

Université de Montréal

Architecture 3D et élasticité des muscles de la coiffe des rotateurs par  
imagerie de tenseur de diffusion et élastographie par résonance  
magnétique

par

Alexandre Jodoin

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures et postdoctorales  
en vue de l'obtention du grade de  
Maitrise en Sciences biomédicales, option médecine expérimentale

Avril 2022

© Alexandre Jodoin, 2022

Université de Montréal  
Faculté de Médecine

---

*Ce mémoire intitulé*

**Architecture 3D et élasticité des muscles de la coiffe des rotateurs par imagerie de tenseur de diffusion et élastographie par résonance magnétique**

*Présenté par*

**Alexandre Jodoin**

*A été évalué par un jury composé des personnes suivantes*

Monsieur Carl Chartrand-Lefebvre MD, MSc  
Président-rapporteur

Madame Nathalie Bureau MD, MSc  
Directrice de recherche

Monsieur Elijah van Houten Ing PhD  
Co-directeur

Monsieur Mathieu Dehaes Ing PhD  
Membre du jury

## Résumé

**Introduction :** Les déchirures de la coiffe des rotateurs sont l'atteinte de l'épaule la plus courante pour laquelle les patients ont besoin d'un traitement. La prévalence des déchirures des tendons de la coiffe des rotateurs augmente avec l'âge, touchant 25% des personnes de 60 ans et plus de 50% des personnes de 80 ans. La réparation chirurgicale des tendons de la coiffe des rotateurs réduit les coûts sociétaux et améliore la qualité de vie des patients. La rétraction, l'atrophie, l'infiltration graisseuse et la fibrose du muscle influencent les résultats des réparations de la coiffe des rotateurs. L'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse entraînent une perte de force de l'épaule et peuvent être évaluées quantitativement par imagerie par résonance magnétique (IRM). La rétraction musculaire et la fibrose contribuent à la raideur musculaire et à la diminution de l'élasticité de la jonction myotendineuse impactant la capacité du chirurgien à rattacher les tendons à l'os et compromet la qualité de la réparation chirurgicale en augmentant le risque de déchirure. Par conséquent, la quantification de la viscoélasticité des muscles de la coiffe des rotateurs pourrait fournir des informations pertinentes pour la prise de décision clinique et la planification préchirurgicale. L'imagerie par tenseur de diffusion (DTI) et l'élastographie par résonance magnétique (ERM) permettent de déterminer des biomarqueurs en imagerie par résonance magnétique (IRM) qui se basent sur l'orientation et l'élasticité des fibres musculaires. Cependant, il n'est pas possible, présentement, de quantifier de manière fiable le niveau de fibrose au sein des muscles. Quelques études préliminaires ont démontré que les propriétés viscoélastiques des muscles peuvent être quantifiées, mais sans tenir compte systématiquement de l'anisotropie musculaire qui influence les résultats d'élastographie. Pour mettre au point la technique d'imagerie, des spécimens cadavériques, préservés par les techniques Thiel, sels saturés ou formaldéhyde, qui sont couramment utilisés pour l'optimisation des séquences IRM seront utilisés avant l'application chez des volontaires. Nous faisons l'hypothèse que l'imagerie par tenseur de diffusion et la tractographie sont réalisables et répétables chez tous les volontaires asymptomatiques dans les muscles du supra-épineux et infra-épineux.

**Méthode :** Cette étude s'est déroulée entre janvier 2019 et mars 2020 au Centre de recherche du CHUM. Six épaules de trois spécimens cadavériques ont été obtenues de l'Université de Trois-Rivières. Chaque paire d'épaules était conservée dans trois techniques d'embaumement différentes telles l'embaumement classique au formol, les sels saturés et le Thiel. L'âge au décès variait de 58 à 75 ans (médiane = 66). Ces épaules cadavériques ont été utilisées pour la mise au point du protocole de la séquence d'imagerie avant leur utilisation chez les volontaires. Par la suite, six volontaires asymptomatiques (médiane = 41 ans, intervalle interquartile = 13 ans) ont été imagés au niveau de l'épaule gauche ou droite. La séquence DTI a été acquise sur un système Siemens Skyra 3T avec les paramètres : TE/TR = 57 ms / 5800 ms, 12 directions de diffusion, 500 s/mm<sup>2</sup> et 800 s/mm<sup>2</sup> de valeur b, 3x3x3 mm<sup>3</sup> de taille de voxel. Les séquences d'imagerie ont été répétées trois fois pour chaque volontaire. L'ERM a été appariée à la diffusion acquise par la taille des voxels et l'orientation à une fréquence de 100 Hz, TE/TR = 40 ms / 3300 ms, 3x3 mm<sup>3</sup> pour la taille du voxel. Un seuil de ratio signal bruit de 3:1 a été utilisé pour évaluer la faisabilité de la tractographie. Une analyse de variance à un facteur (ANOVA), des tests t d'échantillons appariés entre les volontaires asymptomatiques, le coefficient de variance (CV) et l'analyse de Bland-Altman ont été utilisés pour évaluer la répétabilité de l'anisotropie fractionnelle (FA) et la diffusivité moyenne (MD) chez les volontaires.

**Résultats :** La diffusivité moyenne pour l'ensemble des tests des volontaires était de 1,553 ± 0,128 mm<sup>2</sup>/s dans le supra-épineux et de 1,762 ± 0,203 mm<sup>2</sup>/s dans l'infra-épineux. Pour le FA, il était de 0,438 ± 0,089 dans le supra-épineux et de 0,461 ± 0,098 dans l'infra-épineux. Les tests t chez les volontaires montrent une différence significative (p < 0,05) au niveau du FA et du MD entre le supra-épineux et l'infra-épineux. Une bonne répétabilité chez les volontaires (coefficient de variance < 10 %) du MD et du FA est obtenue dans le supra-épineux et l'infra-épineux. Les valeurs du cisaillement à l'ERM chez les volontaires asymptomatiques se situaient entre 0,5 et 1,0 kPa. À l'exception de valeurs plus élevées à la limite du tissu et au point

d'attache du muscle, les valeurs de rigidité isotrope transversale reconstruites sont uniformes. Les techniques d'embaumement détruisent l'architecture musculaire telle que démontré par les images de tractographie et sont inutilisables pour l'ERM.

**Conclusion :** Les paramètres DTI de l'infra-épineux et du supra-épineux sont fiables et répétables chez des volontaires asymptomatiques. Les techniques d'embaumement endommagent l'organisation des tissus et ne peuvent être utilisées pour le DTI et la reconstruction de l'ERM.

**Mots-clés :** IRM par tenseur de diffusion, tractographie, déchirure de la coiffe des rotateurs, élastographie, quantification, biomarqueurs.

## Abstract

**Introduction:** Rotator cuff tears are the most common shoulder condition for which patients need treatment. The prevalence of rotator cuff tendon tears increases with age, affecting 25% of people in their 60s and more than 50% of people in their 80s. Surgical repair of rotator cuff tendons reduces societal costs and improves quality of life. Shrinkage, atrophy, fatty infiltration and muscle fibrosis influence the results of rotator cuff repairs. Muscle atrophy and fatty infiltration lead to loss of shoulder strength and can be assessed quantitatively by magnetic resonance imaging. Muscle retraction and fibrosis contribute to muscle stiffness and decreased elasticity of the myotendinous junction impacting the surgeon's ability to reattach tendons to bone and compromises the quality of surgical repair by increasing the risk of tearing. Therefore, quantification of rotator cuff muscle viscoelasticity could provide relevant information for clinical decision-making and presurgical planning. Diffusion tensor imaging and magnetic resonance elastography are used to determine magnetic resonance imaging biomarkers based on the orientation and elasticity of muscle fibers. However, it is currently not possible to reliably quantify the level of fibrosis within muscles. Some preliminary studies have demonstrated that the viscoelastic properties of muscles can be quantified, but without systematically considering muscle anisotropy which influences elastography results. To develop the imaging protocols, cadaveric specimens, preserved by the Thiel technique, saturated salts or formaldehyde, which are commonly used for the optimization of IRM sequences will be used prior to application in volunteers. We hypothesize that diffusion tensor imaging and tractography are feasible and repeatable in all asymptomatic volunteers in the supraspinatus and infraspinatus muscles.

**Methods:** This study took place between January 2019 and March 2020 at the CHUM Research Center. Six shoulders from three cadaveric specimens were obtained from the University of Trois-Rivières. Each pair of shoulders was preserved in three different embalming techniques such as classic formol embalming, saturated salts and Thiel. The age at death ranged from 58

to 75 years (median = 66). These cadaveric shoulders were used for the development of the imaging sequence protocol before their use in volunteers. Subsequently, six asymptomatic volunteers (median = 41 years, interquartile range = 13 years) were imaged at the level of the left or right shoulder. The DTI sequence was acquired on a Siemens Skyra 3T system with the parameters: TE/TR = 57 ms / 5800 ms, 12 diffusion directions, 500 s/mm<sup>2</sup> and 800 s/mm<sup>2</sup> of b-value, 3x3x3 mm<sup>3</sup> of voxel size. The imaging sequences were repeated three times for each volunteer. ERM was matched to acquired diffusion by voxel size and orientation at a frequency of 100 Hz, TE/TR = 40 ms/3300 ms, 3x3 mm<sup>3</sup> for voxel size. A signal-to-noise ratio threshold of 3:1 was used to assess the feasibility of tractography. One-way analysis of variance (ANOVA), paired-sample t-tests between asymptomatic volunteers, coefficient of variance (CV), and Bland-Altman analysis were used to assess the repeatability of fractional anisotropy (FA) and mean diffusivity (MD) in volunteers.

**Results:** The average diffusivity for all the volunteers' tests was  $1.553 \pm 0.128$  mm<sup>2</sup>/s in the supraspinatus and  $1.762 \pm 0.203$  mm<sup>2</sup>/s in the infraspinatus. For FA, it was  $0.438 \pm 0.089$  in the supraspinatus and  $0.461 \pm 0.098$  in the infraspinatus. The t tests in the volunteers show a significant difference ( $p < 0.05$ ) at the level of the FA and the MD between the supraspinatus and the infraspinatus. Good repeatability in volunteers (coefficient of variance  $< 10\%$ ) of MD and FA is obtained in the supraspinatus and infraspinatus. ERM shear values in asymptomatic volunteers ranged between 0.5 and 1.0 kPa. Except for an isolated higher value point at the tissue boundary and at the muscle attachment point, the reconstructed transverse isotropic stiffness values are uniform. Embalming techniques destroy muscle architecture as demonstrated by tractography images and are unusable for ERM.

**Conclusion:** Infraspinatus and supraspinatus DTI parameters are reliable and repeatable in asymptomatic volunteers. Embalming techniques damage tissue organization and cannot be used for DTI and ERM reconstruction.

**Keywords:** Diffusion Tensor MRI, Tractography, Rotator Cuff Tear, Elastography, Quantification, Biomarkers

# Table des matières

Résumé.....	3
Abstract.....	6
Table des matières.....	9
Liste des tableaux.....	12
Liste des figures.....	13
Liste des abréviations et symboles.....	15
Remerciements.....	17
Introduction.....	18
Chapitre 1. Déchirures de la coiffe des rotateurs.....	22
1.1. Anatomie.....	22
1.2. Épidémiologie.....	30
1.3. Signes et symptômes cliniques.....	31
1.4. Physiopathologie.....	32
1.4.1. Facteurs extrinsèques et intrinsèques.....	33
1.4.2. Infiltration graisseuse, atrophie et fibrose.....	34
1.5. Diagnostic différentiel.....	37
1.6. Imagerie.....	38
1.7. Facteurs pronostiques et traitement.....	39
Chapitre 2. Principes de base de l'imagerie par résonance magnétique.....	42
2.1. Du moment magnétique à l'image.....	42
2.2. Relaxation T1.....	43
2.3. Relaxation T2.....	44
2.4. Temps de répétition.....	45
2.5. Temps d'écho.....	47
Chapitre 3. Imagerie de diffusion.....	50
3.1. Principes de diffusion.....	50
3.2. Imagerie par tenseur de diffusion.....	51

3.3. Limitations du tenseur de diffusion .....	54
3.4. Tractographie .....	54
Chapitre 4. Élastographie par résonance magnétique .....	56
4.1. Élastographie par imagerie par résonance magnétique.....	58
Chapitre 5. Techniques d'embaumement .....	64
5.1. Technique d'embaumement classique .....	64
5.2. Technique d'embaumement aux sels saturés .....	66
5.3. Technique d'embaumement Thiel.....	67
Chapitre 6. Hypothèse et objectifs de l'étude .....	69
6.1. Hypothèse .....	69
6.2. Objectif primaire .....	69
6.3. Objectif secondaire .....	69
Chapitre 7. Matériels et méthodes.....	70
7.1. Spécimens cadavériques.....	70
7.2. Volontaires asymptomatiques .....	70
7.3. Protocoles d'imagerie par résonance magnétique.....	71
7.4. Post-traitement.....	73
7.5. Segmentation manuelle des muscles .....	73
7.6. ERM chez les volontaires asymptomatiques .....	75
7.7. Ratio signal sur bruit .....	77
7.8. Analyses statistiques.....	77
Chapitre 8. Résultats.....	79
8.1. Spécimens cadavériques.....	79
8.2. Volontaires asymptomatiques .....	81
8.3. Élastographie chez les volontaires asymptomatiques.....	89
Chapitre 9. Discussion.....	91
9.1. Mesures d'anisotropie fractionnaire et de diffusivité moyenne chez les volontaires – Évaluation de la faisabilité .....	91

9.2. Mesures d'anisotropie fractionnaire et de diffusivité moyenne chez les volontaires – Évaluation de la répétabilité .....	92
9.3. Élastographie chez les volontaires asymptomatiques.....	95
9.4. Forces et limitations de l'étude et perspectives.....	97
Conclusion.....	99
Références bibliographiques .....	101
APPENDIX .....	114
Appendix I. Approbations des comités d'éthique de la recherche.....	114
Appendix II. Formulaire de consentement .....	117

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1.</b>	Classification de l'infiltration graisseuse musculaire. IF = Infiltration graisseuse .....	35
<b>Tableau 2.</b>	Paramètres des séquences IRM cliniques, le DTI et l'ERM dans les spécimens cadavériques et les volontaires asymptomatiques. ....	71
<b>Tableau 3.</b>	Informations sur les spécimens cadavériques.....	79
<b>Tableau 4.</b>	Intervalle moyen et interquartile [IQR] des valeurs de MD et FA sur les trois répétitions pour les six volontaires.....	81
<b>Tableau 5.</b>	Intervalle moyen et interquartile [IQR] des valeurs de MD et FA sur les trois répétitions pour les six volontaires.....	82

## Liste des figures

- Figure 1.** Illustration 3D de l'épaule gauche montrant les quatre muscles de la coiffe des rotateurs. Supraspinatus muscle = muscle supra-épineux, infraspinatus muscle = muscle infra-épineux, subscapularis muscle = muscle subscapulaire, teres minor muscle = muscle petit rond.  
..... 23
- Figure 2.** Illustration 3D postérieure de l'épaule gauche qui montre la position du sus-épineux contre l'omoplate. Supraspinatus muscle = muscle supra-épineux. .... 25
- Figure 3.** IRM de l'épaule montrant les faisceaux antérieur (orange) et postérieur (vert) du supra-épineux en axial (A, B) et sagittal (C). .... 26
- Figure 4.** Illustration 3D postérieure de l'épaule gauche qui montre la position de l'infra-épineux contre l'omoplate. Infraspinatus muscle = muscle infra-épineux. .... 28
- Figure 5.** IRM de l'épaule illustrant les faisceaux supérieur (orange), moyen (bleu) et inférieur (vert) de l'infra-épineux en coronal (A) et sagittal (B). .... 29
- Figure 6.** Récupération de l'aimantation longitudinale avec le taux de croissance de T1. . 44
- Figure 7.** Magnétisation transversale avec le taux de décroissance de T2 et RF désactivé. 45
- Figure 8.** La valeur de la décroissance libre de l'induction (FID) au temps 0 est  $M_0$  alors qu'au temps d'écho (TE) c'est  $M_0 \cdot e^{-TE/T2^*}$  ..... 47
- Figure 9.** Les courbes de récupération T1 et de décroissance T2 montrées ensemble. .... 48
- Figure 10.** Matrice d'un tenseur de diffusion. .... 53
- Figure 11.** Ellipsoïde de diffusion ..... 54
- Figure 12.** Schéma d'un actuateur pneumatique comprenant un subwoofer audio (pilote actif) relié par un tube de plastique rempli d'air jusqu'à un disque de plastique (pilote passif).  
..... 57
- Figure 13.** Exemple montrant les étapes effectuées pour l'imagerie d'un volontaire répétées trois fois au total. .... 72
- Figure 14.** Exemple de segmentation manuelle exécutée sur ITKsnap 3.8 sur l'épaule droite d'un volontaire sain montrant les vues axiale oblique (A), sagittale oblique (B) et coronale oblique (C). Muscle supra-épineux en rouge, muscle infra-épineux en vert. .... 74

<b>Figure 15.</b>	Installation pour l'élastographie par résonance magnétique sur un volontaire. L'actionneur (flèche) est placé au-dessus du supra-épineux et enveloppé avec l'antenne body (A). .....	76
<b>Figure 16.</b>	Tractographie réalisée sur les techniques d'embaumement au formol (A, B), aux sels saturés (C, D) et au Thiel (E, F). Le supra-épineux est du côté gauche et l'infra-épineux du côté droit. ....	80
<b>Figure 17.</b>	Graphiques Bland-Altman du FA et du MD sur trois imageries avec une comparaison par paire de scans (1-2, 1-3, 2-3) pour chacun des 6 volontaires dans le supra-épineux (sup) ou l'infra-épineux (inf). ....	83
<b>Figure 18.</b>	Coefficient de variation du FA et du MD pour chacun des volontaires pour chacune des répétitions (1 à 3) dans le supra-épineux et l'infra-épineux. ....	84
<b>Figure 19.</b>	Tractographie du muscle supra-épineux (A = axial oblique) et infra-épineux (B = coronal oblique, C = sagittal oblique) chez un volontaire asymptotique. ....	86
<b>Figure 20.</b>	Ratio signal sur bruit à $B = 0 \text{ s/mm}^2$ (haut) et à $B = 800 \text{ s/mm}^2$ (bas) dans le muscle supra-épineux pour chaque volontaire (v1 à v6) et répété trois fois (t1 à t3). ....	87
<b>Figure 21.</b>	Ratio signal sur bruit à $B = 0 \text{ s/mm}^2$ (haut) et à $B = 800 \text{ s/mm}^2$ (bas) dans le muscle infra-épineux pour chaque volontaire (v1 à v6) et répété trois fois (t1 à t3). ....	88
<b>Figure 22.</b>	Module de cisaillement en kPa du supra-épineux du premier (A, B), deuxième (C, D) et troisième (E, F) sujet. Les images de gauche montrent la première répétition tandis que la deuxième répétition est à droite. ....	90

## Liste des abréviations et symboles

ADC	=	Coefficient apparent de diffusion
DCO	=	Déformation de cisaillement octaédrique
DTI	=	Imagerie par tenseur de diffusion
DWI	=	Imagerie pondérée en diffusion
ERM	=	Élastographie par résonance magnétique
FA	=	Anisotropie fractionnaire
FID	=	Décroissance libre de l'induction
HARDI	=	Imagerie de diffusion à haute résolution angulaire
GEM	=	Gradient d'encodage du mouvement
IRM	=	Imagerie par résonance magnétique
IRM-DW	=	Imagerie par résonance magnétique pondérée en diffusion
MD	=	Diffusivité moyenne
RF	=	Radiofréquence
RSB	=	Ratio signal bruit
T	=	Tesla
TD	=	Tenseur de diffusion
TE	=	Temps d'écho
TR	=	Temps de répétition
US	=	Échographie

*Dédié à Richard Jodoin et Sylvie Roux*

## Remerciements

Mes remerciements les plus sincères à :

Dre Nathalie Bureau MD, MSc, pour son expertise, son professionnalisme et son support inconditionnel. Nathalie Bureau a mis en place l'idée initiale de cette recherche et a permis le lancement de ce projet de maîtrise en sciences biomédicales. Sans elle, tout cet accomplissement n'aurait pas eu lieu.

Dr Elijah van Houten, ing PhD, pour son expertise, sa disponibilité et ses explications claires dans le domaine de l'élastographie. Un grand merci d'avoir pris le temps de répondre à mes questions, même durant ses vacances, pour l'écriture de ce mémoire.

Dr Cyril Tous, PhD, pour son immense soutien et son expertise tout au long de ce projet. Cyril Tous a été un excellent collaborateur et un excellent parrain pour ce mémoire. Ses remarques et ses commentaires ont été extrêmement utiles et pertinents tout au long de l'écriture de ce mémoire.

Dr Detlev Grabs, MD, PhD, pour avoir offert son expertise, son expérience avec les techniques d'embaumement et avoir rendu possible l'utilisation des différentes techniques d'embaumement pour fin de recherche durant ce projet de maîtrise.

À mes parents, Richard Jodoin et Sylvie Roux, qui n'ont jamais cessé de croire en mes capacités et qui m'ont apporté tout le soutien et réconfort nécessaire tout au long de ces 3 années qui ont été marquées de plusieurs imprévus, beaucoup de changement et qui n'ont pas été toujours faciles.

Un merci tout spécial à ma copine Kim Nguyen qui a fait preuve de beaucoup de compréhension durant ces longues heures de travail, qui m'a soutenu énormément malgré la pandémie dans les moments de stress et qui a toujours été présente pour moi lorsque j'en ressentais le besoin.

## Introduction

Les déchirures de la coiffe des rotateurs font référence à une blessure tendineuse qui peut affecter l'un des quatre muscles de la coiffe des rotateurs. Cependant, les sites les plus courants de déchirure de la coiffe des rotateurs sont situés au niveau des muscles supra-épineux et infra-épineux. Une douleur dans la région du muscle deltoïde est le symptôme classique d'une déchirure de la coiffe des rotateurs et peut être associée à une faiblesse musculaire.<sup>(1)</sup> Les déchirures de la coiffe des rotateurs touchent plus souvent les patients d'âge moyen et âgés avec une augmentation quasi linéaire de la prévalence au fil du temps.<sup>(2)</sup> La prévalence des déchirures des tendons de la coiffe des rotateurs (CR) augmente avec l'âge, affectant 25 % des personnes dans la soixantaine et plus de 50 % des personnes vers 80 ans.<sup>(3)</sup>

Les lésions de la coiffe des rotateurs (CR) sont également la pathologie de l'épaule la plus courante pour laquelle les patients recherchent un traitement.<sup>(4)</sup> La réparation chirurgicale d'un tendon de la coiffe des rotateurs permet de diminuer les coûts sociétaux et améliore la qualité de vie des patients.<sup>(5)</sup> Quatre facteurs d'ordre dégénératifs - rétraction, atrophie, infiltration graisseuse et fibrose du muscle correspondant - influencent les résultats après une déchirure et la réparation d'un tendon de la coiffe des rotateurs. L'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse entraînent une perte de force de l'épaule et sont des paramètres qui peuvent être évalués quantitativement par imagerie par résonance magnétique (IRM). La rétraction musculaire et la fibrose contribuent à la rigidité musculaire et à la diminution de l'élasticité de la jonction myotendineuse, ce qui impacte la capacité du chirurgien à rattacher les tendons à l'os et compromet la qualité de la réparation chirurgicale tout en augmentant le risque de récurrence de déchirure. Par conséquent, la quantification de la viscoélasticité des muscles de la coiffe des rotateurs pourrait fournir des informations pertinentes pour la prise de décision clinique et la planification chirurgicale préopératoire chez les patients présentant des déchirures de la coiffe des rotateurs.

Des études préliminaires ont suggéré que les propriétés viscoélastiques des muscles de la coiffe des rotateurs peuvent être quantifiées à l'aide de l'élastographie par résonance magnétique (ERM).<sup>(6, 7)</sup> Cependant, ces expériences n'ont pas systématiquement pris en compte l'architecture anisotrope des muscles. Les résultats de l'ERM dans le tissu cérébral anisotrope ont montré des variations significatives dans les estimations de rigidité pour le même tissu, dues uniquement aux changements dans les orientations relatives des axes des fibres détectées par l'imagerie par tenseur de diffusion (DTI) et aux ondes de cisaillement mécaniques utilisées pour la caractérisation de l'élasticité.<sup>(8)</sup> Le niveau de ces variations est susceptible d'augmenter dans le cas du muscle, compte tenu du caractère fortement anisotrope du tissu. Par conséquent, la précision et la répétabilité des données d'orientation des fibres obtenues par le DTI dans les muscles de la coiffe des rotateurs sont essentielles pour l'application de l'ERM à l'évaluation des muscles de la coiffe des rotateurs, en particulier compte tenu de la nouveauté relative de la tractographie DTI dans les muscles. L'importance de cette information sur l'orientation des fibres est particulièrement importante chez les patients atteints de déchirure de la coiffe des rotateurs, où une réorientation des fibres et une infiltration graisseuse peuvent se produire, ce qui aggrave la complexité de l'interprétation des données ERM résultantes.

