal
Dir. codage phase	H >> F
Rotation	90.00 deg
Suréchantil. phase	0 %
FoV lecture	400 mm
FoV phase	100.0 %
Epaiss. coupe	4.0 mm
TR	2000 ms
TE	90 ms
Nb. d'excitations	1
Concaténations	3
Filtre	Corr. Distortion(2D), Pré-acq. normalisée
Elém. antenne	BO1,2;BO1,2

Contraste

TD	0.0 ms
MTC	Désactivé
Préparation aim.	Néant
Angle basc.	160 deg
Suppression graisse	Néant
Suppression d'eau	Néant
Restaurer aimant.	Désactivé
-----	
Mode Moyenne	Long terme
Reconstruction	Magnitude
Mesures	1
Séries multiples	Désactivé

Résolution

Résolution base	384
Résolution phase	50 %
Phase Fourier partiel	6/8
Interpolation	Désactivé
-----	
Mode PAT	GRAPPA
Facteur d'accél. PE	3
Lignes réf. PE	24
Mode Antennes Matrix	Auto (Triple)
Mode acquisition référence	Intégré
-----	
Filtre d'image	Désactivé
Corr. Distortion	Activé
Mode	2D
Images non filtrées	Désactivé
Images non filtrées	Désactivé
Pré-acq. normalisée	Activé
Normaliser	Désactivé
Filtre B1	Désactivé
Filtre brut	Désactivé
Filtre elliptique	Désactivé

Géométrie

Mode multicoupe	Image unique
Série	Entrelacé
-----	
Spécial sat.	Néant
-----	
Mode Tim CT	Désactivé

Système

Body	Désactivé
BO1	Activé
BO2	Activé
BO1	Activé
BO2	Activé
-----	
Mode positionnement	FIX
Position table	H
Position table	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Mémo. non combinée	Désactivé
Mode combinaison antenne	Combinaison adaptative
Sélection d'antenne automatique	Défaut
-----	
Mode shim	Mise au point
Ajus. avec ant. corps	Désactivé
Confirmer le réglage de fréq.	Désactivé
Présence silicone	Désactivé
? Amplitude réf. 1H	0.000 V
Tolérance d'ajustement	Auto
Volume d'ajustement	
Position	Isocentre
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
R >> L	350 mm
A >> P	263 mm
F >> H	350 mm

Physio

1er signal/mode	Néant
-----	
Dark Blood	Désactivé

11/15

## SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

Contrôle resp.	Désactivé
----------------	-----------

### En ligne

Soustraire	Désactivé
Dév. std. sag	Désactivé
Dév. std. cor	Désactivé
Dév. std. tra	Désactivé
Dév. std. chronologique	Désactivé
MIP sag	Désactivé
MIP cor	Désactivé
MIP tra	Désactivé
MIP chronologique	Désactivé
Mémoriser les images originales	Activé

### Séquence

Introduction	Désactivé
Dimension	2D
Contrastes	1
Largeur de bande	766 Hz/Px
Comp. flux	Non
Retard autorisé	30 s
Ecart inter-échocs	4.1 ms
Facteur Turbo	192
Type impulsion RF	Rapide
Mode gradients	Rapide

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

\\USER\PAULE\MUSCLE\PAULE\_GAUCHE\pd\_tse\_fs\_OBL\_320

TA: 13:38 PAT: néant Taille voxel: 0.8x0.6x2.0 mm S/b rel.: 1.00 SIEMENS: tse

Propriétés

Recons. prior.	Désactivé
Avant la mesure	
Après la mesure	
Load to viewer	Activé
Inline movie	Désactivé
Auto store images	Activé
Load to stamp segments	Désactivé
Charger images dans segments graph.	Désactivé
Auto open inline display	Désactivé
Start measurement without further preparation	Activé
En attente d'une action utilisateur pour démarrer	Désactivé
Start measurements	single

Routine

Groupe coupes 1	
Coupes	30
Fac. distance	10 %
Position	L103.2 P70.5 H10.0
Orientation	C > S-19.6 > T-5.6
Dir. codage phase	F >> H
Rotation	90.00 deg
Suréchantil. phase	50 %
FoV lecture	200 mm
FoV phase	100.0 %
Epaiss. coupe	2.0 mm
TR	3000 ms
TE	37 ms
Nb. d'excitations	3
Concaténations	2
Filtre	Pré-acq. normalisée, Filtre elliptique
Elém. antenne	BO1,2;BO1,2