Ces informations d'orientation des fibres peuvent être incorporées dans les données d'image ERM de deux manières. Premièrement, dans le cas d'une simple reconstruction de rigidité isotrope (la rigidité est censée être la même dans toutes les orientations), les données d'orientation des fibres peuvent être utilisées pour qualifier les valeurs de rigidité comme provenant de la propagation des ondes axiales, transversales ou d'un mélange des deux. De cette manière, l'interprétation des données ERM peut être effectuée en développant des seuils pour un type de rigidité particulier (c'est-à-dire des critères distincts pour la rigidité provenant de la propagation des ondes axiales par rapport à la propagation des ondes transversales). La deuxième façon dont l'orientation des fibres peut être incorporée dans les données d'image ERM est le développement d'algorithmes de reconstruction de rigidité entièrement anisotropes. Des travaux antérieurs du professeur Van Houten<sup>(8)</sup> ont démontré que les

orientations des fibres évaluées par le DTI correspondent aux axes d'anisotropie mécanique, permettant aux données d'orientation des fibres DTI d'être incorporées directement dans le processus de reconstruction ERM pour simplifier et stabiliser l'algorithme d'inversion non linéaire.

Ces considérations ont amené la création d'un projet permettant de tester l'hypothèse qu'il serait possible d'obtenir des données d'imagerie par tenseur de diffusion dans les muscles supra-épineux et infra-épineux des volontaires asymptomatiques. L'objectif principal était de déterminer la faisabilité et la répétabilité du DTI en tenant compte des variables de la diffusivité moyenne et de l'anisotropie fractionnaire chez les volontaires asymptomatiques. Un objectif secondaire a ensuite été ajouté en regard de la faisabilité de l'élastographie chez les volontaires asymptomatiques.

Pour permettre la mise au point de la technique d'imagerie, il a été décidé d'utiliser, en premier lieu, des spécimens cadavériques embaumés dans différentes solutions de conservation. Ce volet n'avait pas été planifié lors de la rédaction du protocole de recherche, mais s'est avéré très profitable puisque les séquences de diffusion et d'élastographie requéraient plusieurs heures immobiles à l'intérieur de l'IRM pour la mise au point du protocole d'imagerie IRM. Il n'aurait alors pas été possible de réaliser ces expérimentations sur les sujets asymptomatiques d'emblée.

Le comité d'éthique de la recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal a approuvé cette étude (Appendix I) et tous les participants ont reçu de l'information verbale et écrite et ont donné leur consentement écrit (Appendix II).

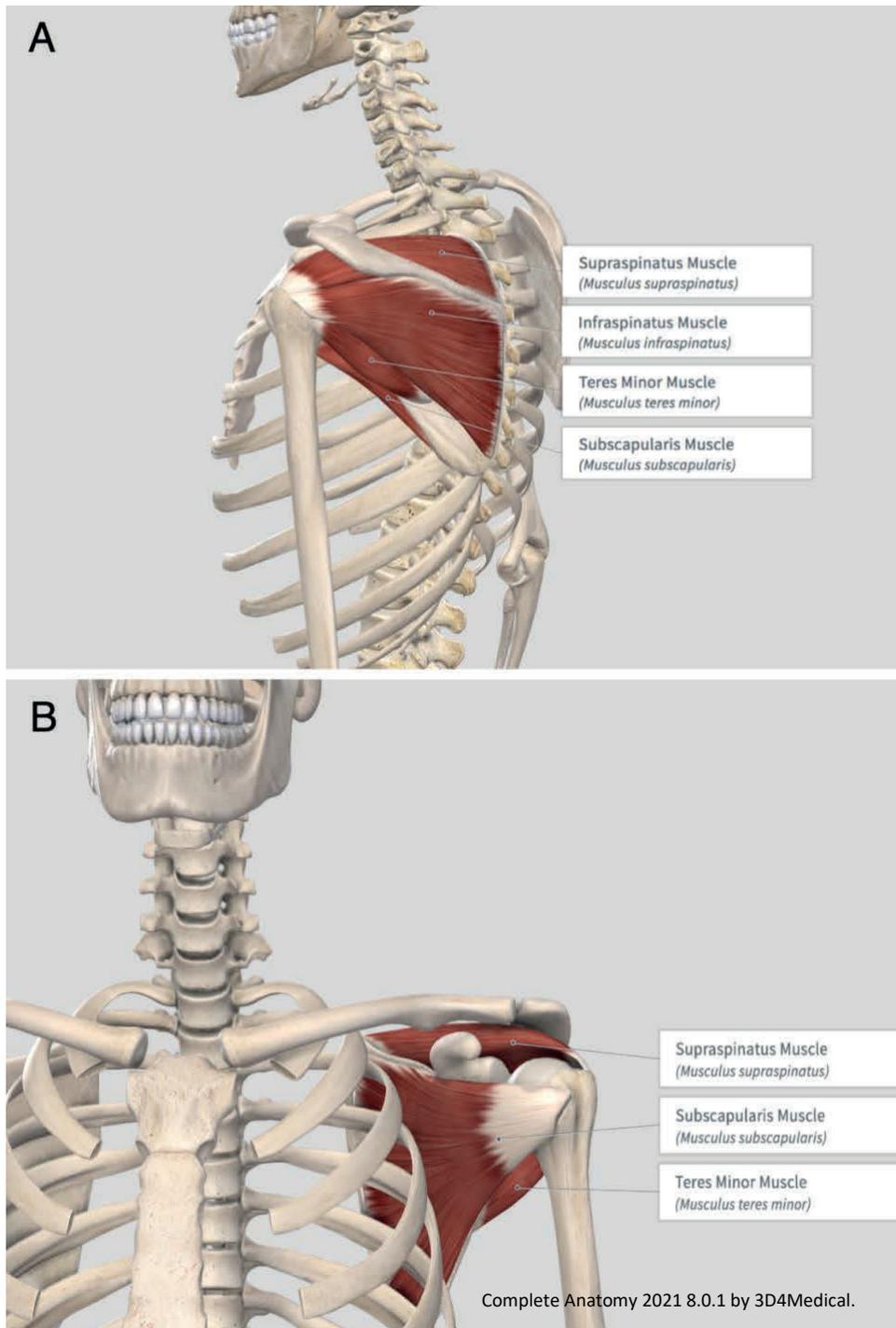
Ce mémoire présentera les déchirures de la coiffe des rotateurs en commençant par l'anatomie des muscles de la coiffe des rotateurs, en particulier les muscles supra-épineux et infra-épineux, pour ensuite se concentrer sur la physiopathologie, le pronostic et les traitements. Par la suite, des notions de physiques de base de l'IRM seront présentés pour

mieux comprendre les notions de physique plus poussées de tractographie et d'élastographie qui seront expliquées dans les chapitres subséquents. Les différentes techniques d'embaumement seront également abordées de manière succincte pour avoir une vue d'ensemble des propriétés de chacune d'entre elles.

# **Chapitre 1. Déchirures de la coiffe des rotateurs**

## **1.1. Anatomie**

La coiffe des rotateurs est constituée de quatre muscles identifiés ci-dessous (Figure 1 et 2). La coiffe des rotateurs est cruciale pour la fonction et la stabilité de la tête de l'humérus à l'intérieur de l'articulation gléno-humérale. Ensemble, ces quatre muscles sont responsables des différents mouvements de l'épaule qui incluent la supination, la pronation, l'abduction, l'adduction, la flexion et l'extension.



**Figure 1.** Illustration 3D de l'épaule gauche montrant les quatre muscles de la coiffe des rotateurs. Supraspinatus muscle = muscle supra-épineux, infraspinatus muscle = muscle infra-épineux, subscapularis muscle = muscle subscapulaire, teres minor muscle = muscle petit rond.

Le muscle supra-épineux (Figures 2 et 3) origine des deux tiers médiaux de la fosse sus-épineuse et de la surface interne du fascia sus-épineux. Ses fibres se déplacent latéralement et s'insèrent, via un tendon épais, sur la facette supérieure du tubercule majeur de l'humérus et se confondent également en partie avec la capsule de l'articulation gléno-humérale. Ce muscle est composé de 2 faisceaux musculaires et de 2 tendons créant une partie antérieure et une partie postérieure au muscle.<sup>(9)</sup> Cette division est basée sur l'attachement latéral des fibres musculaires. Les fibres de la partie antérieure s'attachent sur le tendon antérieur et les fibres de la partie postérieure s'attachent sur le tendon postérieur. Ces parties sont subdivisées en parties superficielle, moyenne et profonde en fonction des sites de fixation des fibres.<sup>(10, 11)</sup> Les faisceaux de fibres de la partie antérieure superficielle s'attachent médialement à deux endroits : sur le bord antéro-médial de la fosse sus-épineuse et sur le tiers médial du bord supérieur de l'épine scapulaire. Les fibres de la partie médiale convergent pour se fixer à la périphérie et à la surface superficielle du tendon antérieur. La partie médiane antérieure, située plus profondément, s'étend des deux tiers médiaux de la fosse sus-épineuse pour se fixer à la face profonde de la moitié médiale du tendon antérieur. Les faisceaux de fibres de la partie médiane rejoignent le tendon antérieur de façon bipennée. Les fibres de la partie antérieure profonde sont disposées parallèlement et s'étendent entre le tiers latéral de la fosse sus-épineuse et la surface profonde de la moitié latérale du tendon antérieur. En résumé, la partie antérieure du muscle est fusiforme, environ 5 fois plus volumineuse que la partie postérieure et comporte un tendon en son centre. Cette partie occupe les trois quarts antérieurs de la fosse supra-épineuse. Elle se termine avec un tendon rond qui s'insère sur la partie antérieure de la facette supérieure de la grande tubérosité.<sup>(9, 10)</sup> La force contractile est majoritairement fournie par la partie antérieure.

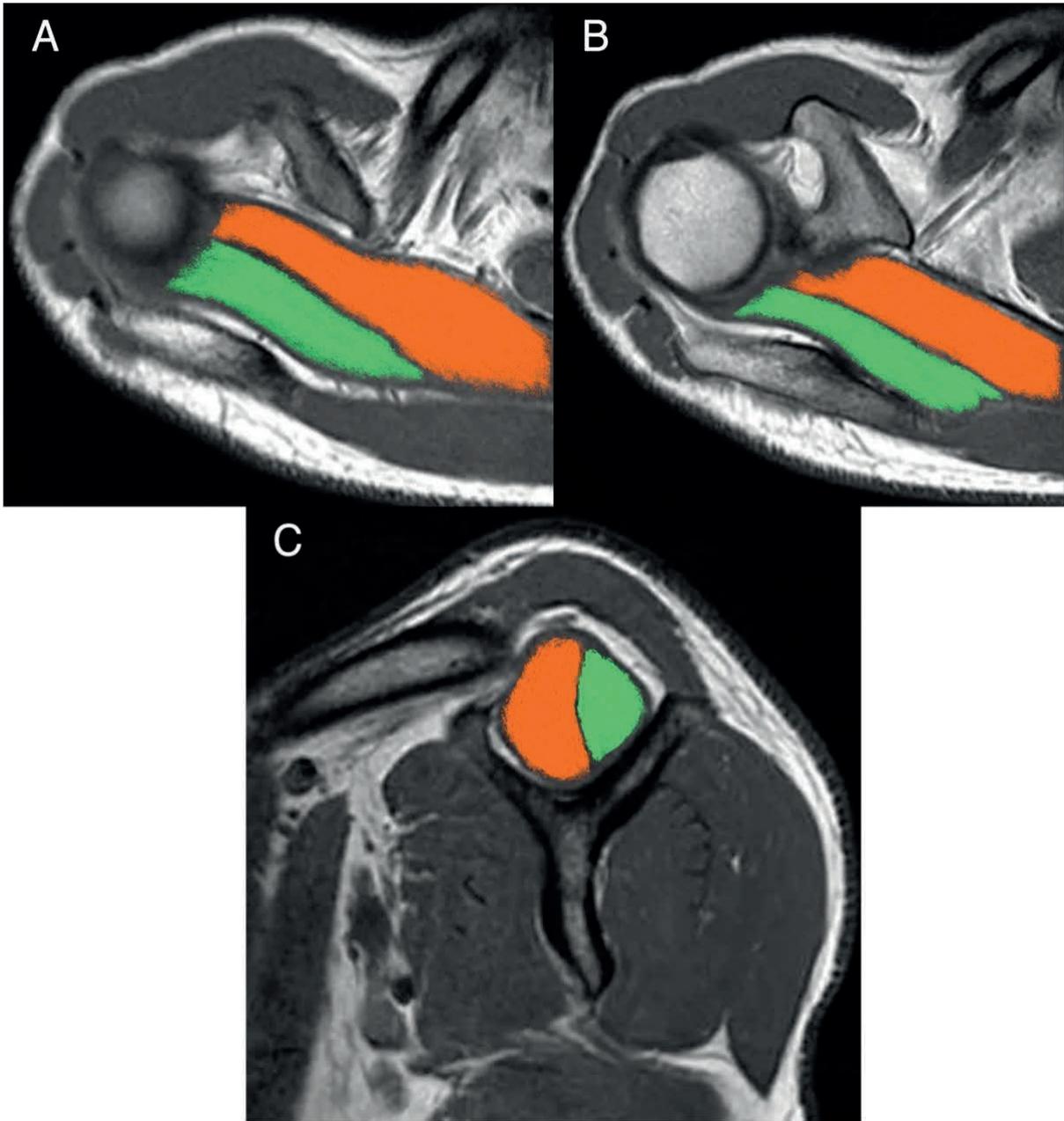
En ce qui concerne la partie postérieure du muscle, celle-ci est plus petite et unipennée, c'est-à-dire que les fibres sont orientées obliquement avec un tendon sur un seul côté. Cette division occupe la partie postéro-latérale de la fosse du supra-épineux et s'étend le long de l'épine de la scapula. Les fibres musculaires sont orientées de manière parallèle et s'attachent au niveau de la partie médiale du tendon postérieur. Le tendon postérieur est court et plat. Il se fusionne

avec la couche fibreuse de la capsule de l'articulation gléno-humérale et se termine en s'insérant sur la partie postérieure de la facette supérieure de la grande tubérosité de l'humérus.<sup>(10)</sup>

Le muscle supra-épineux est principalement innervé par le nerf suprascapulaire (C5-C6) du plexus brachial. Ses vascularisations artérielles proviennent de l'artère suprascapulaire et de l'artère scapulaire dorsale, deux artères issues du tronc thyro-cervical de l'artère sous-clavière. Le muscle supra-épineux de concert avec le muscle deltoïde créent une abduction du bras au niveau de l'articulation gléno-humérale en tirant la tête de l'humérus via le tubercule majeur médialement vers la cavité glénoïde. Après environ 15°, le muscle deltoïde devient l'acteur principal de l'abduction de l'épaule. Ce muscle aide également à empêcher l'humérus de glisser vers le bas de l'articulation gléno-humérale.



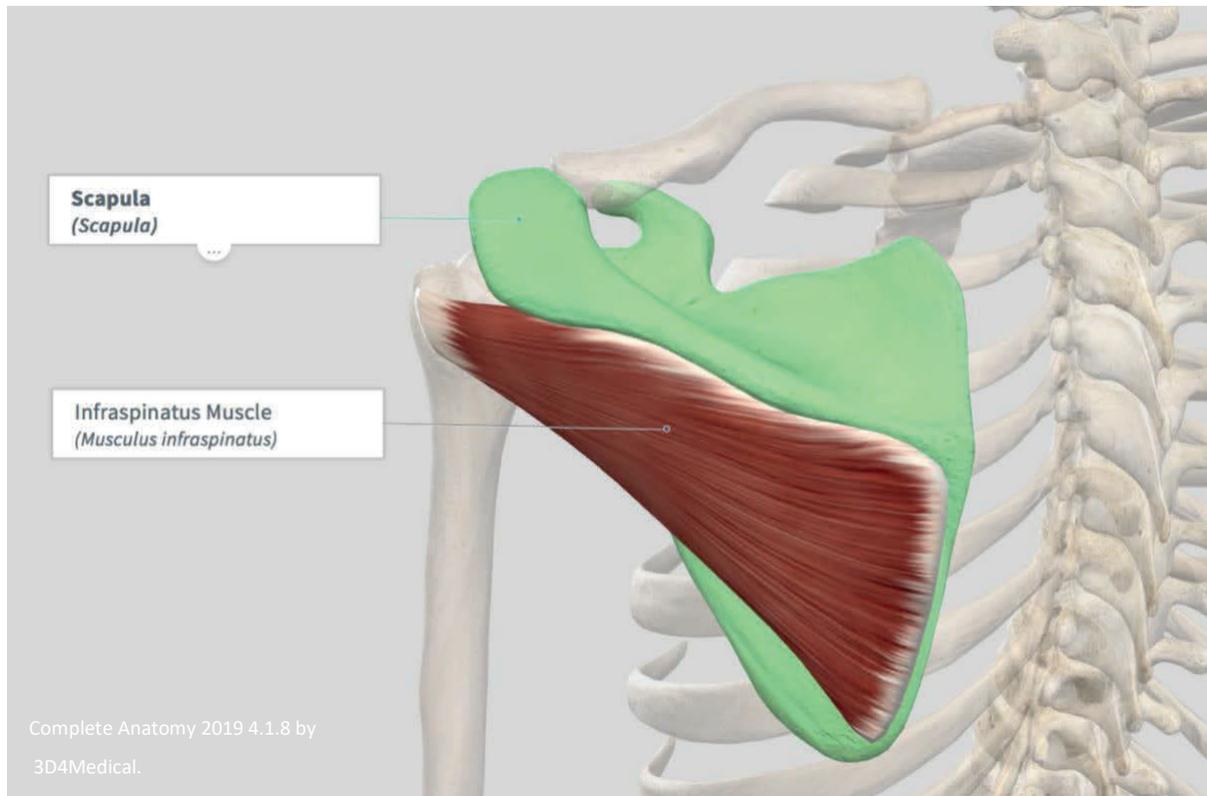
**Figure 2.** Illustration 3D postérieure de l'épaule gauche qui montre la position du supra-épineux contre l'omoplate. Supraspinatus muscle = muscle supra-épineux.



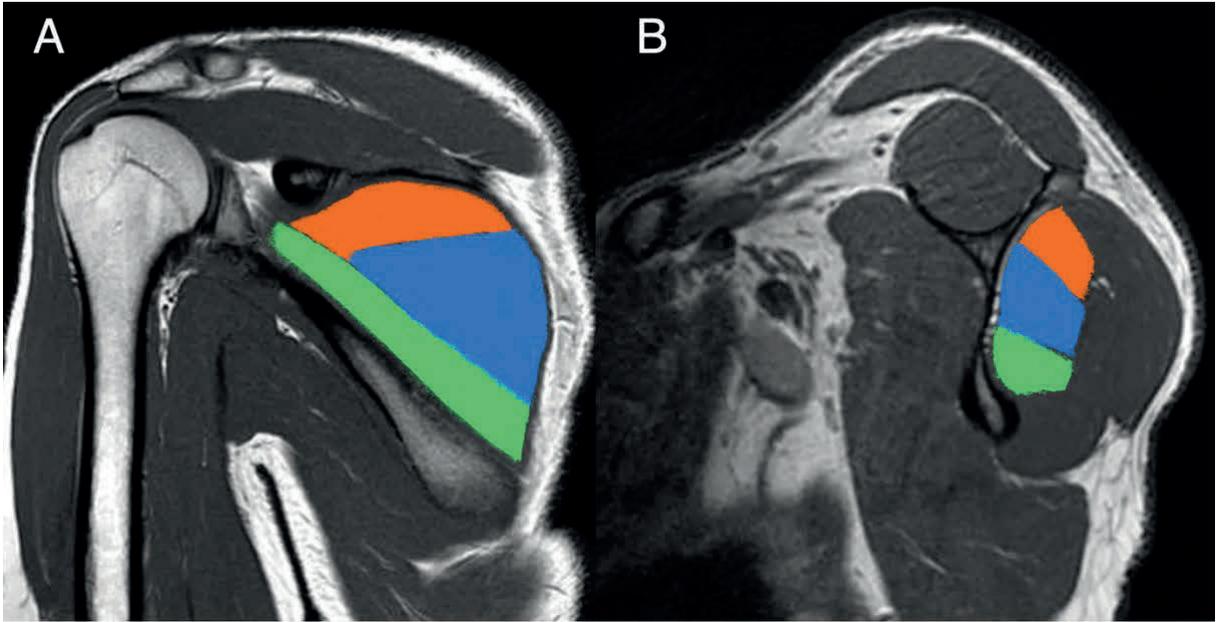
**Figure 3.** IRM de l'épaule montrant les faisceaux antérieur (orange) et postérieur (vert) du supra-épineux en axial (A, B) et sagittal (C).

Le muscle infra-épineux (Figures 4 et 5) origine des deux tiers médiaux de la fosse scapulaire infra-épineuse. Ses fibres se déplacent supérolatéralement et s'insèrent, via un unique tendon plat, sur la facette postérieure moyenne de la grande tubérosité de l'humérus et se confondent également en partie avec la capsule de l'articulation gléno-humérale. De façon plus détaillée, le muscle comporte trois parties principales appelées supérieure, moyenne et inférieure.<sup>(12)</sup> Chaque partie se retrouve enveloppée dans un fascia distinct et située profondément dans le fascia scapulaire postérieur. La partie supérieure origine de la surface inférieure de l'épine scapulaire et de la surface profonde du fascia infra-épineux. Les fibres se dirigent obliquement vers le bas et vers l'extérieur par rapport à la direction du tendon central pour s'attacher distalement à la face postérieure de la grande tubérosité.<sup>(12, 13)</sup> En ce qui concerne la partie inférieure, celle-ci origine du tiers inférieur du bord médial de l'omoplate et de la fosse infra-épineuse. Les fibres se dirigent de manière supérolatérale parallèlement au bord latéral de l'omoplate. Finalement, la partie médiane origine du bord médial de l'omoplate et de la face postérieure de la fosse infra-épineuse. Les fibres se dirigent obliquement vers le haut et vers l'extérieur par rapport à la direction du tendon central en direction de la cavité glénoïde, aussi appelé glène. La partie médiane se fusionne distalement avec les tendons des parties supérieure et inférieure et s'attache sur la face postérieure de la grande tubérosité de l'humérus.<sup>(12, 13)</sup>

Le muscle infra-épineux est principalement innervé par le nerf supra-scapulaire (C5-C6). Ses vascularisations artérielles proviennent de l'artère supra-scapulaire, provenant du tronc thyro-cervical de l'artère sous-clavière, et également de l'artère scapulaire circonflexe provenant de l'artère sous-clavière. L'infra-épineux est impliqué dans de multiples actions. Il fait pivoter latéralement le bras au niveau de l'articulation gléno-humérale. Il crée une abduction transversale du bras au niveau de l'articulation gléno-humérale.



**Figure 4.** Illustration 3D postérieure de l'épaule gauche qui montre la position de l'infra-épineux contre l'omoplate. Infraspinatus muscle = muscle infra-épineux.



**Figure 5.** IRM de l'épaule illustrant les faisceaux supérieur (orange), moyen (bleu) et inférieur (vert) de l'infra-épineux en coronal (A) et sagittal (B).

## 1.2. Épidémiologie

Le terme « arthropathie de la coiffe des rotateurs » a été inventé pour la première fois par Charles Neer et ses collaborateurs en 1977. Ce dernier a ensuite fourni la première description exhaustive d'une arthropathie de la coiffe des rotateurs en 1983.<sup>(14)</sup> Cette description fait référence au stade terminal de la pathologie de la coiffe des rotateurs qui est une arthrose gléno-humérale résultant d'une instabilité de la tête humérale. Le dysfonctionnement de la coiffe des rotateurs est plutôt un continuum de pathologies partant d'une tendinose et d'une bursite jusqu'à une déchirure partielle et complète d'un ou plusieurs tendons décrite en trois étapes par Neer. Les blessures plus petites à un stade précoce de la pathologie peuvent généralement être résolues par des traitements conservateurs, mais les déchirures tardives et étendues sont plus problématiques.

Avant 2006, l'épidémiologie des ruptures symptomatiques et asymptomatiques de la coiffe des rotateurs était mal caractérisée en ce qui concerne l'absence ou la présence de douleur et l'âge. Yamaguchi et al. ont montré qu'environ un tiers des patients qui présentaient une déchirure de transfixiante du côté douloureux avaient également une déchirure transfixiante du côté controlatéral qui n'était pas douloureuse.<sup>(2)</sup> En revanche, si le patient avait une coiffe des rotateurs normale ou une déchirure partielle du côté douloureux, le côté controlatéral asymptomatique n'avait presque jamais de déchirure de pleine épaisseur. De plus, en moyenne, la déchirure de la coiffe des rotateurs était 30 % plus importante du côté douloureux que du côté non douloureux. Dans son étude, l'âge moyen des patients sans déchirure de la CR était de 48,7 ans, la déchirure unilatérale était de 58,7 ans et la déchirure bilatérale était de 67,8 ans.

Quelques facteurs de risque ont été associés aux déchirures de la coiffe des rotateurs. Dans une étude cadavérique comparant des patients fumeurs et non-fumeurs, une corrélation a été trouvée chez les patients fumeurs qui pourrait être associée à une déchirure de la coiffe des rotateurs, mais l'étude ne disposait pas de données statistiquement significatives.<sup>(15)</sup> L'obésité

est également un autre facteur de risque proposé.<sup>(16)</sup> Différents types de sports et de travaux qui nécessitent une activité au-dessus de la tête entraînent une fréquence élevée de déchirures de la coiffe des rotateurs. Ces patients peuvent être plus jeunes et les dommages sont associés à une pathologie labrale.

Les déchirures de la coiffe des rotateurs peuvent également être causées par un traumatisme. Dans une étude de Serensen AK et al., environ 58 % des patients du service des urgences avec un traumatisme aigu de l'épaule, des radiographies normales et qui ne pouvaient pas faire une abduction au-dessus de 90° présentaient des déchirures traumatiques aiguës de la coiffe des rotateurs. Cependant, cette étude ne donne pas une incidence réelle de déchirure de la coiffe des rotateurs dans les traumatismes aigus de l'épaule.<sup>(17)</sup>

### **1.3. Signes et symptômes cliniques**

Classiquement, le symptôme le plus fréquent associé à la rupture de la coiffe des rotateurs est la douleur<sup>(1)</sup> et peut également s'accompagner d'une faiblesse du membre supérieur. Par contre, la douleur associée à la déchirure de la coiffe des rotateurs n'est pas toujours présente. Elle peut être non spécifique et due à une bursite sous-acromiale et non à la déchirure elle-même.<sup>(18, 19)</sup> Les déchirures de la coiffe des rotateurs peuvent également être asymptomatiques.<sup>(20)</sup>

La faiblesse associée aux déchirures de la coiffe des rotateurs a été signalée comme symptôme présent en particulier dans les déchirures étendues et peut être apparente chez les personnes asymptomatiques. Toutefois, il est difficile de diagnostiquer une déchirure de la coiffe des rotateurs sur la base de la faiblesse. Cette faiblesse peut être causée par d'autres maladies sans rapport avec une déchirure.<sup>(21-23)</sup>

Actuellement, l'examen physique est recommandé pour déterminer la présence d'une déchirure de la coiffe des rotateurs avec une combinaison de trois tests. Le test de l'arc douloureux correspond à une abduction du bras dans le plan scapulaire. Le patient mentionne

lorsqu'il a des douleurs autour de l'articulation gléno-humérale. Après environ 120°, la douleur devrait diminuer. Le test est positif s'il y a une douleur entre 60-120° d'abduction et identifie un syndrome de conflit sous-acromial. Le test du bras tombant est utilisé pour évaluer les déchirures de la coiffe des rotateurs pour le supra-épineux. L'instructeur fait une abduction du bras du patient à 90° tout en soutenant le bras.<sup>(24)</sup> L'instructeur retire le support et demande au patient de ramener le bras sur le côté. Le test est positif en cas de douleur ou de faiblesse lors de l'abaissement du bras ou de chute soudaine du bras. Le dernier test correspond à une faiblesse en faisant une rotation externe de l'épaule avec le coude à 90° près du corps.

Cette façon d'utiliser ces trois tests pour évaluer la présence d'une rupture de la coiffe des rotateurs est basée sur les résultats d'une étude observationnelle prospective de 552 patients.<sup>(25)</sup> Cependant, seulement huit études répondaient aux critères de qualité et aucun des tests cliniques individuels inclus parmi ces études n'était systématiquement diagnostique.<sup>(26)</sup> Ce point met en évidence le fait qu'il est difficile de recommander des tests cliniques basés sur des preuves pour les déchirures de la coiffe des rotateurs.

## **1.4. Physiopathologie**

La physiopathologie exacte des déchirures de la coiffe des rotateurs reste incertaine, mais des théories existent qui tentent d'expliquer le mécanisme derrière ces blessures. Les déchirures de la coiffe des rotateurs peuvent survenir à la suite d'un incident traumatique important ou d'une évolution dégénérative. Cette dernière est beaucoup plus fréquente et son étiologie est multifactorielle. Cette approche multifactorielle consiste à classer les caractéristiques en facteurs intrinsèques, directement liés au tendon, et en facteurs extrinsèques, liés aux structures environnantes. Les facteurs extrinsèques correspondent aux forces de compression créées par les structures environnantes pour créer une lésion de la coiffe des rotateurs comme lorsque la partie antérieure de la coiffe des rotateurs vient buter contre l'arc coraco-acromial lors d'une élévation vers l'avant du bras ou de la morphologie de l'acromion. Cela conduit à un conflit, une tendinose et une déchirure. Les facteurs intrinsèques se concentrent sur les blessures dans le tendon dues à la dégénérescence ou d'autres insultes. Le modèle de

microtraumatismes dégénératifs est le modèle le plus accepté pour cette théorie décrivant les changements internes dégénératifs se produisant avec l'âge.

#### **1.4.1. Facteurs extrinsèques et intrinsèques**

Les facteurs extrinsèques marquent la façon avec laquelle les forces de compression créées par les structures environnantes créent des lésions de la coiffe des rotateurs. Ceux-ci sont expliqués dans la théorie des facteurs extrinsèques mise au point par le travail de Neer. Ce dernier expliquait que la partie antérieure de la coiffe des rotateurs bute contre l'arc coraco-acromial lors d'une élévation vers l'avant du bras.<sup>(27)</sup> Cela conduit à un conflit sous-acromial, une tendinite et une déchirure. D'autres travaux de Bigliani et al. ont classé la morphologie acromiale en trois catégories : type I avec surface inférieure plate, type II avec acromion incurvé et type III avec acromion crochu.<sup>(28)</sup> Avec une anatomie différente, l'acromion pourrait heurter la coiffe antérieure et provoquer une déchirure de la coiffe des rotateurs. Le traitement conservateur s'est avéré peu efficace avec les types II et III lors d'un conflit sous-acromial.<sup>(28)</sup> Diverses autres structures peuvent empiéter sur la coiffe des rotateurs, notamment des ostéophytes acromiaux, les ligaments coraco-acromiaux, le processus coracoïde et l'articulation acromio-claviculaire avec des modifications arthrosiques et une instabilité gléno-humérale. Cependant, les facteurs extrinsèques n'expliquent pas les déchirures impliquant l'infra-épineux contrairement au supra-épineux.

Les facteurs intrinsèques se concentrent sur les blessures dans le tendon dues à la surcharge ou à la dégénérescence due à d'autres agressions. Cette théorie, proposée par Codman, regroupe de nombreux mécanismes qui pourraient se produire pour créer des déchirures de la coiffe des rotateurs.<sup>(29)</sup> Le modèle de microtraumatisme dégénératif est en fait le modèle le plus accepté pour cette théorie. Avec l'âge, des modifications internes dégénératives se produisent dans le tendon, telles que la désorganisation du collagène, l'amincissement, l'infiltration graisseuse et la prolifération vasculaire.<sup>(30)</sup> Le type de collagène inclus dans les jonctions fibro-cartilagineuses du tendon passe d'un type II, responsable de la charge de compression, à un type III réduisant la capacité du tendon à résister aux différentes charges de

compression. Ces phénomènes sont aggravés par des microtraumatismes répétitifs qui conduisent à une déchirure partielle et éventuellement à une déchirure totale.<sup>(30)</sup>

Un deuxième modèle suggéré pour la théorie intrinsèque est le modèle de stress oxydatif dans l'environnement local.<sup>(31)</sup> Au cours du processus répétitif de microtraumatisme et de guérison, de nombreuses molécules oxydatives et autres médiateurs inflammatoires sont produits. Ceux-ci comprennent les espèces réactives de l'oxygène, les métalloprotéases, la cyclooxygénase-2 et la prostaglandine E2. Le stress oxydatif provoque l'apoptose des ténocytes qui endommagent le tendon tandis que les médiateurs inflammatoires pourraient altérer la structure du collagène.<sup>(32)</sup>

Un troisième modèle appelé vascularisation de la coiffe a été proposé.<sup>(33)</sup> Dans ce modèle, une zone à l'intérieur du tendon pourrait être le site d'une ischémie critique ou représenter une zone hypovasculaire, mais l'existence de ce type de zone est contestée.<sup>(34)</sup> Avec l'âge, la vascularisation des tendons tend à diminuer progressivement. La zone médiale est plus touchée et pourrait expliquer la théorie de Codman selon laquelle la lésion commencerait du côté médial de la coiffe des rotateurs dû à une diminution de la vascularisation.<sup>(29)</sup>

#### **1.4.2. Infiltration graisseuse, atrophie et fibrose**

La pathologie de la coiffe des rotateurs n'est pas seulement une pathologie tendineuse, mais aussi une pathologie musculaire. En plus du changement dans le tendon, des modifications se produisent également dans le muscle lui-même. Les principales composantes sont l'infiltration graisseuse, la prolifération du tissu conjonctif interstitiel qui provoque une fibrose et une atrophie des muscles. Ces changements provoquent une modification des propriétés mécaniques telle la rigidité du muscle.

L'infiltration graisseuse est définie comme un dépôt de graisse dans les muscles. Lorsqu'une déchirure tendineuse se produit, des changements s'enclenchent qui conduisent à une

infiltration graisseuse progressive et irréversible dans le muscle. Goutallier et al.<sup>(35)</sup> ont été les premiers à décrire cette infiltration en 1989. Sa classification en cinq stades en fonction du rapport macroscopique graisse/muscle sur des vues axiales en tomодensitométrie est traditionnellement utilisée pour évaluer visuellement la teneur en graisse. (Tableau 1) Quelques théories sont proposées pour expliquer la physiopathologie de l'infiltration graisseuse au cours du processus de cicatrisation suivant les déchirures.

**Tableau 1.** Classification de l'infiltration graisseuse musculaire. IF = Infiltration graisseuse

Grade de IF	0	1	2	3	4
Description	Muscle normal sans aucune infiltration graisseuse	Muscle contenant des stries graisseuses	Infiltration graisseuse importante, mais plus de muscle que de graisse	Quantités égales de graisse et de muscle	Plus de graisse que de muscle

Classification utilisée pour les muscles de la coiffe des rotateurs développée par Goutallier et al. en 1994.

Le détachement distal avec rétraction musculaire avec la perte de la tension musculaire peut altérer la physiologie du tendon et augmenter la susceptibilité aux changements qui induisent une infiltration graisseuse dans les muscles. Plusieurs chercheurs ont développé des modèles animaux pour mieux comprendre le cours naturel des changements se produisant dans les muscles à la suite d'une déchirure de la coiffe des rotateurs qui recréent avec succès les changements observés chez l'humain. Dans une étude de 2007, Gerber et al. ont démontré dans un modèle de mouton que le degré de déchirure et de rétraction tendineuse était lié à une augmentation significative de l'infiltration graisseuse et une diminution du diamètre transversale du muscle.<sup>(36)</sup> Par la suite, une étude de Kim et al. utilisant l'échographie et une étude de Lee et al. utilisant l'IRM ont démontré chez l'humain que la rétraction tendineuse suivant une déchirure était fortement corrélé au développement de l'infiltration graisseuse.<sup>(37)</sup>

<sup>38)</sup> Une relation a également été trouvée entre le temps écoulé après la rupture et l'augmentation de l'infiltration graisseuse, mais il était difficile de déterminer à quel moment précis la déchirure s'est produite.<sup>(39)</sup> Une étude récente de Bureau et al. a démontré que la longueur de la rupture du tendon supra-épineux était corrélée à l'atrophie musculaire et la rétraction tendineuse était plutôt corrélée à l'infiltration graisseuse alors que l'étendu de la déchirure de l'infra-épineux était corrélée à l'infiltration graisseuse.<sup>(40)</sup>

Les lésions neurologiques consécutives à une déchirure sont un autre élément pouvant contribuer à l'infiltration graisseuse. Cette infiltration pourrait être un sous-produit de la dénervation du muscle affecté. Une diminution de la propagation des potentiels d'action à la jonction neuromusculaire peut réduire la contraction musculaire et entraîner des changements architecturaux et une infiltration graisseuse.<sup>(41)</sup>

La source des adipocytes qui provoquent l'infiltration graisseuse n'est pas claire. Elle pourrait provenir d'une prolifération d'adipocytes préexistants au sein du muscle, d'une différenciation de cellules pluripotentes résiduelles en adipocytes matures ou d'un recrutement à partir de sources extramusculaires. Il pourrait inclure différentes voies de signalisation comme la voie Wnt qui inhibe la différenciation des myoblastes en adipocytes et est activée lors de l'étirement mécanique des muscles.<sup>(42, 43)</sup>

En ce qui concerne l'atrophie musculaire, cette dernière est définie comme un rétrécissement progressif du tissu musculaire à la suite d'une inactivité ou d'une maladie. Elle peut survenir pour différentes raisons comme le vieillissement normal, l'hypo-utilisation ou le diabète, bien que la cause la plus courante est une déchirure chronique de la coiffe des rotateurs. Dans le modèle de mouton, la perte de tissu musculaire était principalement due au raccourcissement des fibres musculaires à la suite de la rétraction musculaire, tandis que la prolifération du tissu adipeux et du tissu conjonctif servait à combler le vide créé mécaniquement entre les fibres musculaires.<sup>(44)</sup> Cette prolifération du tissu conjonctifs est un phénomène appelé fibrose

musculaire. Ceci est un autre changement se produisant dans le muscle à la suite d'une déchirure de la coiffe des rotateurs.

Tous ces changements se produisant à la suite à une déchirure amènent également des modifications importantes au niveau des propriétés mécaniques du muscle telles que la rigidité et l'élasticité musculaire. Sur des modèles canins, Safran et al ont démontré qu'à la suite d'une déchirure au niveau du muscle infra-épineux, il y avait une augmentation importante de la rigidité du muscle suite à l'infiltration graisseuse, à l'atrophie et à la fibrose musculaire.<sup>(45)</sup> Parmi les multiples facteurs conduisant à une nouvelle déchirure, la rigidité des muscles de la coiffe des rotateurs fait récemment l'objet d'une attention plus particulière.<sup>(46, 47)</sup> En effet, lorsqu'un muscle de la coiffe des rotateurs devient plus rigide, ce dernier nécessite des forces de traction plus importantes pour être réparé et, par conséquent, le stress plus important exercé sur le site chirurgical pourrait provoquer une nouvelle déchirure.<sup>(46, 47)</sup>

En résumé, les déchirures chroniques de la coiffe des rotateurs sont associées à des altérations structurelles et architecturales de l'unité musculo-tendineuse, qui comprennent une rétraction tendineuse, une infiltration graisseuse et une prolifération du tissu conjonctif interstitiel entraînant une fibrose et une atrophie musculaire. Ces changements structurels viennent par la suite modifier les propriétés mécaniques des muscles se manifestant par une augmentation de la rigidité musculaire et pourrait être une des causes de l'échec à la suite d'une réparation chirurgicale.

## **1.5. Diagnostic différentiel**

De nombreuses autres entités provoquant des douleurs à l'épaule doivent être différenciées d'une déchirure de la coiffe des rotateurs. Celles-ci peuvent être classées comme des douleurs intrinsèques à l'épaule comme les blessures de surutilisation, l'entorse acromio-claviculaire, l'instabilité de l'épaule, la tendinopathie de la coiffe des rotateurs, le syndrome d'accrochage acromio-claviculaire, la bursite sous-acromiale ou la synovite inflammatoire, la capsulite rétractile, la tendinite bicipitale ou l'arthrose. Certaines affections non liées à l'épaule peuvent

provoquer un type de douleur appelée douleur référée comme la compression de la racine nerveuse cervicale, l'irritation diaphragmatique, l'ischémie myocardique, la pneumonie du lobe supérieur ou la tumeur pulmonaire apicale.

## 1.6. Imagerie

Les patients débutent généralement l'investigation par une radiographie standard, mais celle-ci peut être normale. Néanmoins, les vues antéro-postérieures, latérales peuvent fournir des informations précieuses pour évaluer les grandes déchirures chroniques de la coiffe des rotateurs en montrant si la tête humérale migre par rapport à la glène et à l'acromion. Une migration symptomatique de l'épaule et de l'humérus sur les radiographies implique probablement à la fois le supra-épineux et l'infra-épineux.<sup>(48)</sup>

L'échographie (US) est également un autre outil principalement utilisé pour l'évaluation dynamique des lésions tendineuses et musculaires superficielles et des bursites de l'épaule. Il est considéré comme l'étalon d'or par de nombreux cliniciens pour l'évaluation initiale des troubles tendineux comme la déchirure de la coiffe des rotateurs.<sup>(49)</sup> Des études ont montré que l'échographie a une grande sensibilité dans le diagnostic de la maladie de la coiffe des rotateurs, en particulier les déchirures complètes des tendons<sup>(50-53)</sup>, mais il peut être difficile de visualiser l'ensemble de la coiffe des rotateurs, ce qui réduit la sensibilité pour la déchirure partielle de la coiffe des rotateurs.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est l'image de choix pour diagnostiquer avec précision les déchirures de la coiffe des rotateurs transfixiantes, c'est-à-dire des lésions qui atteignent la totalité de l'épaisseur, des déchirures partielles où une épaisseur plus ou moins importante persiste. Cependant, il est beaucoup moins sensible pour détecter les déchirures partielles.<sup>(54, 55)</sup> L'IRM peut également fournir des informations sur le degré de déchirure, la rétraction des tendons et l'atrophie musculaire, ce qui est essentiel dans la planification préopératoire de la réparation de la coiffe des rotateurs, mais comme indiqué précédemment, elle ne peut pas fournir d'informations sur l'élasticité et la fibrose des muscles touchés.

## 1.7. Facteurs pronostiques et traitement

Plusieurs facteurs tels que la durée des symptômes, la dominance de l'épaule, le type de déchirure et les facteurs liés au patient tels que l'âge, les comorbidités et le niveau d'activité déterminent le type de traitement des déchirures de la coiffe des rotateurs.

Dans son étude de 2007, Gladstone a trouvé de nombreux facteurs pronostiques affectant le résultat de la réparation chirurgicale après une déchirure de la coiffe des rotateurs.<sup>(56)</sup> Ils ont analysé l'atrophie musculaire préopératoire et l'infiltration graisseuse et ont constaté que l'atrophie du supra-épineux et de l'infra-épineux et l'infiltration graisseuse du supra-épineux étaient corrélée à une intégrité de la coiffe en postopératoire. Les patients avec une atrophie plus élevée et plus d'infiltration graisseuse étaient plus susceptibles d'avoir un échec postopératoire avec récurrence de leur déchirure. Alors que l'infiltration graisseuse de l'infra-épineux était également augmentée dans le groupe des redéchirures, elle ne faisait qu'approcher la signification clinique. Ils ont également confirmé ce que de nombreuses autres études ont trouvé avant eux concernant une corrélation entre des taux de déchirure plus élevés en postopératoire et une plus grande taille de déchirure préopératoire. En outre, ils ont fait valoir que puisque l'atrophie musculaire avait un impact négatif sur le résultat fonctionnel et le taux de déchirure, la progression de l'infiltration graisseuse et de l'atrophie musculaire aurait un impact sur le bien-être du patient. Cette étude montrait une augmentation de ces facteurs chez les patients avec une récurrence de déchirure de la coiffe des rotateurs alors qu'une réparation réussie voyait une progression minimale ou nulle de l'atrophie et de l'infiltration graisseuse. Ces résultats étaient contraires à certaines études qui ont constaté qu'une réparation réussie du supra-épineux peut inverser et améliorer l'infiltration graisseuse<sup>(57)</sup>, mais cohérents avec d'autres études de Gerber et al.<sup>(58)</sup> Ces résultats conduisent à recommander que la réparation de la coiffe des rotateurs ait lieu avant que des dommages irréversibles ne soient causés au muscle et avec la réparation la plus solide possible, car une déchirure entraîne une plus grande progression de la dégénérescence musculaire.

Dans une revue systématique, Oh et al. ont constaté que l'âge chronologique plus avancé ne devrait pas être considéré comme une contre-indication à la réparation chirurgicale puisque ces patients ont démontré une amélioration du soulagement de la douleur et de la fonction postopératoires. De plus, un traitement chirurgical précoce pourrait être nécessaire en cas de faiblesse et d'incapacité fonctionnelle importante, mais il peut être difficile de déterminer l'acuité d'une déchirure.<sup>(59)</sup>

Comme mentionnée précédemment, les changements au niveau des propriétés mécaniques du muscle telle l'élasticité deviennent de plus en plus reconnus comme facteur ayant un impact significatif sur les résultats post-opératoire.<sup>(46, 47)</sup> Une étude récente de Itoigawa et al. utilisant l'élastographie par ultrason ont démontré que la rigidité du muscle supra-épineux était plus élevée dans le groupe avec une récurrence de déchirure après 1 mois que dans le groupe sans récurrence.<sup>(60)</sup> Par contre, il s'agissait d'une étude préliminaire avec un nombre limité de patients et la répétabilité des résultats n'a pas été investiguée. En ce qui concerne l'élastographie par IRM, deux études récentes de Ito et al. ont démontré qu'il est possible d'évaluer l'élasticité par ERM des muscles du supra-épineux et du trapèze.<sup>(61, 62)</sup> Par contre, il s'agissait d'études avec un faible nombre de participants et sur des volontaires sains sans déchirure de la coiffe des rotateurs. L'état des connaissances sur l'évaluation de l'élasticité des muscles par ERM après une déchirure de la coiffe des rotateurs demeure peu étendu. De plus, l'étude de l'élasticité du muscle infra-épineux n'a pas fait l'objet d'autant d'attention contrairement au muscle supra-épineux.

En résumé, la prévalence des déchirures de la coiffe des rotateurs augmente avec l'âge. Les muscles les plus souvent atteints sont le supra-épineux et l'infra-épineux. Bien que des études ont découvert des corrélations entre la longueur de la déchirure et la rétraction tendineuse du supra-épineux et de l'infra-épineux par rapport à l'atrophie musculaire et à l'infiltration graisseuse, la pathophysiologie demeure encore incertaine. Ces altérations de l'unité musculo-tendineuse comprennent une rétraction tendineuse, une infiltration graisseuse et une prolifération du tissu conjonctif interstitiel et amène une fibrose et une atrophie musculaire.

Ces changements structurels viennent par la suite modifier les propriétés mécaniques des muscles amenant une augmentation de la rigidité musculaire et pourrait être une des causes de l'échec à la suite d'une réparation chirurgicale.

Le prochain chapitre introduira des concepts de base en imagerie par résonance magnétique pour permettre une meilleure compréhension des techniques plus avancées de tractographie et d'élastographie.

## Chapitre 2. Principes de base de l'imagerie par résonance magnétique

### 2.1. Du moment magnétique à l'image

L'imagerie par résonance magnétique repose principalement sur le spin des noyaux d'hydrogène. Les noyaux d'hydrogène sont constitués d'un seul proton porteur d'une charge électrique positive. La rotation de l'électron autour du proton crée un courant qui à son tour génère un petit champ magnétique pour chaque proton, appelé moment magnétique. Ils ont une orientation aléatoire due à l'énergie thermique. L'intensité du champ magnétique ou la densité du flux magnétique,  $B_0$ , peut être considérée comme le nombre de lignes de force magnétique par unité de surface.  $B_0$  est représenté par l'unité SI de Tesla (T). L'unité Gauss est une unité ancienne, où  $1 \text{ T} = 10\,000 \text{ G}$ . En enroulant plusieurs fois dans une bobine un fil porteur de courant, la superposition de ces champs magnétiques augmente le champ magnétique global à l'intérieur de la bobine. Ce champ magnétique diminue rapidement en intensité à l'extérieur de la bobine.