Contraste

TD	0.0 ms
MTC	Désactivé
Préparation aim.	Néant
Angle basc.	150 deg
Suppression graisse	Sat. graisse
Mode sat. graisse	Faible
Suppression d'eau	Néant
Restaurer aimant.	Désactivé
Mode Moyenne	Court terme
Reconstruction	Magnitude
Mesures	1
Séries multiples	Chaque mesure

Résolution

Résolution base	320
Résolution phase	75 %
Phase Fourier partiel	Désactivé
Trajectoire	Cartésien
Interpolation	Désactivé
Mode PAT	néant
Mode Antennes Matrix	Auto (CP)
Filtre d'image	Désactivé
Corr. Distortion	Désactivé
Images non filtrées	Désactivé
Pré-acq. normalisée	Activé

Normaliser	Désactivé
Filtre B1	Désactivé
Filtre brut	Désactivé
Filtre elliptique	Activé
Mode	Dans le plan

Géométrie

Mode multicoupe	Entrelacé
Série	Entrelacé
Spécial sat.	Néant
Mode Tim CT	Désactivé

Système

Body	Désactivé
BO1	Activé
BO2	Activé
BO1	Activé
BO2	Activé
Mode positionnement	FIX
Position table	H
Position table	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Mémo. non combinée	Désactivé
Mode combinaison antenne	Combinaison adaptative
Sélection d'antenne automatique	Défaut
Mode shim	Mise au point
Ajus. avec ant. corps	Désactivé
Confirmer le réglage de fréq.	Désactivé
Présence silicone	Désactivé
? Amplitude réf. 1H	0.000 V
Tolérance d'ajustement	Auto
Volume d'ajustement	
! Position	Isocentre
! Orientation	Transversal
! Rotation	0.00 deg
! R >> L	350 mm
! A >> P	263 mm
! F >> H	350 mm

Physio

1er signal/mode	Néant
Dark Blood	Désactivé
Contrôle resp.	Désactivé

En ligne

Soustraire	Désactivé
Dév. std. sag	Désactivé
Dév. std. cor	Désactivé
Dév. std. tra	Désactivé
Dév. std. chronologique	Désactivé
MIP sag	Désactivé
MIP cor	Désactivé
MIP tra	Désactivé
MIP chronologique	Désactivé
Mémoriser les images originales	Activé

Séquence

## SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

Introduction	Activé
Dimension	2D
Compensation T2	Désactivé
Réd. sensibilité au mouv.	Désactivé
Contrastes	1
Largeur de bande	252 Hz/Px
Comp. flux	Coupe
Retard autorisé	60 s
Ecart inter-échos	12.4 ms
-----	
Définir	Facteur Turbo
Facteur Turbo	8
Trains d'échos par coupe	45
Type impulsion RF	Pas de SAR
Mode gradients	Rapide

SIEMENS MAGNETOM Verio syngo MR B19

Table des matières

\\USER	EPAULE	MUSCLE	EPAULE_GAUCHE
			LOCA HASTE T2
			t1_AXIAL STRICT LARGE
			t1_SAG STRICT
			se OBLIQUE T1 0.5X0.5X0.7
			pd_tse_fs_OBL_320
			LOCA FOV 400 AXIAL SAGITx2
			pd_tse_fs_OBL_320

## Annexe 4 : Programme Python SPI.

```
# -*- coding: utf-8 -*-
"""
Created on Wed Feb 18 20:48:49 2015

@author: root
auteur: Pierre Chevrollier
Ce script temporaire est sauvegardé ici :
/home/pi/pierre/com_spi2.py
"""
import spidev
import time

class MCP3208:
    def __init__(self, spi_channel=0):
        self.spi_channel = spi_channel # définition de
spi_channel a la valeur
        self.conn = spidev.SpiDev(0, spi_channel) # définition du
mode SPI sur CE0
        self.conn.max_speed_hz = 1000000 # 1MHz # définition de la
vitesse de conversio

    def __del__( self ):
        self.close # fermeture du port

    def close(self):
        if self.conn != None: # si rien de connecté
            self.conn.close # fermé le port
            self.conn = None # vider la variable conn

    def bitstring(self, n):
        s = bin(n)[2:] # garder les bits de 3 à la fin
        return '0'*(8-len(s)) + s

    def read(self, adc_channel=0):
        # build command
        cmd = 128 # start bit
        cmd += 64 # single end / diff
        if adc_channel % 2 == 1:
            cmd += 8
        if (adc_channel/2) % 2 == 1:
            cmd += 16
        if (adc_channel/4) % 2 == 1:
            cmd += 32

        # send & receive data
        reply_bytes = self.conn.xfer2([cmd, 0, 0]) # conversion avec
un bit de start et un de stop sur canal 0

        reply_bitstring = ''.join(self.bitstring(n) for n in reply_bytes)
        # print reply_bitstring

        # see also... http://akizukidenshi.com/download/MCP3204.pdf
        (page.20)
        reply = reply_bitstring[5:19] # mettre le mot de douze bit
```

```

dans reply bit 6 à 18 (les bornes ne sont pas comprises)
    return int(reply, 2)          # renvoyer le mot en base 2

def val_capteur (channel):
    spi = MCP3208(0)             # initialisation de la classe MCP3208
    count = 0                    # initialisation de variables
    a0 = 0
    while True:                  # à l'infinie
        count += 1
        a0 += spi.read(channel)  # lire les donnée sur le canal
        if count == 10:
            #print "ch0=%04d" % (a0/10)
            return a0/10         # retourner mot de 12 bits
            #count = 0
            #a0 = 0

if __name__ == '__main__':
    spi = MCP3208(0)             # initialisation de la calsse mcp3208
    zero = val_capteur (0)      # récupérer la valeur à vide

    while True :
        valeur0 = val_capteur (0) # récupérer val capteur
        print valeur0            # afficher la valeur
        binaire = bin (valeur0)  # conertir en binaire et l'afficher
        print binaire
        print( "tension: "+ str( (3.3*valeur0)/4096 ) ) # récupérer la
tension qui as été convertie

        time.sleep (1)          # attendre 1 secondes

```

## Annexe 5 : Programme Python interface graphique.

```
# -*- coding: utf-8 -*-
"""
Created on Sat Feb 21 09:00:11 2015

@author: root
"""

import Tkinter as tk
from Tkinter import StringVar
import tkFileDialog
import numpy as np
import matplotlib
import matplotlib.pyplot as plt
import sys, os
import Tix
import time

class Application(tk.Frame):

    def __init__(self, master=None):
        tk.Frame.__init__(self, master)

        self.page()

        """-----creation de la barre de menu-----"""
        self.barremenu = tk.Menu(self.master)

        """-----creation du menu fichier-----"""
        self.fichier = tk.Menu(self.barremenu, tearoff=0)
        self.barremenu.add_cascade(label="Fichier", menu=self.fichier)
        self.fichier.add_command(label="Ouvrir", command=self.ouvrir)
        self.fichier.add_command(label="Enregistrer",
command=self.enregistrer)
        self.fichier.add_separator()
        self.fichier.add_command(label="Quitter", command=self.quitter)

        """-----creation du menu "Aide"-----"""
        self.aide = tk.Menu(self.barremenu, tearoff=0)
        self.barremenu.add_cascade(label="Aide", menu=self.aide)
        self.aide.add_command(label="Manuel", command = self.manuel)
        self.aide.add_command(label="A propos", command = self.apropos)

        # afficher le menu
        self.master.config(menu=self.barremenu)

        """-----Fonction de création de la page hors menu-----"""
        def page(self):
            #repartition e la page en trame pour facilement placer les boutons
            ou l'on souhaite
```

```

    """----- Frame comportant les boutons-----"""
    frame1 = tk.Frame(borderwidth=0,relief="groove",
bg="yellow",width=300, height=300, padx=5, pady=0)
    frame1.pack(side="right", fill="y")

tk.Button(frame1,text="Quitter",fg='navy',command=quit).pack(ipadx=50,
ipady=20, padx=0, pady=20, side="bottom")           #création bouton
quitter permettant de fermer la fenetre

tk.Button(frame1,text="Stop",fg='navy',command=self.On_Btn_Stop).pack(ipadx
=50, ipady=20, padx=0, pady=50, side="bottom")      #création bouton stop
debut de la fonction On_btn_stop

tk.Button(frame1,text="Start",fg='navy',command=self.On_Btn_Start).pack(ipa
dx=50, ipady=20, padx=0, pady=5, side="bottom")#création bouton start debut
de la fonction On_btn_start

    """-----Frame comportant l'écriture d'information-----"""
    frame2 = tk.Frame(borderwidth=0, bg="blue",width=100, height=20)
    frame2.pack(side="top", fill="x")

    lbl =tk.Label(frame2, text="à faire varier", fg="black")
    lbl.pack(side ="left")

    """-----Frame comportant le graphique-----"""
    frame3 = tk.Frame(borderwidth=0, bg="red", width=800, height=850)
    frame3.pack(side="bottom", fill="both", expand=1)

    """-----Création du canvas pour dessiner le graphique-----"""
    self.cv=tk.Canvas(frame3, width=1000, height=850, bg = "white")
    haut =800
    large= 850
    x=10
    y=0

    self.cv.create_line(10, haut, large, haut, arrow="last")    # axe X
    self.cv.create_line(10, haut, 10, 5, arrow="last")          # axe Y

    while (x<850):

        y= -0.8*(x-10) + 800
        #cv.create_line(x, y, x, y+1, fill="red")
        self.cv.create_oval(x, y, x, y, outline="red")
        #self.cv.update()
        #time.sleep(0.01)
        x = x+1

    self.cv.pack()

    """-----Commande en cas d'appui sur le bouton start-----"""
    def On_Btn_Start(self):
        print "start"

    """-----Commande en cas d'appui sur le bouton stop-----"""