En présence de  $B_0$ , les moments magnétiques des noyaux se polarisent et sont soit alignés dans des directions parallèles et antiparallèles avec  $B_0$ . Le vecteur de magnétisation nette, qui est la somme de tous les moments magnétiques, peut être tourné en appliquant un champ de radiofréquence,  $B_1$ , qui correspond précisément à la fréquence de précession des protons (connue sous le nom de fréquence de Larmor des protons), un phénomène appelé résonance. Les protons de basse énergie dans la direction parallèle sont promus à une énergie plus élevée dans la direction antiparallèle. Lorsque l'impulsion RF s'arrête, le vecteur de magnétisation nette revient à son état d'équilibre en retournant dans la direction parallèle tout en libérant de l'énergie RF. Cette précession se produit à une fréquence angulaire proportionnelle à l'intensité du champ magnétique  $B_0$ . Ceci s'explique par l'équation de Larmor qui montre le lien entre le champ magnétique  $B_0$  et la fréquence angulaire de précession  $\omega_0$  :

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (2.1)$$

avec  $\gamma$  le rapport gyromagnétique des protons porteurs de spins nucléaires ( $\gamma = 42,57$  MHz/T). La composante transversale de précession de la magnétisation induit un courant dans une bobine voisine qui peut ensuite être utilisé pour former une image.

T1 et T2 sont des propriétés inhérentes aux tissus et sont fixées pour un tissu spécifique à une intensité de champ magnétique donnée. Le paramètre T2\*, cependant, dépend également d'inhomogénéités dans le champ magnétique principal, mais est encore une fois fixé pour un tissu spécifique dans un environnement magnétique externe donné.

## 2.2. Relaxation T1

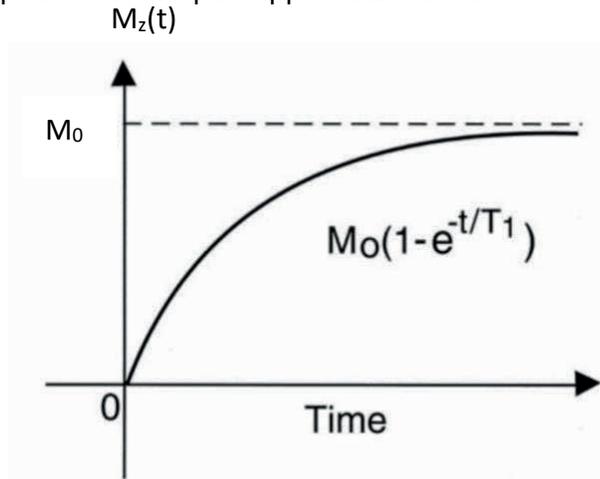
Le terme relaxation signifie que les spins se relâchent dans leur état d'énergie le plus bas ou état d'équilibre. La relaxation T1 est le processus par lequel la magnétisation nette ( $M$ ) revient à sa valeur maximale initiale parallèlement à  $B_0$ . Les synonymes de relaxation T1 incluent la relaxation longitudinale, la relaxation thermique et la relaxation spin-réseau. Après une impulsion RF ou une impulsion d'excitation  $B_1$ , l'aimantation est basculée de  $90^\circ$  dans le plan x-y ( $M_{xy}$ ). L'impulsion RF est ensuite désactivée et la magnétisation longitudinale commence à se rétablir et  $M_z$  repousse. Cela se produit de façon exponentielle lorsque

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T1}) \quad (2.2)$$

où  $M_z(t)$  est la magnétisation longitudinale au temps  $t$ . T1 peut être considéré comme le temps nécessaire pour que la composante z de  $M$  atteigne 63 % de sa valeur maximale ( $M_0$ ) après une impulsion de  $90^\circ$ . Au fur et à mesure que la composante longitudinale de  $M$  repousse vers  $M_0$ , l'énergie du système de spin diminue à mesure que plus de spins s'orientent parallèlement à  $B_0$ , une orientation d'énergie plus faible. Cette perte d'énergie représente le transfert de chaleur (relaxation thermique). Cette énergie est transférée aux noyaux, atomes et molécules voisins par le biais de collisions, de rotations ou d'interactions électromagnétiques. Un principe général de la thermodynamique est que chaque système recherche son niveau d'énergie le

plus bas. Par conséquent, une fois l'impulsion RF désactivée, les deux événements suivants se produisent :

1. Les spins reviendront à l'état d'énergie le plus bas.
2. Les spins seront déphasés les uns par rapport aux autres.



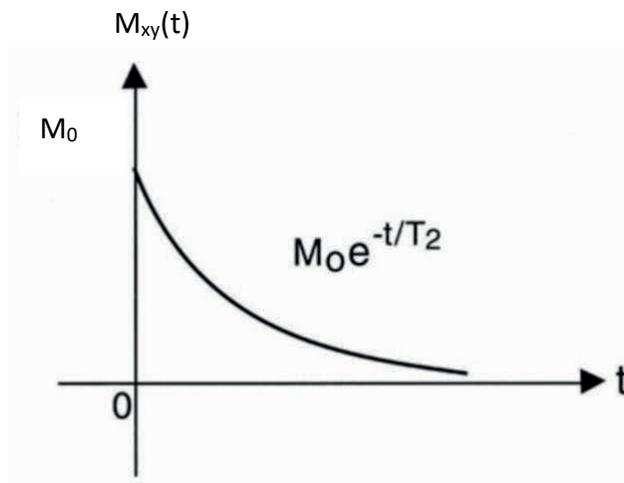
**Figure 6.** Récupération de l'aimantation longitudinale avec le taux de croissance de T1.

### 2.3. Relaxation T2

Le temps de relation T2 est une constante qui caractérise la vitesse à laquelle la composante  $M_{xy}$  décroît. Après l'impulsion RF, à mesure que le vecteur de magnétisation longitudinale  $M_z$  se rétablit, le vecteur transversal  $M_{xy}$  décroît à une vitesse caractérisée par T2.

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (2.3)$$

T2 peut être considéré comme le temps nécessaire pour que la composante xy de M atteigne 37% de sa valeur maximale ( $M_0$ ) après une impulsion de  $90^\circ$ . La récupération de la magnétisation le long de l'axe z et la décroissance de l'aimantation dans le plan x-y sont deux processus indépendants se produisant à deux vitesses différentes. Dans un processus exponentiel simple, la vitesse à laquelle ce processus décroît dans le plan x-y serait la même que celle à laquelle il croît le long de l'axe z. Dans le système d'imagerie par résonance magnétique, ce n'est pas le cas. La décroissance de T2 se produit 5 à 10 fois plus rapidement que la récupération de T1.



**Figure 7.** Magnétisation transversale avec le taux de décroissance de T2 et RF désactivé.

Pour obtenir l'information spatiale, l'impulsion RF et l'écoute du processus doivent être répétées plusieurs fois. C'est à ce moment que le temps de répétition et le temps d'écho entrent en jeu. Ces paramètres sont intimement liés aux paramètres tissulaires T1 et T2. Cependant, contrairement à T1 et T2 qui sont des propriétés inhérentes au tissu et sont donc fixes, TR et TE peuvent être contrôlés et ajustés par l'opérateur.

## 2.4. Temps de répétition

Lorsqu'un patient est placé dans un aimant, il devient temporairement magnétisé, car ses protons s'alignent avec le champ magnétique principal  $B_0$ . Une impulsion RF est alors transmise à la fréquence de Larmor et récupère immédiatement une décroissance libre de l'induction (FID). Tout ce processus donne un signal de l'ensemble du patient. Il ne donne aucune information sur l'emplacement du signal. Le FID est reçu de l'ensemble de tous les différents protons du corps du patient sans discrimination spatiale. Les gradients sont utilisés pour obtenir ces informations. Le but des bobines de gradient est de coder spatialement le signal. Pour coder spatialement le signal, l'impulsion RF est appliquée plusieurs fois tout en faisant varier les gradients pour obtenir des FID multiples. Il est nécessaire de rassembler toutes les informations de plusieurs FID pour créer une image.

Après l'application d'une impulsion RF de 90°, une autre est appliquée. Le temps de répétition (TR) est la période entre les impulsions d'excitation B<sub>1</sub> ou RF. Pendant l'intervalle TR, la décroissance de T<sub>2</sub> et la récupération de T<sub>1</sub> se produisent dans les tissus. Les valeurs TR peuvent être très courtes (millisecondes) à extrêmement longues (10 000 ms).

Ce qui suit montre la série d'événements qui se produit sur la courbe de récupération T<sub>1</sub> lors d'impulsions RF successives à 90°.

1. Immédiatement avant le temps t = 0, le vecteur de magnétisation pointe le long de l'axe z (M<sub>0</sub>).
2. Immédiatement après l'impulsion RF, ou t = 0, le vecteur de magnétisation M<sub>xy</sub> se retrouve dans le plan xy, sans composante dans l'axe z. M<sub>xy</sub> a une magnitude de M<sub>0</sub> à t = 0<sup>+</sup>.
3. Lorsque le temps t = TR est atteint, l'axe z récupère un peu de magnétisation et le plan xy en perd. Si une autre impulsion RF est appliquée, le vecteur de magnétisation M<sub>z</sub> retourne dans le plan xy. Le vecteur de magnétisation M<sub>z</sub> au temps TR est alors donné par :

$$M_z (TR) = M_0 (1 - e^{-TR/T_1}) \quad (2.4)$$

4. Comme le montre la courbe de récupération T<sub>1</sub> (Figure 4), le vecteur de magnétisation M<sub>z</sub> au temps TR est inférieur au vecteur de magnétisation d'origine M<sub>0</sub>, car la deuxième impulsion RF à 90° a été appliquée avant la récupération complète du vecteur de magnétisation M<sub>z</sub>.
5. Une fois que le vecteur de magnétisation est retourné dans le plan xy, il recommencera à croître le long de l'axe z jusqu'au prochain TR, où il sera à nouveau basculé dans le plan xy. Cela donne une série de courbes exponentielles qui n'atteignent jamais la pleine magnétisation.

Le signal reçu de ce processus est une série de FID. Pour acquérir une image RM, cette répétition de séquence d'événements est nécessaire pour échantillonner le volume d'intérêt et construire l'ensemble de données complet au fil du temps.

## 2.5. Temps d'écho

Le temps d'écho (TE) est le temps entre l'impulsion d'excitation et le moment où le signal d'écho est acquis. Dans la courbe de décroissance  $T_2^*$ , le signal FID décroît très rapidement en raison de deux facteurs :

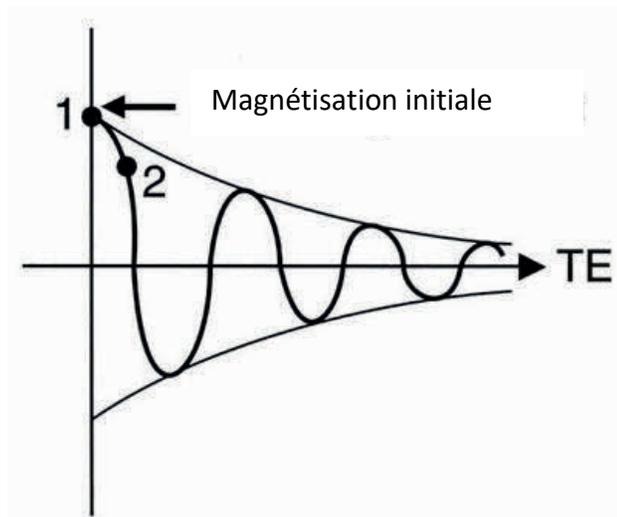
1. Inhomogénéités du champ magnétique externe
2. Interactions spin-spin

Le signal décroît au taux  $T_2^*$  selon la fonction de décroissance :

$$e^{-t/T_2^*} \quad (2.5)$$

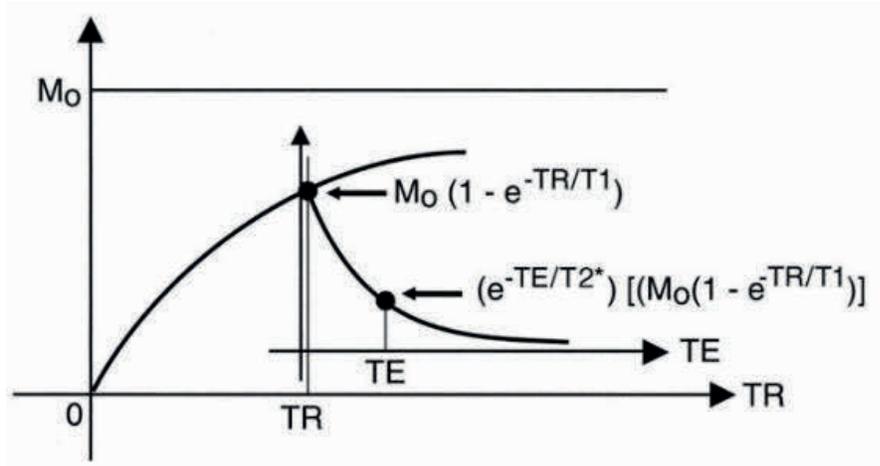
Si une mesure du signal est prise avant toute chance de décroissance du signal, le signal sera égal à l'aimantation d'origine ( $M_0$ ) retournée dans le plan x-y (point 1 de la figure 6). Si le signal est pris après une courte période de temps (court TE), le signal ressemblera au point 2 de la figure 6 suivant cette équation :

$$M_0(e^{-TE/T_2^*}) \quad (2.6)$$



**Figure 8.** La valeur de la décroissance libre de l'induction (FID) au temps 0 est  $M_0$  alors qu'au temps d'écho (TE) c'est  $M_0 \cdot e^{-TE/T_2^*}$ .

Étant donné que la récupération de T1 et la décroissance de T2 se produisent simultanément, les 2 courbes peuvent être regroupées (Figure 7).



**Figure 9.** Les courbes de récupération T1 et de décroissance T2 montrées ensemble.

Ce diagramme comporte deux ensembles d'axes. Le premier ensemble d'axes est associé à TR et le second est associé à TE. Le diagramme n'est pas à l'échelle, mais si c'était le cas, la courbe de décroissance T2 (échelle de temps TE) diminuera beaucoup plus rapidement que la courbe T1 ne se rétablit (échelle de temps TR).

En se concentrant sur la courbe de récupération T1, après l'impulsion RF à 90°, les spins sont basculés dans le plan x-y. Après un intervalle de temps TR, la magnétisation longitudinale reçue est

$$M_0(1 - e^{-TR/T1}) \quad (2.7)$$

En se concentrant sur la courbe de décroissance T2, cette courbe commence à la valeur de  $M_0(1 - e^{-TR/T1})$  sur la courbe de récupération T1 puis décroît très rapidement. Le taux de décroissance de la nouvelle courbe est

$$e^{-t/T2} \quad (2.8)$$

Après un certain temps  $t=TE$ , le signal peut être mesuré. La valeur du signal à TE sera une fraction de l'intensité maximale du signal sur la courbe de récupération T1. En d'autres termes, ce sera le produit des équations 3.3 et 3.4

$$\text{Signal} = S \propto M_0(1 - e^{-TR/T1})(e^{-TE/T2}) \quad (2.9)$$

L'aimantation longitudinale initiale  $M_0$  est proportionnelle au nombre de protons mobiles par

$$M_0 \propto N(H) \quad (2.10)$$

Ensuite, en général, l'intensité du signal mesurée est donnée par

$$\text{Signal} = S \propto N(H)(1 - e^{-TR/T1})(e^{-TE/T2}) \quad (2.11)$$

En utilisant cette équation, il est possible de déterminer l'effet de TR et TE sur les deux courbes. Si TR tend vers l'infini, alors  $1 - e^{-TR/T1}$  tend vers 1. Cela signifie qu'en utilisant l'équation précédente, SI tend vers  $N(H)(e^{-TE/T2})$ . Pour former des images pondérées T1, un TR court et un TE court sont nécessaires tandis qu'un TR long et un TE long forment des images pondérées T2.

Le prochain chapitre introduira le concept de diffusion et de tractographie essentiel à l'utilisation de l'élastographie qui sera abordé par la suite.

## Chapitre 3. Imagerie de diffusion

### 3.1. Principes de diffusion

La diffusion est définie comme le processus de mouvement thermique moléculaire aléatoire dans un fluide ou un gaz appelé mouvement brownien.<sup>(63)</sup> En 1905, Einstein démontra dans un article fondateur <sup>(64)</sup> que le mouvement brownien peut être caractérisé par le coefficient de diffusion ( $D$ ) qui inclut le déplacement ( $\sigma$ ) d'une particule dans un fluide pendant un temps de diffusion ( $t$ ) :

$$\sigma^2 = 2Dt \quad (3.1)$$

Si la particule diffuse librement, sa fonction de distribution de probabilité de son mouvement suit une distribution gaussienne. Le mouvement ( $r$ ) dans un temps de diffusion donné ( $t$ ) est :

$$p(r, t) = \frac{1}{\sqrt{(4\pi t)^3 D}} \exp \frac{-r^2}{4tD} \quad (3.2)$$

Si une molécule se trouve dans un tissu, elle sera restreinte par les membranes cellulaires et la propriété gaussienne n'est alors pas préservée.<sup>(65)</sup> La molécule heurtera la membrane cellulaire et sa diffusion sera limitée dans l'axe de la membrane cellulaire. Dans ce cas, la diffusion devient anisotrope. Ce coefficient modifié est appelé coefficient apparent de diffusion (ADC).

Bien mesurer l'ADC, c'est prendre en compte le déphasage des spins provoqué par les particules en mouvement. Un gradient de champ imposant une fréquence et une phase spécifiques à chaque spin est utilisé dans le codage spatial des spins en IRM. Cependant, avec les mouvements browniens, un petit déphasage des spins se produit, ce qui entraîne une légère diminution de l'amplitude du signal.

Les effets de la diffusion sur la précession libre avec une séquence spin-écho inspiré des travaux de Hahn <sup>(66)</sup> a été investigué en 1954 par Carr et Purcell.<sup>(67)</sup> Peu de temps après, en 1956, Torrey ajoutait les termes de diffusion aux équations de Bloch <sup>(68)</sup> résultant en les

équations de Bloch-Terrey. À partir de celles-ci, ce dernier a pu obtenir des résultats concordant avec Carr et Purcell dans le cas précis du spin-écho comme suit :

$$\frac{\partial M(r,t)}{\partial t} = \gamma M(r,t) \times B - \left[ \frac{M_x(r,t)}{T_2}; \frac{M_x(r,t)}{T_2}; \frac{M_x(r,t)}{T_2} \right]^T + D \nabla^2 M(r,t) \quad (3.3)$$

En 1965, Stejskal et Tanner, après avoir réalisé le potentiel de l'atténuation du signal avec le déphasage des spins, ont développé une séquence de diffusion spin-écho avec de forts gradients de déphasage. Ils ont produit un déphasage important en utilisant deux impulsions à grand gradient. Cela a permis de mieux caractériser l'atténuation du signal en augmentant le déphasage des spins lors des mouvements moléculaires.<sup>(69)</sup> Dans cette séquence, le premier gradient de diffusion apporte un déphasage supplémentaire du signal. Au moment où le deuxième gradient de diffusion est appliqué, la magnétisation ne sera pas refocalisée efficacement et l'intensité du signal sera perdue. Le signal perdu à TE est proportionnel à la synchronisation et à l'amplitude des gradients et à la quantité de diffusion, ce qui signifie que les spins qui se déplacent plus rapidement dans la direction du gradient donné perdent davantage leur intensité de signal.

### 3.2. Imagerie par tenseur de diffusion

En 1994, Basser et al. introduit le concept de tenseur de diffusion qui formalise l'anisotropie de diffusion avec un tenseur de second ordre D (coefficient de diffusion) pour modéliser la diffusion dans toutes les dimensions spatiales pour chaque voxel.<sup>(70)</sup> L'atténuation du signal est l'effet de la diffusion et c'est une décroissance exponentielle modifiée par b et D. L'imagerie par tenseur de diffusion est constituée d'images pondérées en diffusion (DWI) qui quantifie l'anisotropie d'un tissu avec un minimum de six images pondérées en diffusion différentes. Des variations dans la mesure de diffusion dues à l'anisotropie du tissu peuvent être observées en changeant la direction du gradient de codage de diffusion. Ceci est utile pour obtenir des données concernant la microarchitecture d'un tissu spécifique, car seul le mouvement qui se produit dans la même direction du gradient montrera une atténuation du signal.<sup>(71)</sup>

Le signal d'une diffusion spin-écho est représenté par:

$$I_k = I_0 e^{-\left(\frac{TE}{T_2}\right)} e^{-(b g_k^T D g_k)} \quad (3.4)$$

dans laquelle  $I_k$  est le signal atténué,  $I_0$  est le signal d'origine,  $g_k$  représente la direction du gradient de diffusion de 1 à N et  $g_k^T$  est la transposée de  $g_k$ . La valeur  $b$  est mesurée en  $s/mm^2$  et est le facteur par lequel l'atténuation de diffusion est ajustée. Cette valeur dépend de différents paramètres ( $TE$ ,  $\delta$ ,  $\Delta$ ). Dans un article, Bihan et al. <sup>(72)</sup> ont démontré une valeur  $b$  en tant que métrique dépendant uniquement des paramètres de séquence :

$$b = \gamma^2 G_D^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3}\right) \quad (3.5)$$

où  $\delta$  est la largeur de l'impulsion en secondes,  $\Delta$  représente la séparation des impulsions en secondes et  $G_D$  est l'amplitude du gradient de diffusion en mT/m. La valeur  $b$  de  $1000 s/mm^2$  souvent utilisée en milieu clinique provient d'études de rapport signal/bruit qui supposent une diffusivité maximale de  $3 \cdot 10^{-3} mm^2/s$  avec une diffusion libre.

$D$  est le coefficient de diffusion dans chaque direction et la corrélation entre eux. Au lieu d'un seul gradient,  $D$  est calculé avec N gradients ( $N \geq 6$ ). Un minimum de 6 gradients avec une valeur  $b$  de 1000 est appliqué en plus de l'acquisition  $b = 0$  soit 7 acquisitions au total. Trois de ces acquisitions sont les trois qui sont normalement réalisées,  $D_x$ ,  $D_y$  et  $D_z$ . De plus, trois impulsions de gradient combiné sont effectuées, correspondant aux éléments hors diagonale de la matrice tensorielle  $3 \times 3$  (Figure 8). L'exigence minimale est de six directions de gradient d'encodage différentes et en ajoutant plus de gradient, il est possible d'améliorer la précision des informations hors diagonale. Le tenseur de diffusion peut être représenté comme un ellipsoïde de rayon  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  et  $\lambda_3$ , les valeurs propres du tenseur  $D$ .  $D$  est symétrique, donc diagonalisable, et peut être décomposé en valeur singulière :

$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{bmatrix} \stackrel{SVD}{=} \underbrace{\begin{bmatrix} \square & \square & \square \\ \square & \square & \square \\ \square & \square & \square \end{bmatrix}}_{P^T} \begin{bmatrix} \lambda_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{zz} \end{bmatrix} \underbrace{\begin{bmatrix} \square & \square & \square \\ \square & \square & \square \\ \square & \square & \square \end{bmatrix}}_{P=[\vec{E}_1, \vec{E}_2, \vec{E}_3]}$$

**Figure 10.** Matrice d'un tenseur de diffusion.

avec P représentant la matrice orthogonale, matrice de rotation de l'ellipsoïde, ( $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ , and  $\lambda_3$ ) sont les valeurs propres et ( $E_1$ ,  $E_2$  et  $E_3$ ) sont les vecteurs propres.

L'imagerie par tenseur de diffusion comprend un groupe de techniques où les valeurs propres calculées ( $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  et  $\lambda_3$ ) et les vecteurs propres ( $E_1$ ,  $E_2$  et  $E_3$ ) sont utilisés pour créer des images reflétant diverses propriétés de diffusion d'un tissu. L'image pondérée par diffusion (DWI) « régulière » produit des images basées uniquement sur la somme ou la moyenne des valeurs propres (trois images pondérées en diffusion pour chacune des directions de gradient X, Y et Z). La somme des valeurs propres ( $\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$ ) est appelée trace, tandis que leur moyenne (= trace/3) est appelée diffusivité moyenne (MD). La diffusivité moyenne montre la quantité totale de diffusion se produisant dans chaque voxel. Une zone isotrope aura un signal plus intense, car il n'y a aucune restriction au mouvement de la molécule d'eau.

$$MD = \frac{Tr(D)}{3} \quad (3.6)$$

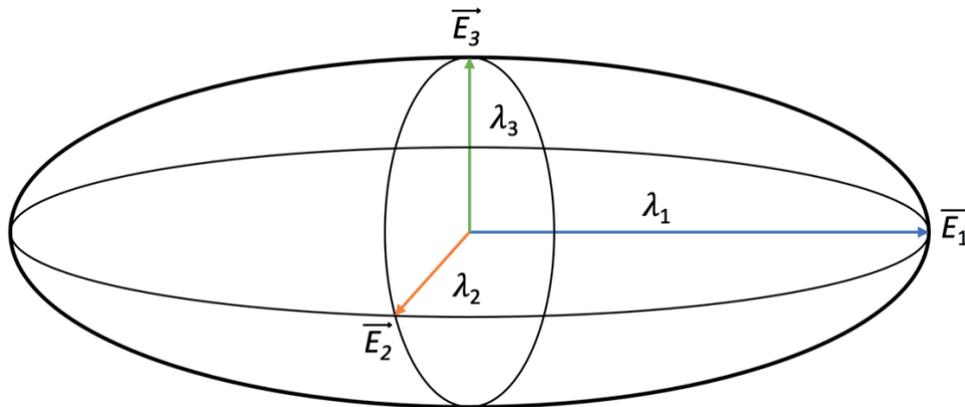
où  $Tr(D) = D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}$ .

L'anisotropie fractionnaire (FA) est un indice d'asymétrie de diffusion au sein d'un voxel, défini en fonction de ses valeurs propres :

$$FA = \frac{\sqrt{\frac{3}{2} \sqrt{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_1 - \lambda_3)^2}}}{\sqrt{(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}} \quad (3.7)$$

La valeur de FA varie entre 0 et 1. À ce stade, le concept d'ellipsoïde doit être introduit. Ce concept vient du fait que le degré d'anisotropie est affecté par le degré de déplacement dû à

la diffusion sur les trois directions orthogonales définissant l'ellipsoïde. Pour une diffusion isotrope parfaite,  $\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda_3$ , l'ellipsoïde de diffusion est une sphère, et FA = 0. Avec une anisotropie de diffusion progressive, les valeurs propres deviennent plus inégales, l'ellipsoïde devient plus allongé et le FA  $\rightarrow 1$ . (Figure 9) La carte FA est un affichage en niveaux de gris des valeurs FA sur l'image.



**Figure 11.** Ellipsoïde de diffusion

### 3.3. Limitations du tenseur de diffusion

L'équation  $I_k = I_0 e^{-\left(\frac{TE}{T_2}\right)} e^{-(bg_k^T D g_k)}$  qui formalise le tenseur de diffusion suppose que la diffusion de l'eau est gaussienne dans un seul voxel, c'est-à-dire qu'une seule orientation de fibre est estimée. Cependant, les fibres musculaires peuvent se croiser, s'entrelacer et se plier à l'intérieur d'un seul voxel. La diffusion ne peut plus être supposée gaussienne. Plusieurs directions de diffusion sont nécessaires pour être plus sensible à plusieurs directions de diffusion de l'eau dans un seul voxel.

### 3.4. Tractographie

La tractographie ou le suivi des fibres est un processus dans lequel le trajet des faisceaux de fibres est récupéré. Historiquement, des algorithmes de suivi déterministes ont été utilisés<sup>(70, 73)</sup> en utilisant le vecteur propre principal du tenseur de diffusion. Des algorithmes légèrement plus complexes ont été proposés quelques années plus tard, utilisant le tenseur de diffusion complet et son anisotropie pour orienter le processus de suivi.<sup>(74, 75)</sup> Vers 2003, des extensions

de suivi déterministes basées sur l'imagerie de diffusion à haute résolution angulaire (HARDI) ont été développées et améliorées au cours des années suivantes pour obtenir un meilleur suivi lorsque le modèle par tenseur de diffusion correspondait mal aux données en utilisant les fonctions de distribution de l'orientation locale du tissu et l'imagerie du spectre de diffusion.<sup>(76-78)</sup> Cependant, ces méthodes sont sensibles à la direction principale estimée des fibres où un seul trajet bruité peut corrompre l'ensemble du trajet. La tractographie probabiliste basée sur HARDI a été proposée avec l'avantage d'utiliser le tenseur de diffusion complet et pas seulement la direction principale.<sup>(77, 79)</sup> L'explication mathématique de ces approches est extrêmement complexe, de nombreuses techniques différentes existent<sup>(77, 80-82)</sup> et sortent du cadre de ce mémoire de maîtrise. La tractographie utilise un masque de suivi qui est utilisé pour contraindre le processus dans une région spécifique qui peut être une segmentation manuelle d'une région spécifique comme dans cette étude. Des stratégies d'interpolation sont utilisées pendant le processus de suivi car, souvent, certaines fibres tombent en dehors de la grille de voxels acquise. Un critère d'arrêt est utilisé pour arrêter le suivi, par exemple, lorsqu'il existe un angle impossible entre deux directions consécutives, et ce dernier dépend de l'algorithme utilisé. Un regroupement de fibres peut être utilisé pendant la tractographie et vise à regrouper automatiquement des fibres similaires en faisceaux en fonction de leur position et de leur forme. Le processus de regroupement repose sur la définition de la distance entre les fibres.<sup>(83)</sup>

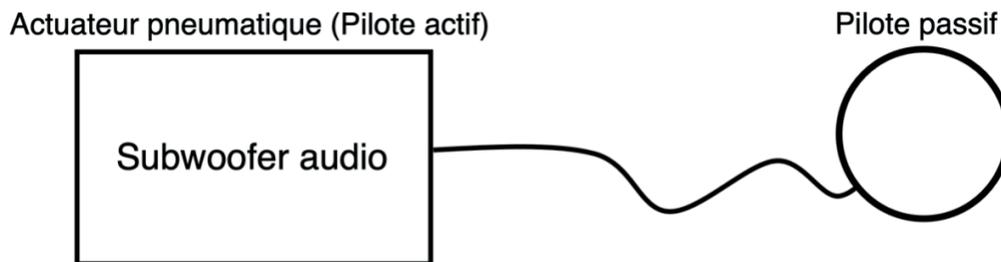
## Chapitre 4. Élastographie par résonance magnétique

L'élastographie par résonance magnétique (ERM) a été inventée par Tichard Ehman et ses collègues de la Mayo Clinic en 1995. Il s'agit d'une technique non invasive qui couple un générateur d'ondes mécanique comme un pilote acoustique à une séquence modifiée d'imagerie par résonance magnétique (IRM) sensible à la phase pour déterminer la rigidité des tissus dans diverses parties du corps.

L'ERM utilise généralement des vibrations d'une seule fréquence, dans la plage de fréquences audio, générées par des pilotes externes. Le signal électrique pour ces appareils est créé par un générateur de signal déclenché et synchronisé à la séquence d'impulsions de résonance magnétique et est amplifié par un amplificateur audio avant d'être transmis au pilote mécanique. L'actionneur mécanique peut être pneumatique, électromécanique ou piézoélectrique. Le pilote électromécanique fonctionne via la force de Lorentz et utilise le champ magnétique de l'aimant principal de l'IRM.<sup>(84)</sup> Le système à pile piézoélectrique crée un mouvement basé sur la propriété piézoélectrique de certains matériaux.<sup>(85)</sup> La méthode pneumatique crée les vibrations requises pour l'ERM par le mouvement des bobines acoustiques utilisées dans les systèmes de haut-parleurs acoustiques. Les vibrations sont produites par la force de Lorentz, mais le champ magnétique statique provient d'un aimant permanent dédié présent dans le haut-parleur acoustique.<sup>(86)</sup>

Ces dispositifs produisent des compressions mécaniques perpendiculaires à la surface de la peau qui sont converties en ondes de cisaillement transversales aux interfaces des tissus. Les actionneurs pneumatiques, ou pilotes acoustiques, se composent de deux parties (figure 10). Le premier est un amplificateur audio et un haut-parleur non compatibles avec l'IRM situés à l'extérieur de la salle d'IRM. Étant donné que ces haut-parleurs ont leurs propres aimants, ils doivent être placés loin de l'aimant principal de l'IRM. Ce système nécessite un composant supplémentaire pour coupler les vibrations produites par les haut-parleurs au tissu. Le deuxième composant transporte les vibrations du haut-parleur à travers un tube en plastique

d'environ 8 mètres de long jusqu'à un pilote passif en forme de disque compatible avec l'IRM et attaché sur l'organe d'intérêt du patient. Les avantages du système pneumatique comprennent une relative simplicité et un faible coût. Il peut être facilement manipulé et la partie du système à proximité du patient est constituée de matériaux qui ne produisent pas d'artéfacts à l'IRM. Puisque les vibrations réelles sont produites par un composant actif différent du composant passif en contact avec le tissu, l'élément passif peut être adapté pour convenir à tout organe d'intérêt. L'amplitude des vibrations induites dans le tissu est très faible et est maintenue dans les limites de sécurité vibratoire.<sup>(87)</sup> L'inconvénient provient du fait que l'air est compressible, ce qui entraîne un retard de phase entre le déplacement délivré et le gradient sensible à la phase tentant de convertir la vibration en phase. Les actionneurs électromécaniques ont l'avantage d'une bonne synchronisation avec le gradient de phase d'encodage de mouvement, mais ils sont métalliques et déforment l'image de résonance magnétique. Les actionneurs piézoélectriques offrent une excellente synchronisation avec le gradient de codage de phase jusqu'aux très hautes fréquences, cependant, ils sont très chers.



**Figure 12.** Schéma d'un actuateur pneumatique comprenant un subwoofer audio (pilote actif) relié par un tube de plastique rempli d'air jusqu'à un disque de plastique (pilote passif)

Des maladies telles que le cancer et la fibrose provoquent une augmentation de la rigidité des tissus qui peut être caractérisée de manière non invasive par l'ERM. En bref, si une force est appliquée au sommet d'un carré le déformant en un parallélogramme, cela s'appelle

cisaillement. Les ondes de cisaillement mécaniques se propagent plus rapidement dans les tissus plus rigides que dans les tissus plus mous dû à leurs longueurs d'onde plus longues. L'amplitude de l'onde de cisaillement est diminuée dans les tissus plus rigides. La longueur de l'onde de cisaillement est captée par l'ERM et est ensuite convertie en rigidité à l'aide d'un algorithme d'inversion qui est une inversion directe de l'équation différentielle d'onde de Helmholtz.

#### 4.1. Élastographie par imagerie par résonance magnétique

La mesure du mouvement tissulaire produit par un conducteur avec l'ERM est basée sur une technique d'imagerie par résonance magnétique appelée IRM à contraste de phase.<sup>(88)</sup> En 1995, Muthupillai et al. ont développé la technique de l'ERM dynamique à contraste de phase où les ondes de cisaillement se propageant dans les tissus sont encodées dans la phase des images de résonance magnétique à l'aide de paires de gradients d'encodage de mouvement (GEM).<sup>(84)</sup> Après qu'un mouvement harmonique continu est induit dans le tissu, un GEM oscillant à la même fréquence que le mouvement est appliqué et une imagerie par résonance magnétique conventionnelle est réalisée. La contribution de phase à l'image de résonance magnétique  $\phi$  en raison du mouvement et du gradient de champ magnétique appliqué à un vecteur de position donné  $\vec{r}$  et un décalage de phase  $\vartheta$  entre le mouvement et le GEM peut être écrit comme

$$\phi(\vec{r}, \theta) = \frac{\gamma NT(\vec{G} \cdot \vec{\xi}_0)}{2} \cos(\vec{k} \cdot \vec{r} + \theta) \quad (4.1)$$

où  $\gamma$  est le rapport gyromagnétique des protons des tissus ( $\gamma/2\pi = 4257$  Hz/G),  $N$  est le nombre de paires de gradient utilisées pour sensibiliser le mouvement,  $T$  est la période du GEM,  $G$  est son amplitude,  $\vec{\xi}_0$  est l'amplitude maximale du mouvement et  $\vec{k}$  est le nombre d'onde. Cette équation indique que la phase du tissu vibrant harmoniquement est directement proportionnelle à son déplacement.

Une image de résonance magnétique contenant des informations sur l'onde se propageant dans sa phase est appelée une image d'onde. Habituellement, deux images d'onde sont

collectées avec une polarité opposée au GEM et une image de différence de phase est calculée pour supprimer les informations de phase non liées au mouvement.

Le mouvement sinusoïdal continu induit dans le tissu a une relation temporelle avec le GEM ( $\vartheta$ ). La modification de cette relation temporelle dans les acquisitions ultérieures est utilisée pour acquérir des instantanés de la propagation des ondes, généralement à 4-8 échantillons temporels (appelés décalages de phase) espacés également sur une période de mouvement des ondes, pour montrer la propagation de l'onde dans l'ERM et pour traiter les données dans le temps. À partir de ces données temporelles, des informations de déplacement à la fréquence mécanique appliquée peuvent être extraites pour un traitement ultérieur et d'autres fréquences peuvent être supprimées.

Comme le GEM nécessaire à l'ERM est inséré dans des séquences d'impulsions de résonance magnétique conventionnelles, l'ERM peut être mise en œuvre avec de nombreuses séquences d'IRM, chacune avec ses propres avantages et limites. Divers groupes ont démontré l'utilisation de différentes séquences d'impulsions pour différentes applications et, par conséquent, des séquences d'impulsions ERM basées sur le spin-écho, l'écho de gradient de rappel et les techniques d'imagerie d'écho planaire existent.<sup>(89-92)</sup> Ces séquences d'impulsions peuvent être conçues pour que la fréquence du GEM corresponde à la fréquence de mouvement<sup>(84)</sup>, un multiple particulier de la fréquence de mouvement (qui a une sensibilité de mouvement plus faible) pour réduire le temps d'écho pour les applications impliquant des tissus avec T2 court<sup>(93)</sup>, ou peuvent être conçues pour être sensible au mouvement avec une large gamme de fréquences.<sup>(94)</sup>

À partir des images d'ondes indiquant la propagation des ondes de cisaillement dans le tissu, des algorithmes d'inversion mathématique basés sur des équations de mouvement, avec des hypothèses simplificatrices, telles que l'isotropie, l'homogénéité et l'incompressibilité, permettent le calcul de propriétés mécaniques, telles que le module de cisaillement à être utilisé pour les interprétations cliniques. L'équation constitutive du mouvement dans le

domaine fréquentiel pour un matériau viscoélastique homogène, anisotrope, relie une contrainte appliquée à la déformation résultante et peut être exprimée sous la forme d'un tenseur de 4<sup>e</sup> ordre avec 21 quantités complexes indépendantes. En supposant l'isotropie, il est possible de réduire le nombre de quantités indépendantes à deux, généralement les deux constantes de Lamé  $\lambda$  et  $\mu$  qui contrôlent principalement les déformations longitudinales et de cisaillement, respectivement. Dans les tissus mous, le premier paramètre de Lamé  $\lambda$  est généralement beaucoup plus grand que le module de cisaillement  $\mu$ , ce qui rend le calcul simultané de  $\lambda$  et  $\mu$  impraticable. Cependant, l'effet de  $\lambda$  peut être simplement négligé dans certains cas (si l'excitation est principalement un cisaillement) ou peut être supprimé en filtrant le mouvement des ondes longitudinales avec un filtrage passe-bande ou un filtrage en boucle.<sup>(95)</sup>

Le module de cisaillement est une quantité complexe et peut s'écrire sous la forme :

$$\mu_r + \mu_i \quad (4.2)$$

où  $\mu_r$  indique le module de stockage et  $\mu_i$  est le module de perte reflétant l'atténuation d'un milieu viscoélastique. À partir du module de cisaillement complexe à une fréquence particulière, la vitesse de l'onde de cisaillement peut être calculée, et un module de cisaillement effectif (souvent appelé la rigidité de cisaillement) peut être calculé en utilisant la relation :

$$\mu = \rho V_s^2 \quad (4.3)$$

où  $\rho$  est la densité du matériau (généralement censée être d'environ 1000 kg/m<sup>3</sup> pour le tissu en ERM) et  $V_s$  est la vitesse de l'onde de cisaillement. Comme la vitesse de l'onde peut être écrite comme un produit de la fréquence de fonctionnement et de la longueur d'onde spatiale, les premières méthodes d'analyse d'ERM se concentraient sur la mesure de la longueur d'onde de l'onde de cisaillement et étaient initialement effectuées manuellement. Par après, des algorithmes automatiques capables de calculer la longueur d'onde ont été adoptés et mis en œuvre.<sup>(96)</sup> À mesure que le domaine s'est développé, des algorithmes résolvant directement l'équation d'onde pour calculer à la fois  $\mu_r$  et  $\mu_i$  ont été développés. Même avec ces méthodes,

les valeurs de rigidité sont encore souvent rapportées comme le produit de la densité et de la vitesse d'onde au carré par convention et commodité.

Les images des propriétés mécaniques des tissus calculées en ERM sont souvent appelées élastogrammes. Selon la technique utilisée pour dériver les élastogrammes des images de résonance magnétique d'origine, les élastogrammes peuvent théoriquement avoir la moitié de la résolution des images de résonance magnétique natives, mais ils ont plus généralement un tiers à un cinquième de la résolution de l'IRM. L'interférence des ondes de cisaillement peut provoquer des artefacts dans les calculs de rigidité en utilisant plusieurs des techniques ci-dessus, et une technique de prétraitement appelée filtrage directionnel a été développée pour réduire ces artefacts.<sup>(97)</sup>

L'objectif de l'ERM est d'estimer les propriétés du matériau appelées module de cisaillement ( $\mu$ ) et module de Young ( $\lambda$ ) hors de l'axe du champ de déplacement ( $\mathbf{u}$ ) en réponse à une force de compression telle que :

$$\nabla(\mu(\nabla\mathbf{u} + \nabla\mathbf{u}^T)) + \nabla(\lambda\nabla \cdot \mathbf{u}) = -\rho\omega^2\mathbf{u} \quad (4.4)$$

avec  $\rho$  la densité du tissu et  $\omega$  la fréquence angulaire ( $\omega = 2\pi \cdot \text{Fréquence}$ ) générée par l'actuateur. Le module de cisaillement  $\mu$ , également appelé module de rigidité, est le rapport entre la contrainte de cisaillement ( $\sigma$ ) et la déformation de cisaillement ( $\varepsilon$ ). L'hypothèse d'un matériau isotrope homogène souple viscoélastique est qu'il répond de manière égale aux contraintes dans toutes les directions. Ainsi, la contrainte peut être exprimée sous la forme :

$$\sigma = 2\mu\varepsilon + \lambda\text{tr}(\varepsilon)I \quad (4.5)$$

avec  $\varepsilon$  étant la déformation sur le matériau et pour chaque déphasage temporel

$$\text{Strain} = \varepsilon_{ij}(x_k, t_n) \quad (4.6)$$

avec  $x_k$ , la coordonnée spatiale et  $t_n$ , le point temporel.

Actuellement, le traitement de l'ERM suppose à tort une rigidité isotrope. Anderson et Van Houten et al. <sup>(8)</sup> ont démontré que le mode d'excitation et la quantité de déformation de

cisaillement parallèle et perpendiculaire au plan contenant la direction dominante des fibres peuvent entraîner des différences significatives dans les propriétés mécaniques estimées. Un même type de tissu peut présenter des variations importantes de rigidité (jusqu'à 33 %) qui sont dues uniquement aux changements d'axes des fibres et aux ondes de cisaillement mécaniques (axiales, transversales ou mixtes) utilisées pour la caractérisation de l'élasticité. Les informations des vecteurs propres obtenues par le tenseur de diffusion peuvent être utilisées pour simplifier et stabiliser l'algorithme inverse non linéaire en ERM. Dans un matériau anisotrope, une matrice de rotation est utilisée entre le tenseur de déformation et le tenseur de diffusion étant donné la corrélation suivante :

$$\varepsilon_{\parallel/\perp} = \frac{\frac{1}{2}(\varepsilon_{12}^f + \varepsilon_{13}^f)}{\varepsilon_{23}^f} \quad (4.7)$$

avec  $\varepsilon_{12}^f + \varepsilon_{13}^f$  étant la déformation de cisaillement dans des plans parallèles et  $\varepsilon_{23}^f$  la déformation de cisaillement dans des plans perpendiculaires. Dans un tissu anisotrope, le tenseur de déformation  $\varepsilon_{\parallel/\perp}$  est aligné avec le vecteur propre primaire du tenseur de diffusion.

En résumé, des concepts de base pour obtenir une image par résonance magnétique ont été amenés au chapitre 2 en introduisant les concepts de relaxation T1 et T2, le temps d'écho et de répétition utilisées dans les imageries d'épaule conventionnelles. Le chapitre 3 a présenté les bases des techniques de diffusion et de tractographie en expliquant les valeurs importantes pour cette étude que sont la diffusivité moyenne et l'anisotropie fractionnaire. Une limitation importante de la diffusion est la supposition que la diffusion de l'eau est gaussienne dans un seul voxel, c'est-à-dire qu'il n'y a qu'une seule orientation de fibre dans un voxel. Cependant, les fibres musculaires peuvent se croiser, s'entrelacer et se plier à l'intérieur d'un seul voxel. La diffusion ne peut plus être supposée gaussienne. Plusieurs directions de diffusion sont nécessaires pour être plus sensible à plusieurs directions de diffusion de l'eau dans un seul voxel. De ce fait, la tractographie, un processus dans lequel le trajet des faisceaux de fibres est

recupéré par des algorithmes mathématiques complexes, a été introduit pour pallier aux limitations de la diffusion pour des meilleurs résultats en élastographie. Finalement, l'élastographie permet de déterminer la rigidité d'un muscle en envoyant des impulsions mécaniques à une certaine fréquence pour faire vibrer le muscle étudié.

Le prochain chapitre fera une brève description des différentes techniques d'embaumement cadavériques utilisées dans le cadre de cette étude ayant servi à mettre au point les séquences d'imagerie par résonance magnétique avant leur utilisation sur des volontaires.

## **Chapitre 5. Techniques d'embaumement**

Les spécimens cadavériques sont largement utilisés dans le domaine chirurgical pour la pratique des techniques par les étudiants au cours de leur formation aux compétences chirurgicales ou encore pour la mise au point de nouvelles techniques avant des essais chez des volontaires.<sup>(98)</sup> Également, il existe un intérêt important en radiologie pour l'utilisation de spécimens cadavériques au moyen d'une technique développée par le Dr Walter Thiel au début des années 1960 comme modèle d'études en IRM.<sup>(99)</sup> Dans le cas de cette étude, les spécimens cadavériques ont permis la mise au point des séquences d'IRM pour le DTI et l'élastographie avant les essais chez les volontaires. De ce fait, pour mieux comprendre les différences entre les spécimens cadavériques utilisés dans cette étude, les caractéristiques des différentes techniques d'embaumement seront expliquées dans ce chapitre. Trois techniques différentes ont été utilisées afin d'explorer leur impact sur la tractographie et pour mettre au point les séquences d'imagerie par résonance magnétique avant leur utilisation chez les volontaires. Ce chapitre présentera les trois techniques d'embaumement les plus couramment utilisées dans l'ordre chronologique dans lequel elles ont été mises au point : la technique d'embaumement classique (formol), la technique d'embaumement aux sels saturés, ainsi que la technique Thiel.

### **5.1. Technique d'embaumement classique**

La méthode classique d'embaumement provient d'une découverte en 1869 du formaldéhyde par un chimiste allemand nommé August Wilhelm von Hofmann. Dans de nombreuses publications vers 1892-1896, il s'est avéré plus tard être un excellent agent de conservation, ce qui en a fait le fondement de la technique moderne d'embaumement. Au cours des années suivantes, environ huit facultés de médecine en Europe ont commencé à utiliser du formaldéhyde, mais la concentration optimale de celui-ci était encore débattue. D'autre part, l'effet secondaire indésirable immédiat de cette molécule était connu et décrit comme : irritation cutanée, conjonctivite, irritations de l'appareil respiratoire et maux de tête chez les appariteurs et manipulateurs.<sup>(100)</sup>

Au cours des 100 années suivantes, peu de choses ont changé dans la manière d'embaumer des cadavres humains avec du formaldéhyde. À l'époque cela avait été un bon pas en avant, car cela supprimait l'utilisation de métaux lourds toxiques qui étaient d'usage courant auparavant. Le formaldéhyde est aussi un excellent fixateur qui est bactéricide, fongicide et insecticide. Cependant, une concentration élevée de formaldéhyde produit certains inconvénients chez le spécimen cadavérique. L'extrême rigidité en fait partie. La solution aqueuse de formaldéhyde (formol) agit en réticulant chimiquement les protéines entre elles à l'aide d'un pont méthylène.<sup>(101)</sup> Cela provoque un durcissement des tissus, affectant profondément la qualité des tissus cadavériques avec une tendance à affecter davantage les tissus mous. D'autres inconvénients de cette technique sont qu'elle coagule rapidement le sang, change la couleur des tissus en une teinte grisâtre lorsque le formol se mélange au sang, déshydrate les tissus, se détériore avec l'âge, dégage une odeur désagréable et qu'elle est également une solution cancérigène.<sup>(101)</sup>

Cette technique d'embaumement a été étudiée par Shramek et al. avec différentes modalités d'imagerie. Ils ont découvert que cette méthode produisait une qualité d'imagerie radiographique et échographique vraiment médiocre, montrant de graves artéfacts lors de la numérisation des organes intra-abdominaux et rétropéritonéaux à cause des gaz. D'autre part, ils ont découvert que les images de tomodensitométrie pouvaient détecter clairement les structures squelettiques, mais étaient également affectées par les gaz de manière moins importante que dans le cas de la radiographie et des ultrasons. Comme pour les images par IRM, la technique d'embaumement classique affecte la mobilité de l'eau et les intensités de signal rendaient l'apparence des tissus plus homogène et la discrimination difficile entre les tissus. Néanmoins, ils ont fait valoir que la qualité des images des articulations de l'épaule et du genou était bonne. Cependant, ils avaient un échantillon limité de cadavres et d'images IRM. Ils ont recommandé une comparaison des différentes techniques d'embaumement pour voir l'influence sur la qualité de l'image.<sup>(102)</sup>

## 5.2. Technique d'embaumement aux sels saturés

Cette technique a été développée en réponse aux problèmes potentiels de santé et de sécurité des personnes travaillant avec la méthode d'embaumement classique au formaldéhyde, une solution cancérigène. Une nouvelle technique de préservation s'imposait.