```

```

def On_Btn_Stop(self):
    print "stop"
    self.cv.delete(tk.ALL)
    haut =800
    large= 850

    self.cv.create_line(10, haut, large, haut, arrow="last") # axe X
    self.cv.create_line(10, haut, 10, 5, arrow="last") # axe Y

"""-----Commande en cas d'appui sur le bouton quitter-----"""
def quitter(self):
    self.master.destroy()

"""-----commande du bouton ouvrir dans le menu-----"""
#fonction: ouvrir un fichier comportant les points d'un courbes
def ouvrir(self):
    print "Ouvrir"
    filename= tkFileDialog.askopenfile(filetypes=[("Data
file", "*.csv"),
                                                ("All files", "*.*)"],
                                        title="select a file")

"""-----commande du bouton enregistrer dans le menu-----"""
#fonction: sauvegarder la fenetre
def enregistrer(self):
    print "enregistrer"
    sauve= tkFileDialog.asksaveasfile(title="sauvegarder sous")

"""-----commande du bouton manuel dans le menu-----"""
#fonction: ouvre une fenetre avec le manuel d'utilisation du logiciel
def manuel(self):
    print "manuel"
    fenetre_manuel = Tix.Toplevel()
    fenetre_manuel.title("Manuel")
    fenetre_manuel.mainloop()

"""-----commande du bouton A propos dans le menu-----"""
#fonction: donnc des information sur le logiciel dans une nouvelle
fenetre
def apropos(self):
    print "a propos"
    fenetre_apropos = Tix.Toplevel()
    fenetre_apropos.title("A propos")
    fenetre_apropos.mainloop()

def main ():
    app.mainloop()

# Création de la fenêtre principale
if __name__ == "__main__":
    app = Application(None)
    app.master.title ("Test")
    app.master.geometry("1280x980")
    main ()