C'est dans ce contexte qu'est apparue la technique d'embaumement aux sels saturés. Celle-ci a été développée par Coleman & Kogan. Elle est dérivée de la technique décrite par Logan en 1983.<sup>(103)</sup> Dans son article, Logan décrit une méthode de conservation dans laquelle des cadavres frais sont surgelés à -35 °C, décongelés pendant 2 jours, puis un diluant sanguin normal salin est utilisé pour faire un rinçage partiel du système veineux. Après cela, une perfusion artérielle avec injection d'une solution de conservation est effectuée. Les quantités de chaque ingrédient n'étaient pas fournies dans son article, mais elle était composée d'alcool, de glycérine, de phénol et d'une faible teneur en formaldéhyde.

Quant à Coleman & Kogan, ils ont utilisé presque les mêmes produits chimiques, changeant l'utilisation de l'alcool par de l'alcool isopropylique, mais le principal changement était l'ajout d'une importante quantité de chlorure de sodium. Ils ont fait valoir que l'idée d'utiliser du sel venait de son utilisation répandue pendant des siècles pour conserver les aliments. De plus, le sel est facile à obtenir et bon marché. Dans leur étude, les tissus sont restés mous, la technique a empêché toute dessiccation significative des bactéries et les spécimens ont ainsi été parfaitement conservés avec une distorsion structurelle minimale et des couleurs normales.<sup>(104)</sup>

Cette technique a été étudiée à l'aide d'ultrasons et les images étaient claires et ne contenaient pas d'artéfacts importants contrairement à la méthode d'embaumement classique.<sup>(101)</sup> À notre connaissance, il ne semble y avoir aucune recherche concernant l'utilisation d'une solution saline saturée pour des études en IRM.

### 5.3. Technique d'embaumement Thiel

La technique d'embaumement Thiel a été développée par le Dr Walter Thiel au début des années 1960. L'idée de se lancer dans la création de cette nouvelle technique lui est venue lorsqu'il s'est rendu compte que le jambon sec, une technique de cuisson dans laquelle le jambon est complètement immergé dans une solution de saumure contenant du sel pendant 3 à 14 jours, avait une meilleure texture que la chair conservée dans du formaldéhyde dans son laboratoire. Au cours d'un travail intensif sur 30 ans et sur 1000 cadavres, il a perfectionné sa technique de conservation. Ses études ont conduit au développement d'une technique d'embaumement de fixation molle qui préserve les couleurs, la cohérence et la transparence des tissus et organes cadavériques. Elle a également une faible odeur.<sup>(105, 106)</sup>

La technique d'embaumement Thiel est d'abord exécutée en effectuant une perfusion intravasculaire puis en immergeant l'échantillon dans un liquide contenant principalement de l'eau, mais contenant également du glycol éthylène pour préserver la plasticité des tissus, de l'acide borique pour la désinfection, du nitrate d'ammonium et du nitrate de potassium pendant une période d'au moins 2 ou 3 mois. Dans cette méthode, seule une très faible concentration des composants les plus nocifs tels que le formaldéhyde, le chlorocrésol et la morpholine est utilisée dont la concentration finale est de 0,8 % de la teneur en formol dans la solution de fixation.<sup>(107)</sup> Cela offre l'avantage de travailler avec le cadavre en toute sécurité sans libérer de substances nocives dans l'environnement. Un autre avantage de cette technique est que le cadavre n'a pas besoin d'être réfrigéré ou scellé dans un emballage sous vide. Il peut être stocké dans un sac en plastique ou rester immergé pour une conservation à long terme. Cette méthode offre également une excellente efficacité de désinfection.<sup>(108, 109)</sup>

Cette méthode a montré de nombreux avantages par rapport à la technique d'embaumement classique. Le plus important concernant la souplesse des nombreuses articulations qui permet un meilleur positionnement lors des études d'imagerie. Cependant, certains inconvénients existent également. L'ensemble du processus peut prendre jusqu'à 6 mois. De plus, le coût

relatif de la technique est plus élevé que la technique conventionnelle, mais il peut être compensé par le grand nombre de procédures pouvant être effectuées sur les cadavres.<sup>(108, 109)</sup> Un autre inconvénient est le fait que cette méthode présente des changements considérables dans leur aspect histologique qui pourrait être attribués à une fragmentation des protéines musculaires.<sup>(110)</sup>

Il ne semble pas exister d'étude comparant les trois différentes techniques d'embaumement utilisant l'IRM pour l'anatomie de l'épaule.

## **Chapitre 6. Hypothèse et objectifs de l'étude**

### **6.1. Hypothèse**

Nous faisons l'hypothèse que l'imagerie par tenseur de diffusion et la tractographie sont réalisables et répétables chez tous les volontaires asymptomatiques dans les muscles supra-épineux et infra-épineux.

### **6.2. Objectif primaire**

Déterminer la faisabilité et la répétabilité de l'imagerie par tenseur de diffusion (diffusivité moyenne, anisotropie fractionnaire) chez des volontaires asymptomatiques dans les muscles supra-épineux et infra-épineux.

### **6.3. Objectif secondaire**

Déterminer la faisabilité l'élastographie chez des volontaires asymptomatiques dans les muscles supra-épineux et infra-épineux.

## **Chapitre 7. Matériels et méthodes**

### **7.1. Spécimens cadavériques**

Comme mentionné précédemment dans ce mémoire, des spécimens cadavériques ont été utilisés pour mettre au point la technique d'imagerie avant son utilisation sur les volontaires. Pour ce faire, les 2 épaules de 3 spécimens cadavériques (6 épaules au total) ont été obtenues de l'Université de Trois-Rivières avec l'approbation du comité d'éthique de la recherche du CRCHUM et de l'Université de Trois-Rivières (CER-09-148-06.05). Les spécimens comprennent l'ensemble du membre supérieur avec la coiffe des rotateurs, la 1ère à la 7ème côte, le sternum et la clavicule. Chaque paire d'épaules était conservée dans une technique d'embaumement différente soit l'embaumement classique, les sels saturés et le Thiel. Les échantillons ont été scannés à température ambiante (20 °C).

### **7.2. Volontaires asymptomatiques**

Le comité d'éthique de la recherche de notre institution a approuvé cette étude (2019-8079, 18.283 – MJB). Tous les sujets ont reçu des informations écrites et verbales et ont donné leur consentement écrit. L'étude a été inscrite à l'Université de Montréal dans le cadre d'un mémoire de maîtrise en sciences biomédicales.

Six volontaires asymptomatiques capables de donner un consentement écrit ont été inclus dans l'étude. Les sujets ont été recrutés au Centre de Recherche du CHUM.

### 7.3. Protocoles d'imagerie par résonance magnétique

L'acquisition des épaules des trois spécimens cadavériques ont été imagées sur un système 3T Skyra (Siemens, Erlangen Allemagne) placé à l'isocentre avec un canal 6 activé dans le corps à 3T avec un coil Tim attaché autour de l'épaule.

Dans chaque spécimens cadavériques et volontaires asymptomatiques, des images anatomiques ont été acquises en T1, T2 et densité protonique avec écho de spin turbo. Les paramètres des séquences anatomiques et des séquences T1 VIBE DIXON, DTI et ERM sont détaillés dans le tableau 2.

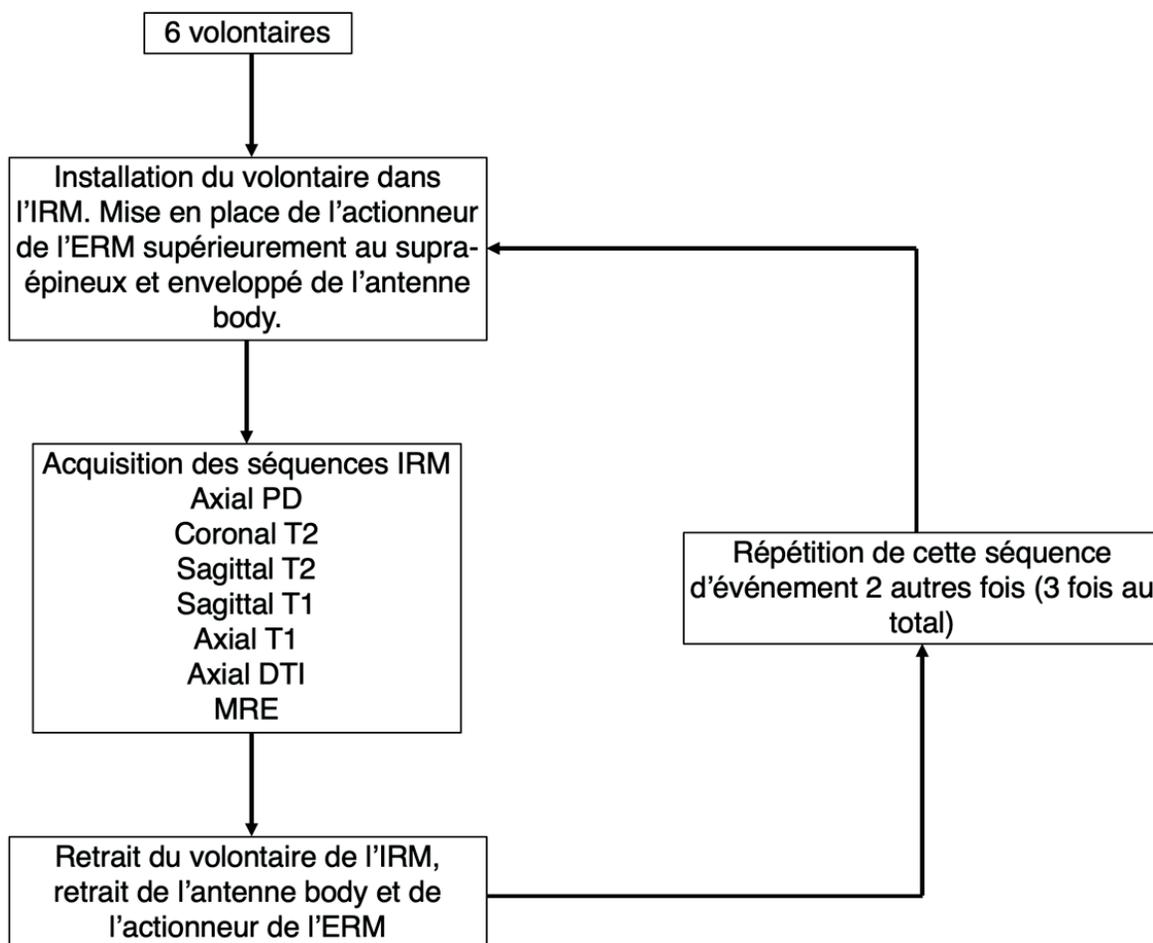
**Tableau 2.** Paramètres des séquences IRM cliniques, le DTI et l'ERM dans les spécimens cadavériques et les volontaires asymptomatiques.

Séquences	TR/TE [ms]	Coupes	Voxel [mm <sup>3</sup> ]	FOV [mm <sup>2</sup> ]	BW [Hz]	FA [°]	Spécificité
Ax. PD	5000/36	29	0.36x0.36x3	140x140	215	150	TSE, Fat sat (3ms)
Cor. T2	5000/52	21	0.67x0.67x4	129x129	220	145	TSE, Fat sat (3ms)
Sag. T2	5000/69	27	0.2x0.2x3.5	130x130	215	150	TSE, Fat sat (3ms)
Sag. T1	600/69	27	0.20x0.20x3.5	130x130	225	150	TSE, Fat sat (3ms)
Ax. T1	5.76/2.46	208	1x1x1	158x320	870	11	VIBE
Ax. DTI ( <i>in vivo</i> )	5800/57	30	3x3x3	162x318	985	90	500 s/mm <sup>2</sup> (2 moyennes) 800 s/mm <sup>2</sup> (4 moyennes) 12 directions, Fat sat (3ms)
Ax. DTI ( <i>ex vivo</i> )	4000/64	15	2x2x6	192x256	975	90	500 s/mm <sup>2</sup> (2 moyennes) 800 s/mm <sup>2</sup> (4 moyennes) 12 directions, Fat sat (3ms)
ERM	3300/40	30	3x3x3	162x318	2245	90	100 Hz

Ax. = axial, Cor. = coronal, Sag. = sagittal

Les images pondérées en diffusion, avec deux moyennes à  $b = 500 \text{ s/mm}^2$  et quatre moyennes à  $b = 800 \text{ s/mm}^2$ , ont toutes deux été acquises avec 12 directions de diffusion.

La figure 13 montre les étapes effectuées par chaque volontaire pour l'acquisition des séquences d'imagerie sur le même système 3T Skyra (Siemens, Erlangen Allemagne).



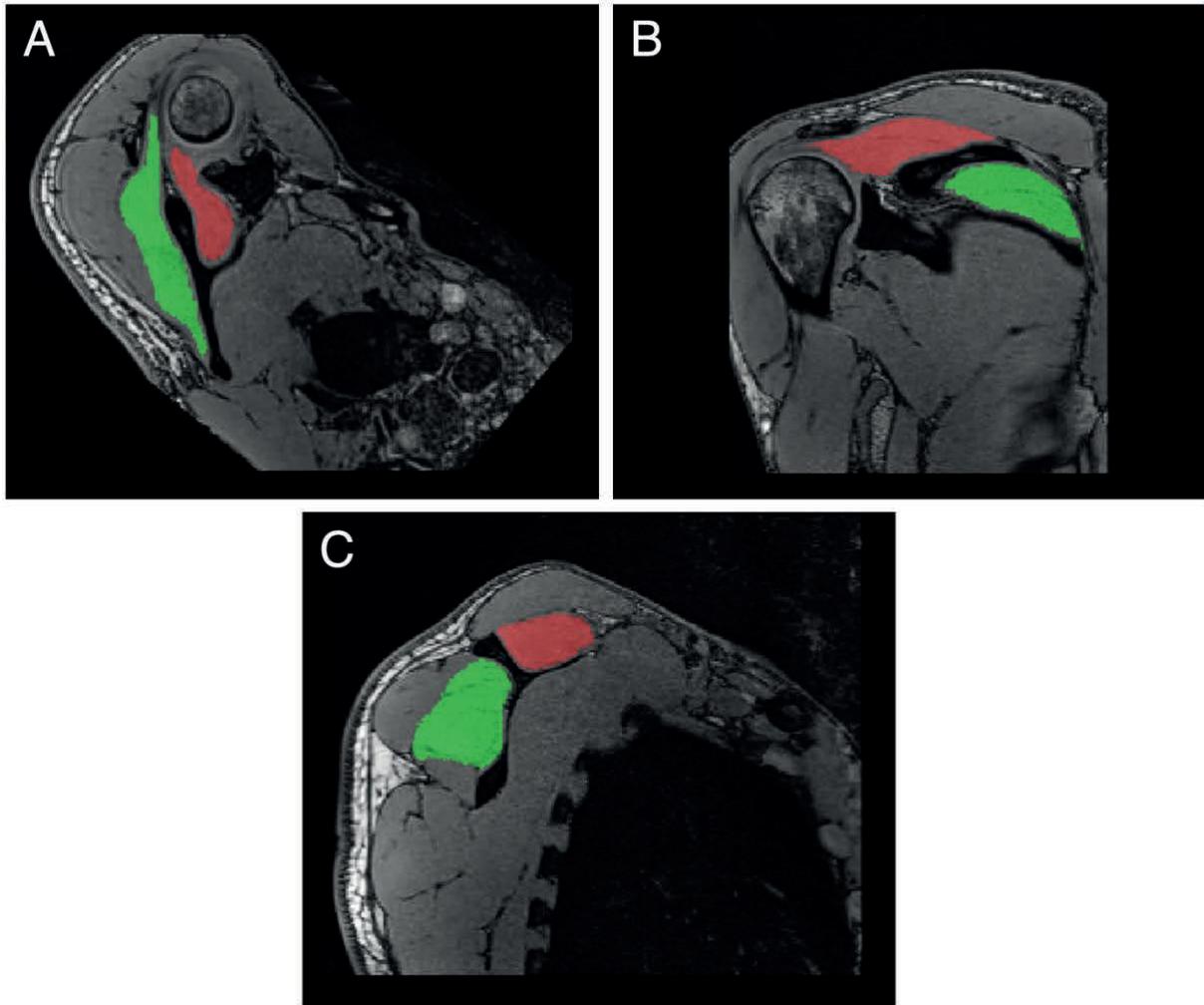
**Figure 13.** Exemple montrant les étapes effectuées pour l'imagerie d'un volontaire répétées trois fois au total.

## 7.4. Post-traitement

Les composantes de post-traitement ont été réalisées avec le logiciel MrTrix3 <sup>(111)</sup> par Dr Cyril Tous qui a effectué le débruitage à l'aide de l'analyse en composantes principales de Marchenko-Pastur <sup>(112, 113)</sup> et de l'artéfact en anneau de Gibbs <sup>(114)</sup> et a effectué une correction du biais du champ. <sup>(115)</sup> Les données ont été collectées avec des encodages de phase inversés, résultant en des paires d'images avec des distorsions allant dans des directions opposées. À partir de ces paires, le champ hors résonance induit par la susceptibilité a été estimé en utilisant une méthode similaire à celle décrite dans les travaux d'Andersson et al. <sup>(116, 117)</sup> et tel qu'implémenté dans la bibliothèque de logiciels de la FMRIB (FSL) <sup>(118)</sup> et les deux images ont été combinées en une seule corrigée. Les séquences DWI T1 VIBE de 1 mm<sup>3</sup> isovolumique ont été ré-échantillonnées de 3 mm<sup>3</sup> à 1 mm<sup>3</sup> pour permettre une meilleure estimation des trajets de tractographie. Échantillonner la séquence en 1 mm<sup>3</sup> dès l'acquisition aurait amené trop de bruit et un mauvais suivi des trajets de tractographie. <sup>(119)</sup>

## 7.5. Segmentation manuelle des muscles

Suite à ces étapes, une segmentation manuelle du supra-épineux et de l'infra-épineux par un médecin résident en radiologie diagnostique Alexandre Jodoin sur les séquences T1 DIXON VIBE a été effectuée avec ITK-SNAP <sup>(120)</sup> sur chaque tranche pour l'ensemble des 18 séquences (2 épaules par technique d'embaumement × 3 techniques d'embaumement × 3 répétitions) pour les spécimens et 18 séquences pour les volontaires (6 épaules × 3 répétitions). La figure 14 montre un exemple de l'interface d'ITKsnap lors d'une segmentation manuelle sur la coiffe des rotateurs d'un volontaire.



**Figure 14.** Exemple de segmentation manuelle exécutée sur ITKsnap 3.8 sur l'épaule droite d'un volontaire sain montrant les vues axiale oblique (A), sagittale oblique (B) et coronale oblique (C). Muscle supra-épineux en rouge, muscle infra-épineux en vert.

Ces séquences ont ensuite été co-enregistrées avec les images pondérées en diffusion et ERM. Étant donné que les fibres musculaires sont entrelacées, une distribution de l'orientation des fibres a été considérée au lieu d'un nombre discret pour chacune. Le signal DWI a été traité selon la fonction de distribution d'orientation des fibres (ODF) dans MrTrix3.<sup>(111)</sup> L'ODF est la probabilité pour une molécule d'eau de diffuser dans chaque direction à un angle constant. Elle capture les informations angulaires du processus de diffusion. Ainsi, une déconvolution

sphérique a été utilisée<sup>(121)</sup> et la fonction réponse a été calculée.<sup>(122, 123)</sup> À partir du T1 DIXON VIBE isovolumique de 1 mm<sup>3</sup>, les DWI ont été ré-échantillonnés de 3 mm<sup>3</sup> à 1 mm<sup>3</sup>.<sup>(119)</sup> La tractographie a été réalisée en utilisant une intégration de 2e ordre sur les distributions d'orientation des fibres. Le tenseur de diffusion a été régularisé pour obtenir les valeurs de FA et MD.<sup>(124)</sup> La fonction Boxplot de MATLAB (MATLAB. The MathWorks Inc., Natick, MA) a été utilisée pour créer toutes les mesures de moyennes et les graphiques.

## **7.6. ERM chez les volontaires asymptomatiques**

Les séquences ERM utilisées étaient les séquences appelées ep2d MRE UIUC v03 provenant de Chicago, Illinois, USA. Pour les volontaires asymptomatiques, les séquences ERM ont été obtenues avec trois GEM orthogonales séquentielles (TR = 4000 ms) avec quatre déphasages et une amplitude GEM de 18 mT/m (80 % d'amplitude maximale). Le nombre total d'images ERM était de 720, ((4 déphasages) × (3 directions (x, y, z)) × (directions de phase positive et négative) × 30 tranches). La fréquence utilisée pour les vibrations mécaniques était de 100 Hz et a été produite au-dessus du muscle supra-épineux en utilisant le système Resoundant (Resoundant Inc., Rochester, MN). La figure 15 montre comment les six volontaires ont été installés avec l'actionneur de l'ERM supérieurement au supra-épineux de l'épaule avec l'antenne body utilisé pour immobiliser l'épaule.



**Figure 15.** Installation pour l'élastographie par résonance magnétique sur un volontaire. L'actionneur (flèche) est placé au-dessus du supra-épineux et enveloppé avec l'antenne body (A).

Les données ERM ont été évaluées pour déterminer le rapport signal/bruit de déformation de cisaillement octaédrique (SNR-DCO)<sup>(125)</sup>, puis traitées par la méthode de post-traitement des sous-zones de l'ERM par inversion non linéaire formulée avec un modèle de matériel avec isotropie transversale presque incompressible basé sur les éléments finis, où l'axe de symétrie a été tourné pour s'aligner sur les axes des fibres primaires en fonction des données DTI.

## 7.7. Ratio signal sur bruit

La faisabilité a été déterminée par un seuil sur le ratio signal sur bruit (RSB), qui a été calculé comme suit :

$$RSB(k) = \frac{\sqrt{N} S_{tissu}}{N \frac{\sqrt{2}}{4-\pi} S_{air}} \quad (7.1)$$

où  $k$  est une image unique à une position  $r = (x, y, z)$ ,  $N$  est le nombre de moyennes ( $N=1$ ),  $S_{tissu}$  est le signal du tissu dans la région d'intérêt (ROI),  $S_{air}$  est l'écart type du bruit de fond de l'image considéré comme de l'air. Le facteur est utilisé pour compenser la distribution du bruit de Rayleigh.<sup>(126)</sup> Selon Jones et al., le seuil RSB acceptable peut être défini avec le RSB sans pondération de diffusion ( $B_0$ ) à un rapport d'au moins 3:1 qui donne la formule  $SNR_{B_0} \geq 3e^{+b \times \lambda_1}$  ou  $10e^{+b \times \lambda_1}$ . Par conséquent, les images non pondérées en diffusion doivent avoir un RSB d'au moins  $\frac{10}{e^{-800 \times \lambda_1}}$  lorsque les images sont mesurées à  $b = 800 \text{ s/mm}^2$ .<sup>(127)</sup>

## 7.8. Analyses statistiques

Dans cette étude, le test  $t$  a été apparié entre les valeurs des volontaires. Ceci permet de déterminer s'il y a une différence statistiquement significative entre les 2 groupes appariés au niveau des moyennes des mesures de FA et MD. Le niveau de signification (niveau  $\alpha$ ) normalement utilisé pour ce test est de 5% et représente la probabilité de rejeter l'hypothèse nulle alors qu'il n'y a pas de différence entre les moyennes.<sup>(128)</sup>

L'analyse de variance (ANOVA) permet d'étudier la relation d'une variable quantitative en fonction de variables qualitatives. Ceci est une extension du  $t$ -test. Les variables qualitatives

de cette étude sont les volontaires. Les variables quantitatives sont le FA et le MD. L'ANOVA à 1 facteur compare les moyennes entre les variables qualitatives et détermine si l'une de ces moyennes est statistiquement significativement différente l'une de l'autre. L'avantage de cette technique est de maintenir l'erreur de type 1 (erronément rejeter l'hypothèse nulle) au niveau de signification (niveau  $\alpha$ ) voulu autour de 5 % qui peut augmenter lorsque plusieurs test t sont effectuées sur les mêmes groupes.

Pour tester la répétabilité des mesures quantitatives que sont l'anisotropie fractionnaire et la diffusivité moyenne, un coefficient de variation (CV) de moins de <10% et une analyse de Bland-Altman ont été utilisés. Le coefficient de variation est une mesure statistique de la dispersion des points de données dans une série de données autour de la moyenne. Le coefficient de variation représente le rapport de l'écart-type à la moyenne. La zone acceptable dépend du contexte. Dans la littérature, un CV de <10% est considéré acceptable pour dire d'un échantillon qu'il est homogène.<sup>(129)</sup>

Le graphique de Bland-Altman a servi à démontrer visuellement la concordance de chaque paramètre à travers les 3 répétitions. L'accord est quantifié entre deux mesures quantitatives en construisant des limites d'accord. Ces limites sont calculées en utilisant la moyenne et l'écart-type des différences entre ces mesures. Le graphique résultant est un nuage de points XY, dans lequel l'axe Y montre la différence entre les deux mesures appariées et l'axe X représente la moyenne de ces mesures. Ainsi, la différence des deux mesures appariées est tracée par rapport à la moyenne des deux mesures. La manière la plus courante de tracer le graphique est d'utiliser une limite telle que 95 % des différences entre les mesures se situent à  $\pm 2$  écarts-types de la différence. Le biais représente une surestimation ou sous-estimation de la deuxième mesure par rapport à la première et est considéré significatif lorsque la ligne d'égalité n'est pas dans l'intervalle de confiance.<sup>(130)</sup>

## Chapitre 8. Résultats

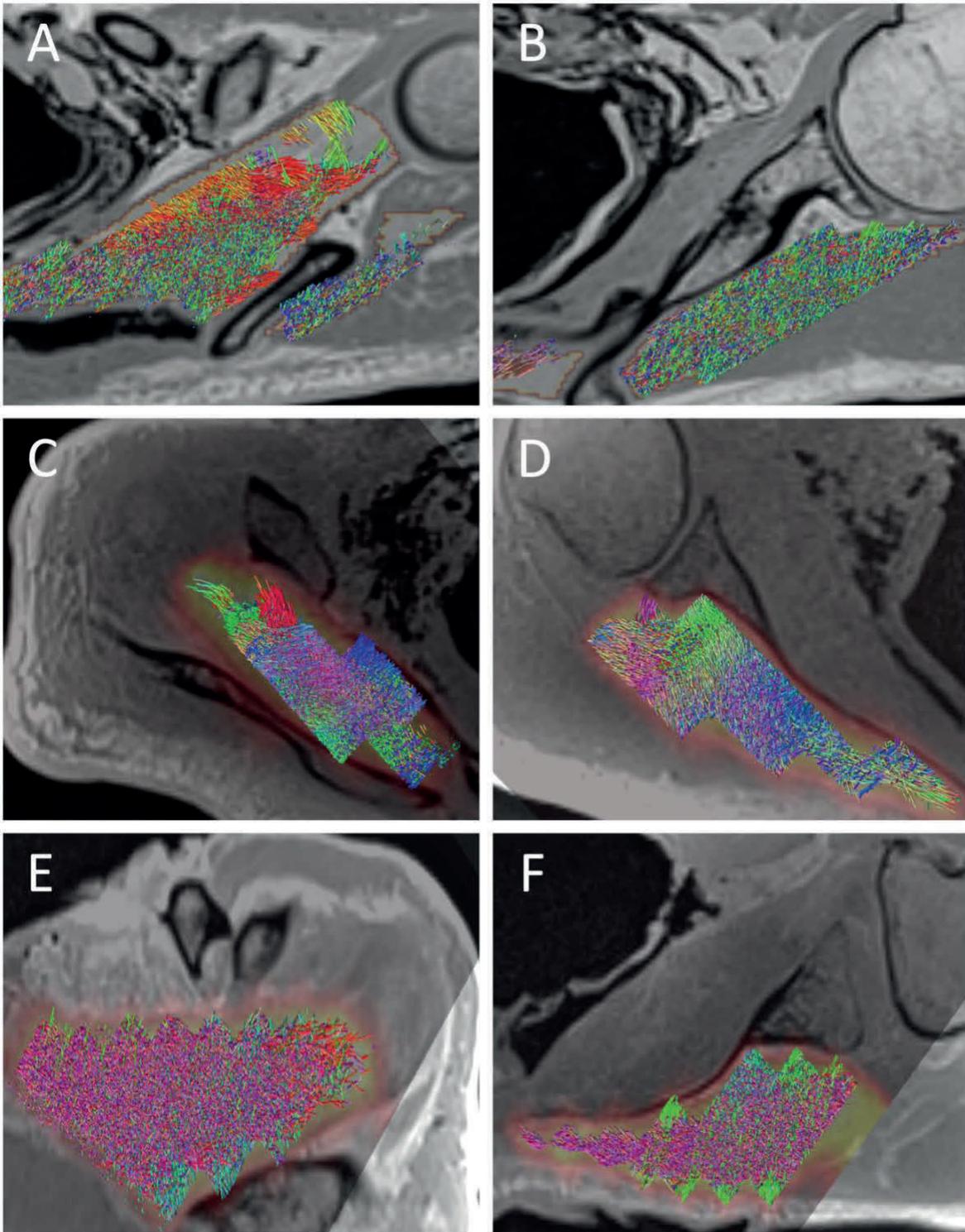
### 8.1. Spécimens cadavériques

Le tableau 3 présente les caractéristiques des spécimens cadavériques utilisées pour mettre au point le protocole des séquences IRM utilisées dans cette étude.

**Tableau 3.** Informations sur les spécimens cadavériques.

Spécimen	Sexe	Âge (années)	Poids	Taille	Embaumement
1	M	75	65.8	1.73	Classique
2	F	58	60.2	1.65	Sels saturés
3	M	66	64.8	1.7	Thiel

Avec les données disponibles pour le DTI, le post-traitement de la tractographie a été effectué sur les différentes techniques d'embaumement. La tractographie des muscles supra-épineux et infra-épineux met en évidence que les techniques d'embaumement altèrent les fibres musculaires et qu'ainsi les faisceaux de fibres musculaires n'ont pas l'orientation spécifique à laquelle on pourrait s'attendre dans un muscle dans chacune des techniques d'embaumement, comme le montre la figure 13. L'analyse n'a pas trouvé de tractographie adéquate, quelle que soit la technique d'embaumement.



**Figure 16.** Tractographie réalisée sur les techniques d'embaumement au formol (A, B), aux sels saturés (C, D) et au Thiel (E, F). Le supra-épineux est du côté gauche et l'infra-épineux du côté droit.

## 8.2. Volontaires asymptomatiques

Des résultats préliminaires des mesures de FA et MD dans les volontaires ont été présentés au congrès ISMRM 2021 en février 2021.<sup>(131)</sup>

Le tableau 4 présente les caractéristiques des six participants de l'étude.

**Tableau 4.** Intervalle moyen et interquartile [IQR] des valeurs de MD et FA sur les trois répétitions pour les six volontaires.

Volontaire	Sexe	Âge (années)
1	M	24
2	F	29
3	M	27
4	M	28
5	M	49
6	M	45

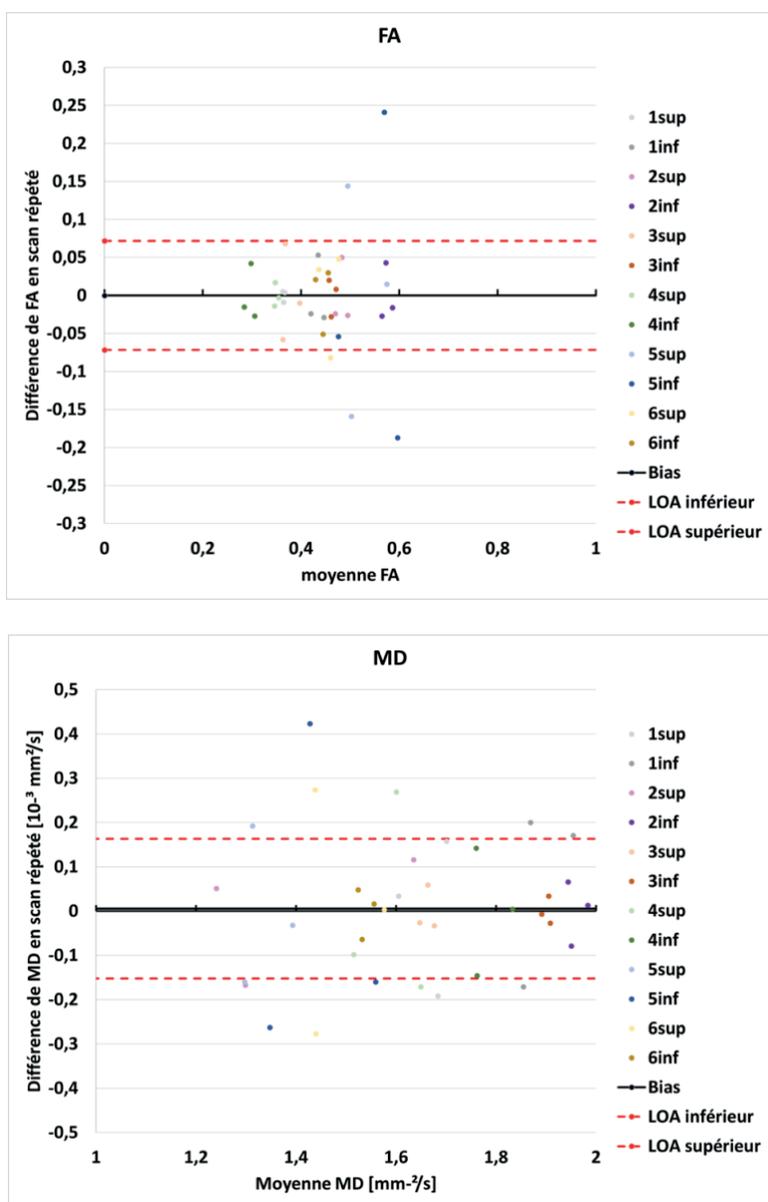
Le tableau 5 montre l'intervalle moyen et interquartile [IQR] de la diffusivité moyenne (MD) et de l'anisotropie fractionnaire (FA) sur les trois répétitions pour les six volontaires. Le supra-épineux et l'infra-épineux étaient significativement différents ( $p < 0,001$ ) pour les valeurs de MD et FA ce qui est attendu puisqu'il s'agit de deux muscles distincts avec des architectures musculaires différentes.

**Tableau 5.** Intervalle moyen et interquartile [IQR] des valeurs de MD et FA sur les trois répétitions pour les six volontaires.

Muscles	FA [IQR]	MD (mm <sup>2</sup> /s) [IQR]
Supra-épineux	0.369 [0.288 : 0.498]	1.623 [1.425 : 1.818]
Infra-épineux	0.450 [0.329 : 0.606]	1.860 [1.598 : 2.171]

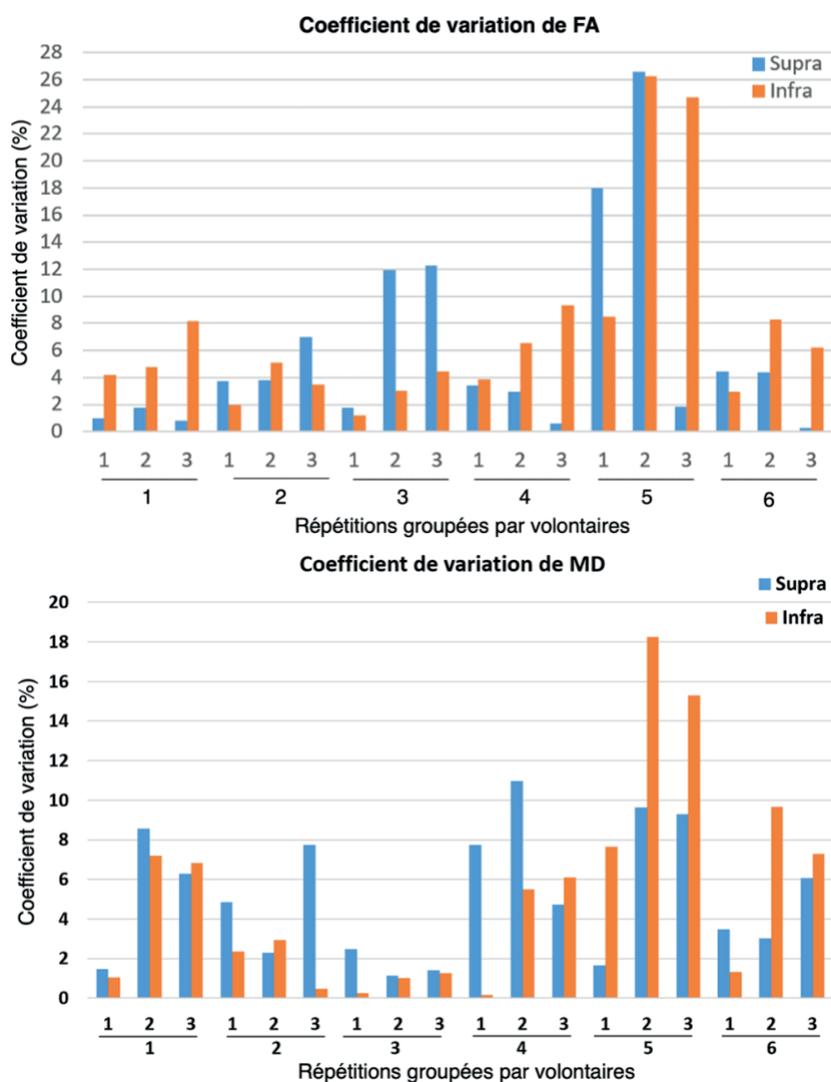
MD = diffusivité moyenne, FA = anisotropie fractionnaire.

Pour tester la répétabilité des deux mesures quantitatives que sont la diffusivité moyenne (MD) et l'anisotropie fractionnaire (FA), un Bland-Altman (Figure 17) des 3 répétitions des 6 volontaires a été réalisé et présenté dans la Figure 17. La limite d'accord (LOA) est de 0,071 pour le FA avec un biais à 0,0. La limite d'accord pour le MD est de  $0,157 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  avec un biais de  $0,005 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ .



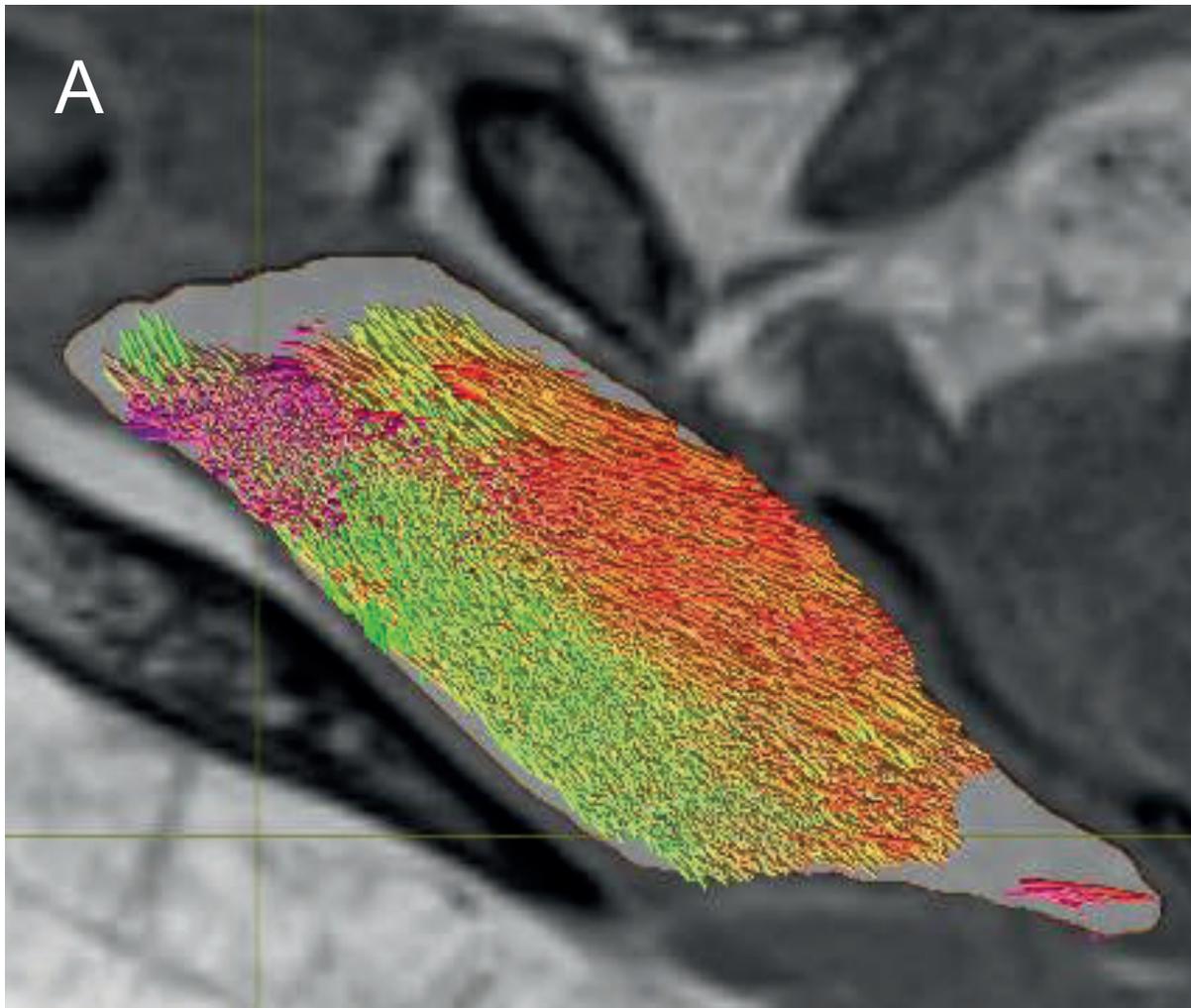
**Figure 17.** Graphiques Bland-Altman du FA et du MD sur trois imageries avec une comparaison par paire de scans (1-2, 1-3, 2-3) pour chacun des 6 volontaires dans le supra-épineux (sup) ou l'infra-épineux (inf).

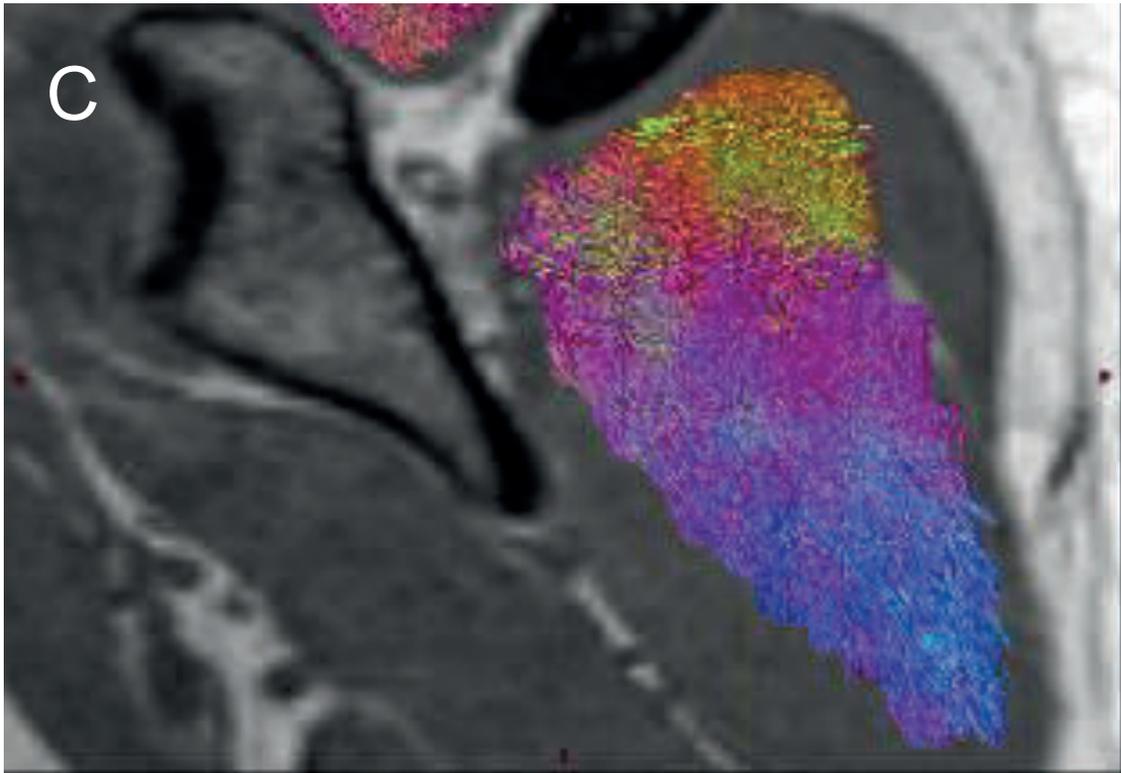
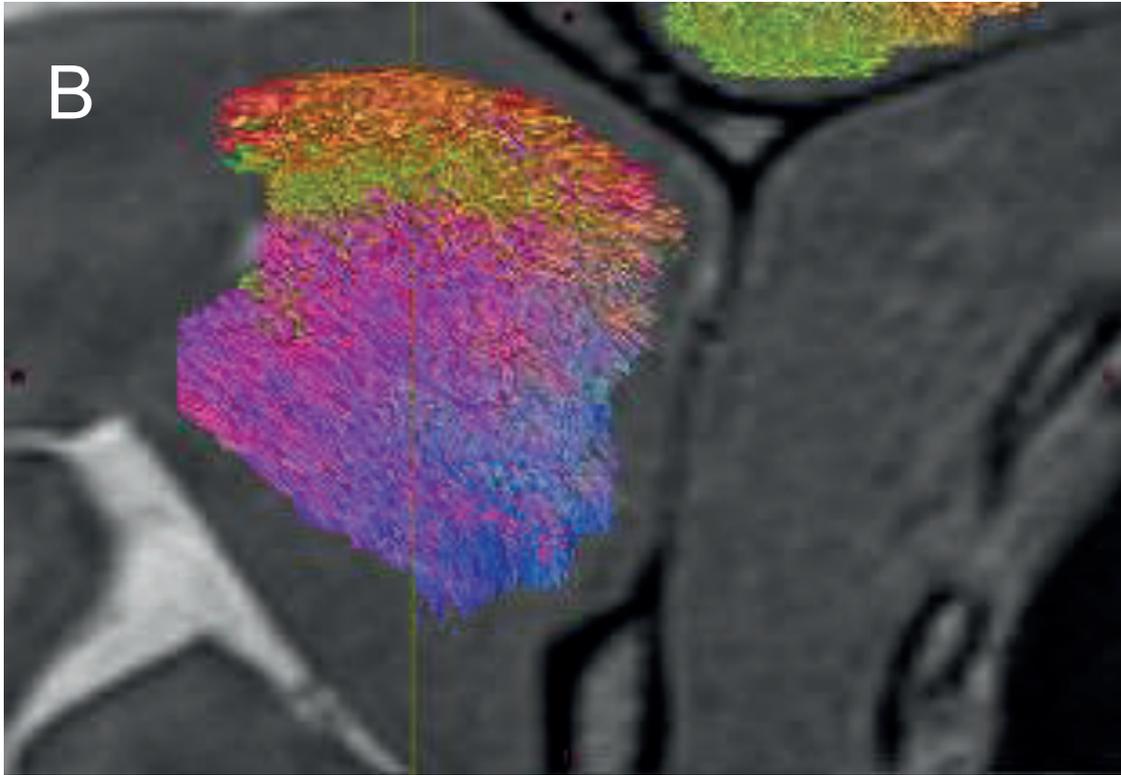
Le coefficient de variation (écart-type / moyenne) pour chacun des volontaires (Figure 18) pour le FA ( $CV_{FA}$ ) varie de 0,76 % à 26,27 % pour le supra-épineux et de 1,19 % à 26,11 % pour l'infra-épineux. Le coefficient de variation pour le MD ( $CV_{MD}$ ) varie de 1,12 % à 10,96 % pour le supra-épineux et de 0,15 % à 18,12 % pour l'infra-épineux. Pour un des volontaires, il y avait un  $CV_{MD}$  et un  $CV_{FA}$  de plus de 18 % dans 2 des 3 tests comme le montre la figure 18. L'ANOVA à mesures répétées à un facteur ( $\alpha = 0,05$ ) montre des différences significatives entre les volontaires pour le MD du supra-épineux ( $p = 0,015$ ), le MD de l'infra-épineux ( $p = 0,002$ ), le FA du supra-épineux ( $p = 0,001$ ) et le FA de l'infra-épineux ( $p = 0,002$ ).