```

## Annexe 6 : Programme Python final.

```
# -*- coding: utf-8 -*-
"""
Created on Sat Feb 21 09:00:11 2015

@author: root
"""

import Tkinter as tk                # librairie graphique
import tkinterFileDialog           # librairie de communication avec les
fichier                            # librairie pour les fenetre secondaire
import Tix                         # importer librairie de timer
import time                        # importer librairie d'utilisation du
import RPi.GPIO as GPIO           # librairie communication SPI
connecteur GPIO

import spidev

"""-----création de la fenetre graphique-----"""
class Application(tk.Frame):

    def __init__(self, master=None):

        tk.Frame.__init__(self, master)
        self.zero= val_capteur(0) # recupération de la valeur à vide
        self.stop = 0           # variable d'appui sur bouton stop
        self.start=0           # variable d'appui sur bouton start
        self.page()            # afficher la fenetre
        self.base_direction = "/home/pi/pierre/data" # dossier de
sauvegarde par défaut

        """-----creation de la barre de menu-----"""
        self.barremenu = tk.Menu(self.master) #initialise une
bare de menu dans la fenetre principale

        """-----creation du menu fichier-----"""
        self.fichier = tk.Menu(self.barremenu, tearoff=0) #creer un menu
self.barremenu.add_cascade(label="Fichier",menu=self.fichier)
#créer une menu en cascade nommé fichier
        self.fichier.add_command(label="répertoire", command=
self.repertoire) #créer un sous menu nouveau
        self.fichier.add_command(label="Ouvrir", command=self.ouvrir)
#créer un sous menu ouvrir
        self.fichier.add_command(label="Enregistrer",
command=self.enregistrer) #créer un sous menu enregistrer
        self.fichier.add_command(label="Enregistrer sous",
command=self.enregistrer_sous) #créer un sous menu enregistrer sous
        self.fichier.add_separator() # creer une barre de separation dans
le menu en cascade
        self.fichier.add_command(label="Quitter", command=self.quitter)
#créer un sous mpenu quitter

        """-----creation du menu "Aide"-----"""
        self.aide = tk.Menu(self.barremenu, tearoff=0) #creer un menu
```

```

        self.barremenu.add_cascade(label="Aide",menu=self.aide)    #créer
une menu en cascade nommé aide
        self.aide.add_command(label="Manuel", command = self.manuel)
#créer un sous menu manuel
        self.aide.add_command(label="A propos", command = self.apropos)
#créer un sous menu a propos

        # afficher le menu
        self.master.config(menu=self.barremenu)

    """-----Fonction de création de la page hors menu-----"""
    def page(self) :

        #repartition e la page en trame pour facilement placer les boutons
ou l'on souhaite

        """----- Frame comportant les boutons-----"""
        frame1 = tk.Frame(borderwidth=0, bg="grey", #creer frame grise sans
bordure
                            width=300, height=300, padx=5, pady=0)
#dimension de 300*300 avec marge de 5 pixels en x
        frame1.pack(side="right", fill="y")

        """-----bouton de commande-----"""

        tk.Button(frame1,text="Quitter",fg='navy',command=self.quitter).pack(
                            ipadx=50, ipady=20, padx=0, pady=20,
side="bottom")    #création bouton quitter permettant de fermer la fenetre

        tk.Button(frame1,text="Stop",fg='navy',command=self.On_Btn_Stop).pack(
                            ipadx=50, ipady=20, padx=0, pady=50,
side="bottom")    #création bouton stop debut de la fonction On_btn_stop

        tk.Button(frame1,text="Start",fg='navy',command=self.On_Btn_Start).pack(
                            ipadx=50, ipady=20, padx=0, pady=5,
side="bottom")    #création bouton start debut de la fonction On_btn_start

        tk.Button(frame1,text="Calibration",fg='navy',command=self.Cal).pack(
                            ipadx=35, ipady=20, padx=0, pady=10,
side="bottom")

        """-----variable à changer par l'utilisateur-----
"""
        tk.Label(frame1, text="base de temps en secondes", fg="black",
bg="white").pack(
                            #label d'indication
                            side="top",ipadx=5, ipady=5, padx=5, pady=5)

        self.temps = tk.IntVar()
        tk.Entry(frame1, textvariable = self.temps).pack(
                            # choix
de la base de temps par l'utilisateur
                            side="top")

        tk.Label(frame1, text="nom du fichier", fg = "black",
bg="white").pack(
                            #indique a quoi sert le "entry" en dessous

```

```

        side="top",ipadx=5, ipady=5, padx=5, pady=5)

    self.nom_fichier=tk.StringVar()      #créer une variable string
    tk.Entry(frame1, textvariable=self.nom_fichier).pack(      #lui
affecter la valeur de entry
        side="top",ipadx=5, ipady=5, padx=5, pady=5)

    self.remplir=tk.StringVar()          #variable du label
    self.lbl =tk.Label(frame1, textvariable=self.remplir, fg="black")
#écrire la valeur de "remplir"
    self.lbl.pack(side ="bottom")

    """-----Frame comportant l'écriture d'information-----"""
    frame2 = tk.Frame(borderwidth=0, bg="grey",width=100, height=20)
#créer une seconde frame
    frame2.pack(side="top", fill="x")
# placer en haut de la feuille

    """-----Frame comportant le graphique-----"""
    frame3 = tk.Frame(borderwidth=0, bg="grey", width=800, height=850)
#créer 3iem frame
    frame3.pack(side="bottom", fill="both", expand=1)
# en bas

    """-----Création du canvas pour dessiner le graphique-----"""
    self.cv=tk.Canvas(frame3, width=1000, height=850, bg = "white")
# créer un cadre de dessin dans la frame 3
    self.cv.pack()

    self.tracer_courbe()      #afficher l'axe et la droite

    """-----fonction permettant le tacer des axes et de la courbes-----
_"""
# attention on dessine les points avec le pixel du canvas
#Le point (0,0) du canvas se situe dans le coin en haut à gauche
def tracer_courbe (self):

    self.haut =800          # hauteur de la courbe en pixels
    self.large= 850        # largeur de la courbes en pixels
    x=10                    # marge a gauche du canvas

    self.cv.create_line(10, self.haut, self.large, self.haut,
arrow="last")      # axe X
    self.cv.create_line(10, self.haut, 10, 5, arrow="last")      #
axe Y
    while (x<850):

        y= -0.8*(x-10) + 800          # 0.8 =coeff directeur #-10 =
marge à gauche de l'axe      #800= point (0,0) de l'axe
        #cv.create_line(x, y, x, y+1, fill="red")
        self.cv.create_oval(x, y, x, y, outline="red") #dessine la
droite grâce à des cercle
        #self.cv.update()
        #time.sleep(0.01)
        x = x+1

```

```

"""-----Commande en cas d'appui sur le bouton start-----"""
def On_Btn_Start(self):

    GPIO.setmode (GPIO.BOARD)          # initialise la numérotation du
connecteur
    GPIO.setup (40, GPIO.OUT)          # initialise la broche 40 comme
une sortie

    n=10
    self.remplir.set("") #ne rien écrire ou effacer

    self.jour= time.strftime("%Y-%m-%d_%H:%M:%S") # recuperer date
dans le format YYYY-MM-JJ_

    if (self.nom_fichier.get()=='') : #si la variable nom de fichier
est vide
        self.remplir.set("entrez un nom de fichier") # afficher dans
le label pour que l'utilisateur entre un nom

        else: # sinon on ne peut commencer le test

            self.new_file = str(self.base_direction) + "/" +
str(self.nom_fichier.get())+"_"+str(self.jour)+ ".txt" #donne le chemin et
le nom d'un fichier texte avec le repertoire souhaité le nom et le jour
            print self.new_file
            self.fichier_txt= open(self.new_file,'w') #creer le fichier
fichier précédent en écriture

self.fichier_txt.write("point"+"\\t"+"\\t"+"capteur"+"\\t"+"\\t"+"élasto"+"\\n")
#ecrire le titre des colonnes dans le fichier texte
    while(n < self.large): #faire le autant de fois que de point de
largeur
        GPIO.output (40, False)          # mettre la broche 40 au
niveau logique 0
        elasto=0                          #initialise la valeur de la
prise d'élasto a 0
        val = val_capteur(0)              # recuperation du capteur

        y = 800-(abs(val-self.zero)*800/2048) #converti a
hauteur du graphique
        self.cv.update() # rafraichir l'affichage du canvas

        self.point = self.cv.create_rectangle(n-5,y+5, n+5, y-5,
fill= "blue") #creer un rectangle dans le canvas auour du point calcule
self.cv.update() # rafraichi l'affichage du canvas
time.sleep(0.0145) # attendre 0.05 secondes
        val = round (val)
        self.cv.delete(self.point) #supprime le rectangle

        if (n-10)%25==0: # toutes les 25 points
            GPIO.output (40, True) # mettre la broche 40
au niveau logique 1
            elasto=1

            poids= abs(val-self.zero)*(1/0.1733)*9.81
            self.fichier_txt.write(str(n-
10)+"\\t"+"\\t"+str(poids)+"\\t"+"\\t"+str(elasto)+"\\n") # ecrire sur une ligne
le point, le capteur et la prise d'élastogramme

            n=n+1
            if self.stop == 1: # si appuis sur le bouton stop

```

```

        self.stop=0
        n=850                # sortir de la boucle

    self.fichier_txt.close()    # fermer le fichier

    """-----Commande en cas d'appui sur le bouton stop-----"""
    def On_Btn_Stop(self):

        self.stop=1        # initialiser la variable de stop
        self.cv.delete(tk.ALL) # effacer l'interieur de canvas
        self.tracer_courbe() #retracer l'axe et la droite

    """-----Commande en cas d'appui sur le bouton quitter-----"""
    def quitter(self):

        fenetre_quitter= Tix.Toplevel() #créer une fenêtre secondaire
        fenetre_quitter.title("Quitter") #titre de la fenêtre secondaire

        label = tk.Label(fenetre_quitter,
                        text = "Etes vous sur de vouloir quitter?" ) #
demande confirmation à l'utilisateur
        label.pack(side="top")

        oui = tk.Button(fenetre_quitter, text="oui",
                        command= quit) #bouton de confirmation de la
fermeture du programme
        oui.pack(side="right",ipadx=20, ipady=5)

        non = tk.Button(fenetre_quitter, text="non",
                        command = fenetre_quitter.destroy) # annulation de
la fermeture
        non.pack(side="left",ipadx=20, ipady=5)

        fenetre_quitter.mainloop() # afficher la fenetre secondaire

    def Cal(self):
        self.zero= val_capteur(0)

    """-----commande du bouton répertoire dans le menu-----"""
    #fonction: changer de répertoire les sauvegarde des données
    def repertoire(self):

        self.base_direction = tkFileDialog.askdirectory() #mettre dans
direction le cheûin souhaite

    """-----commande du bouton ouvrir dans le menu-----"""
    #fonction: ouvrir un fichier comportant les points d'un courbes
    def ouvrir(self):

        filename= tkFileDialog.askopenfile(filetypes=[("Data
file","*.csv"), #demande a l'utilisateur quel fichier ouvrir
("All files","*.*)"],
title="select a file")

# au format CSV

```

```

"""-----commande du bouton enregistrer dans le menu-----"""
#fonction: sauvegarder la fenetre
def enregistrer(self):

    sauve= tkFileDialog.asksaveasfile(title ="sauvegarder") #demande a
l'utilisateur ou sauvegarder

"""-----commande du bouton enregistrer dans le menu-----"""
def enregistrer_sous(self):

    sauve= tkFileDialog.asksaveasfile(title="sauvegarder sous",
filetypes=[("Data
file", "*.txt")]) #demande à l'utilisateur ou sauvegarder mais au format
.txt

"""-----commande du bouton manuel dans le menu-----"""
#fonction: ouvre une fenetre avec le manuel d'utilisation du logiciel
def manuel(self):

    fenetre_manuel = Tix.Toplevel() #fenetre secondaire
    fenetre_manuel.title("Manuel")
    fenetre_manuel.mainloop() #afficher

"""-----commande du bouton A propos dans le menu-----"""
#fonction: donne des information sur le logiciel dans une nouvelle
fenetre
def apropos(self):

    fenetre_apropos = Tix.Toplevel() #fenetre secondaire
    fenetre_apropos.title("A propos")
    fenetre_apropos.mainloop() #afficher

"""-----classe de communication SPI-----"""
class MCP3208:

    def __init__(self, spi_channel=0):

        self.spi_channel = spi_channel # définition de
spi_channel a la valeur
        self.conn = spidev.SpiDev(0, spi_channel) # définition du
mode SPI sur CE0
        self.conn.max_speed_hz = 100000 # 1MHz # définition de la
vitesse de conversion

"""-----fermeture du port SPI-----"""
def __del__( self ):

    self.close() # fermeture du port

"""----- Test de connection du port SPI-----"""

```

```

def close(self):
    if self.conn != None:
        self.conn.close()
        self.conn = None

    """-----Regroupement des douze bits-----"""
def bitstring(self, n):
    s = bin(n)[2:]
    return '0'*(8-len(s)) + s

    """-----lecture des données sur le canal souhaité-----"""
def read(self, adc_channel=0):
    # build command
    cmd = 128
    cmd += 64
    if adc_channel % 2 == 1:
        cmd += 8
    if (adc_channel/2) % 2 == 1:
        cmd += 16
    if (adc_channel/4) % 2 == 1:
        cmd += 32

    # send & receive data
    reply_bytes = self.conn.xfer2([cmd, 0, 0])
    un bit de start et un de stop sur canal 0

    reply_bitstring = ''.join(self.bitstring(n) for n in reply_bytes)

    # see also... http://akizukidenshi.com/download/MCP3204.pdf
    (page.20)
    reply = reply_bitstring[5:19]
    dans reply bit 6 à 18 (les bornes ne sont pas comprises)
    return int(reply, 2)

    """-----fonction de récupération de la valeur du capteur-----"""
def val_capteur (channel):
    """spi = MCP3208(0)
    MCP3208
    return spi.read(channel)
    spi = MCP3208(0)
    count = 0
    a0 = 0
    while True:
        count += 1
        a0 += spi.read(channel)
        if count == 10:
            #print "ch0=%04d" % (a0/10)
            return a0/10
            #count = 0
            #a0 = 0
    """
    # initialisation de la classe
    # lire les donnée sur le canal"""
    # initialisation de la classe MCP3208
    # initialisation de variables
    # à l'infinie
    # lire les donnée sur le canal
    # retourner mot de 12 bits

```

```

spi.close()

"""-----fonction de paramétrage de la fenêtre graphique-----
_"""
def main ():

    app = Application(None)           # initialisation de la classe de
l'interface graphique
    app.master.title ("contrainte de charge")      # nom de la fenetre
    app.master.geometry("1680x980") # Taille de la fenetre
    app.mainloop()

# Création de la fenêtre principale
if __name__ == "__main__":

    main ()

```



LES MUSCLES *INFRASPINATUS* ET *TERES MINOR*

Anatomie, analyse de texture en imagerie IRM et comportement viscoélastique en élastographie ultrasonore

## Résumé

Les muscles infraépineux et petit rond sont cruciaux sur le plan fonctionnel et sont altérés dans le cadre des pathologies de la coiffe des rotateurs. La proportion de tissu graisseux dans l'infraépineux est actuellement un critère pronostic du résultat fonctionnel des réparations des lésions tendineuses de la coiffe des rotateurs. Les buts de ce travail sont de caractériser ces muscles sur le plan anatomique, de proposer une meilleure exploration de leur morphologie par IRM, d'utiliser l'analyse de texture informatique pour objectiver leur composition et enfin, d'utiliser l'élastographie ultrasonore pour analyser leur comportement viscoélastique en contrainte. L'infraépineux et le petit rond sont respectivement de conformation tripennée et parallèle. Les critères d'acquisition IRM de routine peuvent être aisément optimisés pour analyser plus précisément les muscles rotateurs externes. L'analyse de texture semble prometteuse pour évaluer la proportion de tissu graisseux dans le muscle squelettique. L'élastographie ultrasonore permet d'appréhender le degré d'anisotropie musculaire, et donc l'état d'organisation du muscle infraépineux.

Mots clefs : infraépineux, petit rond, anatomie, IRM, élastographie ultrasonore, contrainte mécanique.

## Résumé en anglais

*Infraspinatus* and *teres minor* muscles are crucial functionally and are regularly impaired in the context of the rotator cuff pathology. The proportion of fatty tissue in the infraspinatus is currently a strong prognosis criterion of functional outcomes of rotator cuff tendon repair. The goals of this work are to characterize these muscles anatomically, to provide a better exploration of their morphology by MRI, to use computer texture analysis to objectify their composition and finally to use the ultrasound elastography for analysing their viscoelastic behaviour under stress. *Infraspinatus* and *teres minor* muscles have a tripennate and parallel organization, respectively. Routine MRI acquisition criteria can be easily optimized to analyse more precisely the external rotator muscles. Texture analysis seems promising to assess the proportion of fatty tissue in the skeletal muscle. The ultrasound elastography allows us to estimate the degree of muscle anisotropy, and therefore the state of organization of the infraspinatus muscle.

Key words: infraspinatus, teres minor, anatomy, MRI, ultrasound elastography, mechanical stress.