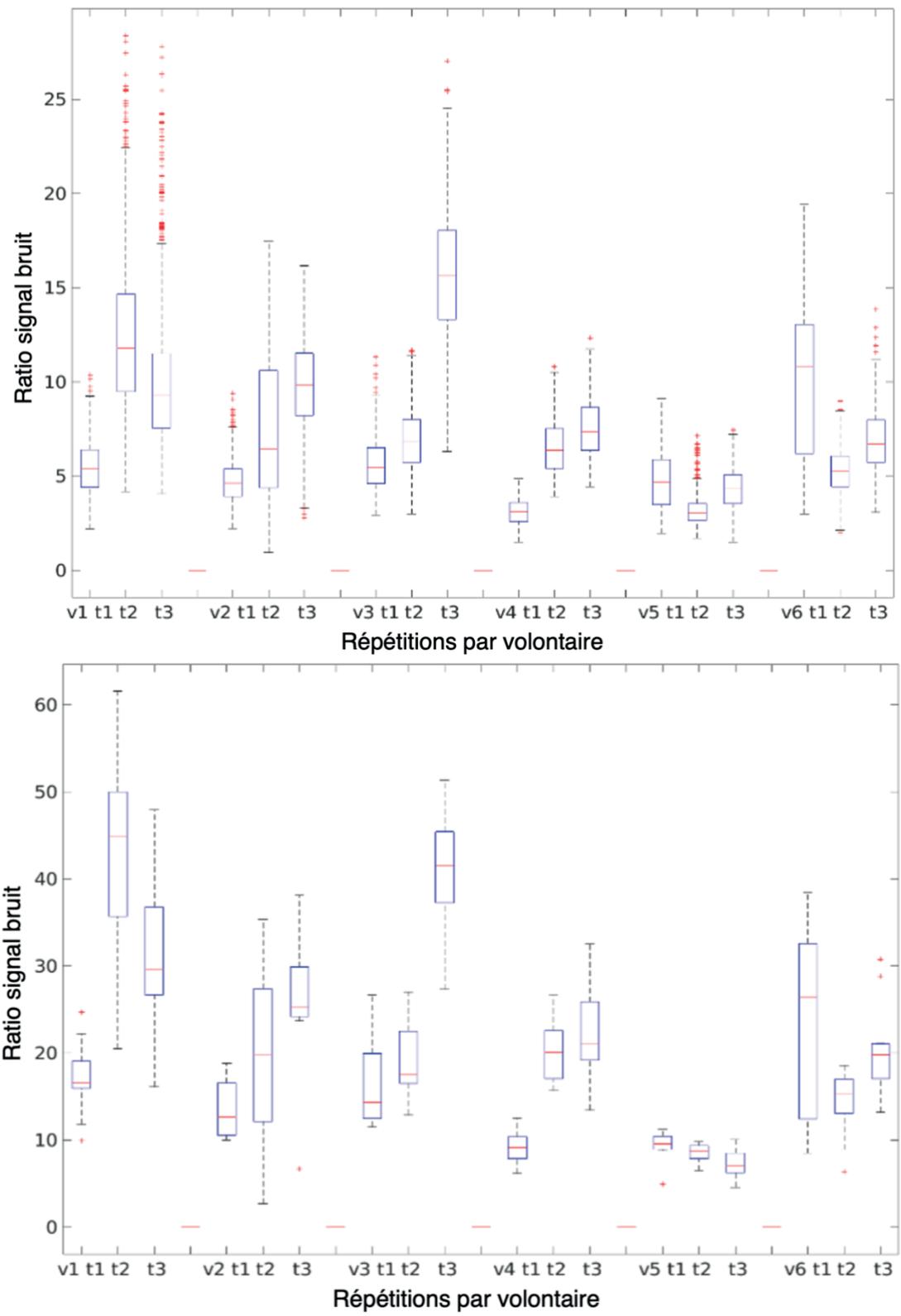
**Figure 18.** Coefficient de variation du FA et du MD pour chacun des volontaires pour chacune des répétitions (1 à 3) dans le supra-épineux et l'infra-épineux.

Avec les données disponibles du DTI, le post-traitement de la tractographie a été effectué. La tractographie du supra-épineux met en évidence le faisceau postérieur avec ses fibres parallèles en vert-jaune ainsi qu'une partie du faisceau antérieur avec ses fibres musculaires pennées en rouge-orange. Les différents sites d'attache des faisceaux antérieurs et postérieurs au niveau de la tête humérale tels que décrit dans la section anatomie ne sont pas mis en évidence comme le montre la figure 19 A. Comme il est possible d'observer sur les figures 19 B et C, les images de tractographie de l'infra-épineux montre l'anatomie macroscopique du muscle, mais ne permettent pas de distinguer clairement chacun des faisceaux supérieur, moyen et inférieur tels que décrits dans la section anatomie.

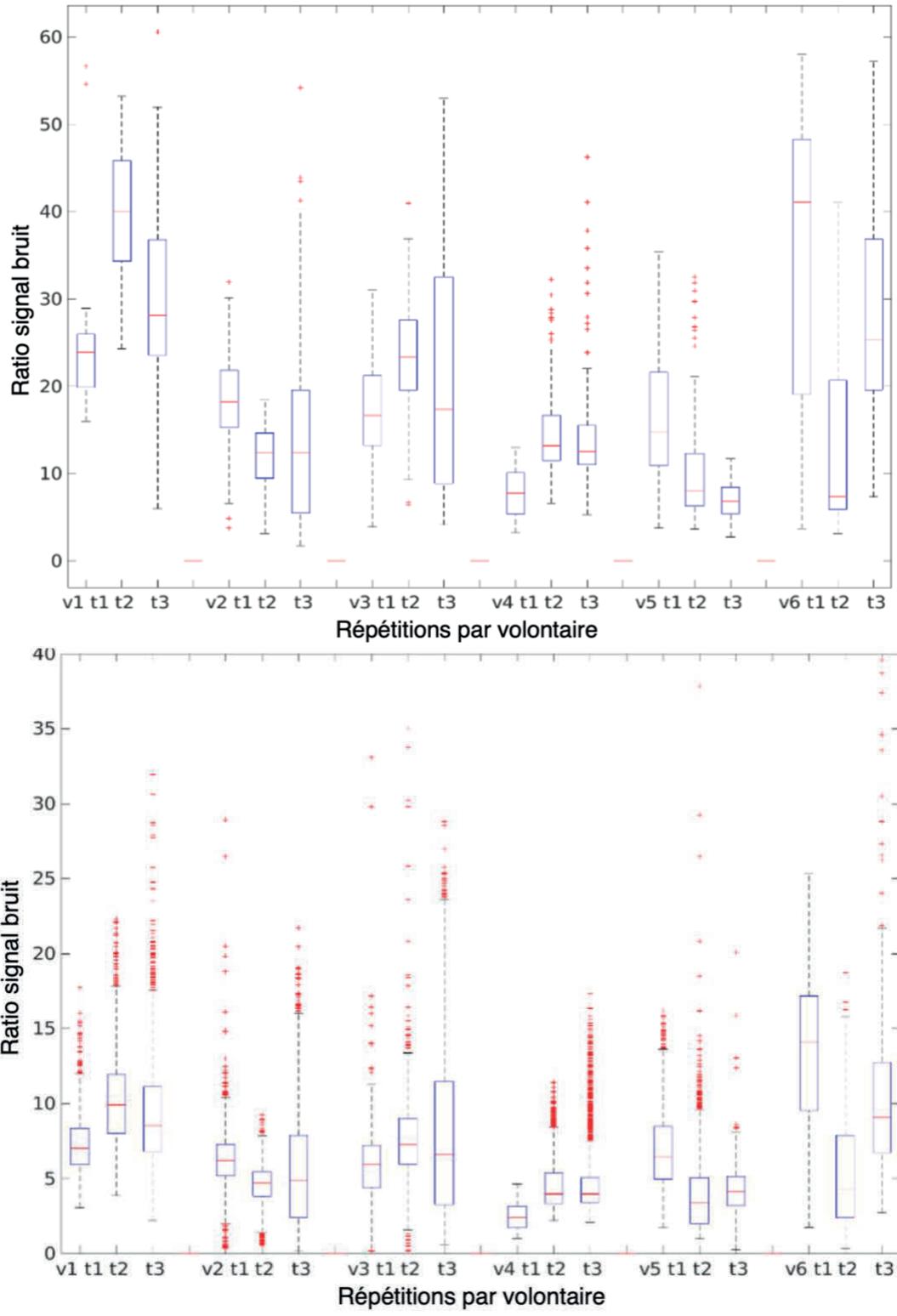




**Figure 19.** Tractographie du muscle supra-épineux (A = axial oblique) et infra-épineux (B = coronal oblique, C = sagittal oblique) chez un volontaire asymptotique.



**Figure 20.** Ratio signal sur bruit à  $B = 0 \text{ s/mm}^2$  (haut) et à  $B = 800 \text{ s/mm}^2$  (bas) dans le muscle supra-épineux pour chaque volontaire (v1 à v6) et répété trois fois (t1 à t3).



**Figure 21.** Ratio signal sur bruit à  $B = 0 \text{ s/mm}^2$  (haut) et à  $B = 800 \text{ s/mm}^2$  (bas) dans le muscle infra-épineux pour chaque volontaire (v1 à v6) et répété trois fois (t1 à t3).

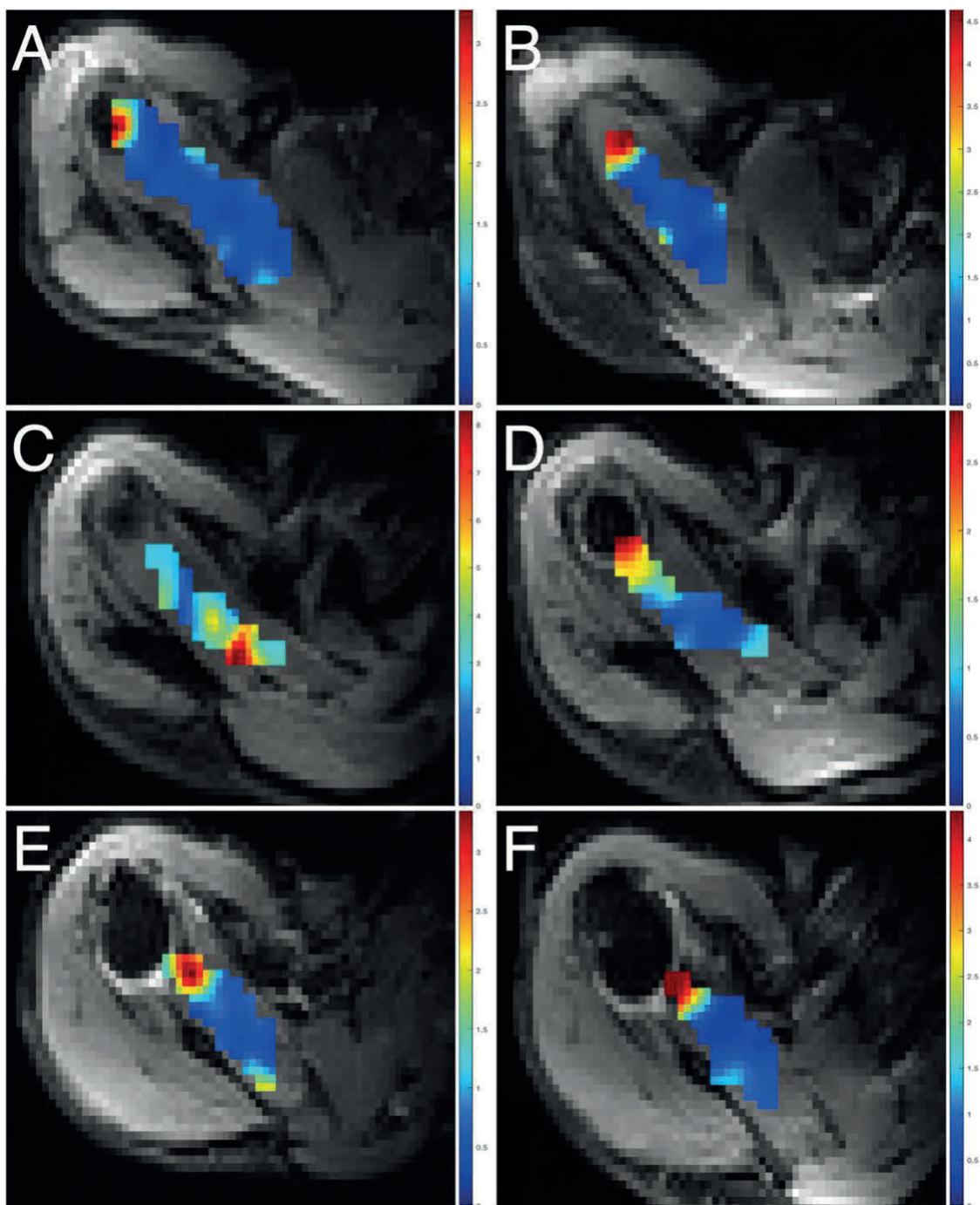
Les figures 20 et 21 montrent les ratio signal sur bruit de chacun des volontaires pour le muscle supra-épineux et infra-épineux. Le ratio varie d'une répétition à l'autre, mais tous les volontaires pour chacune des répétitions ont obtenu un ratio plus élevé que 3:1 qui était le niveau acceptable de la littérature pour indiquer la faisabilité de la tractographie.

### **8.3. Élastographie chez les volontaires asymptomatiques**

Des résultats préliminaires sur les mesures d'élastographie dans les volontaires ont été présentés au congrès ISMRM 2021 en février 2021.<sup>(132)</sup> Cette analyse a été faite à partir d'un nouvel algorithme qui intégrait les résultats de la tractographie et l'aspect anisotropique du muscle. Les valeurs de rigidité avec isotropie transversale, qui tiennent compte de l'anisotropie musculaire avec les résultats de la tractographie, étaient assez uniformes. À l'inverse, les valeurs de rigidité des reconstructions entièrement isotropes, qui ne tiennent pas compte de l'anisotropie musculaire, montraient une forte hétérogénéité au sein du tissu. Les résultats montraient que la variation des propriétés du muscle dans les reconstructions avec isotropie transversale est plus petite que la variation observée dans les reconstructions entièrement isotropes. La reconstruction ERM entièrement isotrope prédit des valeurs de rigidité bien supérieures aux estimations rapportées de rigidité,<sup>(61)</sup> tandis que les estimations utilisant une isotropie transversale sont relativement plus proches en comparaison.<sup>(132)</sup>

À la figure 22, les trois épaules des sujets sains présentent une distribution similaire au niveau de la valeur de cisaillement à l'intérieur du corps des muscles supra-épineux sur les deux répétitions qui se situe autour de 0,5 à 1,0 kPa. Tous les sujets avaient des valeurs de cisaillement plus élevées dans la même région sur la partie distale du muscle près des os et du tendon démontrant une valeur qualitative d'environ 3,0 kPa. Au niveau des bordures du muscle, il y a également des régions variables de valeurs du module de cisaillement qui étaient relativement augmentées par rapport au reste du muscle, principalement dans la plage de 1,0 kPa à 1,5 kPa. Par ailleurs, la répétabilité pour le 2ème sujet asymptomatique n'est pas cohérente avec la répétabilité obtenue pour les autres sujets. La valeur qualitative du module

de cisaillement dans la première répétition était principalement de l'ordre de 3,0 kPa à 5,0 kPa contre environ 0,5 kPa à 1,0 kPa pour la deuxième répétition et les autres sujets.



**Figure 22.** Module de cisaillement en kPa du supra-épineux du premier (A, B), deuxième (C, D) et troisième (E, F) sujet. Les images de gauche montrent la première répétition tandis que la deuxième répétition est à droite.

## Chapitre 9. Discussion

### 9.1. Mesures d'anisotropie fractionnaire et de diffusivité moyenne chez les volontaires – Évaluation de la faisabilité

Dans cette étude, comme mentionné précédemment, le but principal de l'utilisation des spécimens cadavériques était pour mettre au point le protocole des séquences d'imagerie par résonance magnétique avant leur utilisation chez les volontaires et une exploration de la tractographie a été faite. Comme il est possible de voir sur les images de tractographie (Figure 13), la tractographie ne discerne pas de véritables trajets des fibres musculaires dans chacune des techniques d'embaumement. Dans cette étude, la tractographie sur les trois types d'embaumement n'était pas réalisable. Toutes les techniques d'embaumement endommagent l'organisation des tissus de manière trop importante et ne peuvent pas être utilisées pour le DTI pour la reconstruction avec l'ERM.

Pour déterminer la faisabilité de la tractographie, un ratio signal bruit (RSB) a été utilisé pour déterminer la réussite de cet objectif tel que mentionné précédemment. Le RSB à  $B_0$  doit être d'au moins 3:1. Comme démontré sur les figures 20 et 21, le RSB à  $b = 800 \text{ s/mm}^2$  était appropriée pour chaque volontaire et chaque répétition selon le rapport 3:1 mentionné précédemment avec la valeur la plus faible à 5 pour l'infra-épineux du volontaire 4.

La variation du RSB observé à chaque répétition est causée par le mouvement du patient, soit le mouvement axial des épaules pendant la respiration, l'inhomogénéité  $B_1$  due au contour d'une structure irrégulière (cou et épaules) et le champ magnétique principal  $B_0$  variant tout au long de la respiration provoquant des artefacts près des poumons. La différence de susceptibilité magnétique entre l'air et les tissus provoque des artefacts qui sont accentués par l'activation et la désactivation rapide des gradients d'imagerie écho planaire pendant l'imagerie par diffusion.<sup>(133)</sup> Néanmoins, chez chaque volontaire, le RSB a atteint le niveau requis (rapport 3:1) pour déterminer les paramètres de la tractographie.

## 9.2. Mesures d'anisotropie fractionnaire et de diffusivité moyenne chez les volontaires – Évaluation de la répétabilité

Dans cette étude, il a été possible d'obtenir des mesures FA et MD sur les muscles supra-épineux et l'infra-épineux des volontaires. La répétabilité provenant des trois imageries répétées dans l'épaules de cinq des six volontaires a réussi en ce qui concerne l'anisotropie fractionnaire et la diffusivité moyenne en tenant compte d'un coefficient de variation inférieur à 10 %.

Comme mentionné précédemment, un CV de <10% est considéré acceptable pour dire que les valeurs de FA et MD sont répétables dans cette étude.<sup>(129)</sup> Les valeurs de FA et de MD sont cohérentes avec d'autres études d'Aono et al. dans le supra-épineux et l'infra-épineux avec le bras en position neutre.<sup>(134)</sup> Cependant, ils ont également constaté que l'état contractile des muscles de la coiffe des rotateurs peut varier en fonction de la position et que les valeurs FA et MD pourraient changer de manière significative entre la rotation interne et externe de l'avant-bras en raison d'une diffusion accrue et d'une diminution de la densité des fibres dans le court axe du muscle à l'état contractile.<sup>(134)</sup> Cela n'a pas été testé dans cette étude puisque chaque participant avait une position neutre pour l'avant-bras. Le faible RSB ( $RSB_{B_0} < 10$  pour le supra-épineux et l'infra-épineux chez le volontaire 5 et le supra-épineux chez le volontaire 4) provenant du bruit plus élevé se traduit une variance plus élevée des valeurs de FA et MD (CV > 10%).

Dans une étude analysant des muscles sains de la coiffe des rotateurs, Kälin et al. ont constaté qu'il n'y avait pas de différence significative dans les valeurs de MD et FA pour l'infra-épineux, le petit rond et le sous-scapulaire. Cependant, il y avait une hétérogénéité architecturale entre le supraspinatus et les autres muscles concernant les valeurs de MD.<sup>(135)</sup> Ils ont découvert qu'elles étaient plus basses dans le muscle supra-épineux. Cette notion a également été retrouvée dans cette étude où les valeurs de FA et MD étaient significativement différentes entre les muscles supra-épineux et infra-épineux et plus basses dans le supra-épineux. Une

hypothèse soulevée pour expliquer cette trouvaille proviendrait de l'anatomie du supra-épineux consistant en deux faisceaux musculaires convergeant en un tendon large donnant des myofibrilles plus petites ou plus serrées et moins de molécules d'eau.

La tractographie démontre les notions d'anatomie connues des faisceaux sur le supra-épineux mentionnées plus tôt dans ce mémoire.<sup>(9-11, 61)</sup> Comme expliqué précédemment dans la section anatomie, le muscle supra-épineux est composé de 2 faisceaux musculaires et de 2 tendons créant un faisceau antérieur et un faisceau postérieur au muscle.<sup>(9)</sup> Le faisceau antérieur possède une configuration pennée avec un tendon intramusculaire et un tendon extramusculaire rond. Le faisceau postérieur est plus petit, de configuration parallèle avec un tendon plat.<sup>(10)</sup>

La tractographie du supra-épineux met en évidence le faisceau postérieur avec ses fibres parallèles ainsi qu'une partie du faisceau antérieur avec ses fibres musculaires pennées. Les différents sites d'attache des faisceaux antérieurs et postérieurs au niveau de la tête humérale tels que décrits dans la section anatomie ne sont pas mis en évidence comme le montre la figure 21. À la partie plus proximale du muscle, la tractographie présente moins de distinction entre les faisceaux. En revanche, l'anatomie connue de ce muscle indique que le faisceau antérieur vient s'insérer sur la partie antérieure de la facette supérieure de la grande tubérosité alors que le faisceau postérieur s'insère sur la partie postérieure de la facette supérieure de la grande tubérosité de l'humérus ce qui n'est pas clairement mis en évidence sur les résultats obtenus. Toutefois, il est possible d'observer l'anatomie macroscopique du muscle et la tractographie obtenue dans le supra-épineux des volontaires était similaire à l'anatomie réelle du muscle et que les faisceaux de fibres donnés par cette technique pourraient être utilisés pour donner les orientations des fibres à être utilisées dans l'élastographie.

En ce qui concerne la tractographie du muscle infra-épineux a pu retrouver l'anatomie macroscopique du muscle. Cependant, l'architecture connue<sup>(12)</sup> et décrite précédemment

concernant les faisceaux supérieur, moyen et inférieur n'a pas pu être clairement identifiée. Il est possible d'observer qualitativement 3 sections au muscle infra-épineux sur les images avec des orientations de fibres légèrement différentes, mais il n'est pas possible de les séparer clairement en 3 faisceaux distincts. Leur attache avec un tendon plat au niveau de la face postérieure de la grande tubérosité n'a pas pu être mise en évidence également.

### 9.3. Élastographie chez les volontaires asymptomatiques

Dans cette étude, il a été possible d'obtenir des résultats préliminaires d'élastographie correspondant aux spectres de valeur de cisaillement du muscle du supra-épineux de la littérature.

Dans les trois épaules des sujets sains de cette étude, les résultats préliminaires pour l'élastographie montrent un module de cisaillement majoritairement uniforme dans le muscle supra-épineux. Ceci est attendu dans les muscles normaux puisque la constitution du corps du muscle est uniforme s'il n'y a pas de déchirure ou de maladie associée. Les valeurs élevées que l'on retrouve chez tous les sujets au sein d'une même région sur la partie distale du muscle à une valeur qualitative d'environ 3,0 kPa. Cette région pourrait s'expliquer par le fait qu'elle provient très probablement du tendon du sus-épineux qui est une région de rigidité accrue. Autour des bords des muscles, il y avait également des régions variables de module de cisaillement qui étaient qualitativement augmentées par rapport au reste du muscle, principalement dans la plage de 1,5 kPa. Il est possible qu'il s'agisse de véritables zones de module de cisaillement accru. Cependant, les bords d'un organe ont tendance à avoir plus d'artefacts en raison d'un phénomène appelé réverbération des ondes de cisaillement, qui représentent la présence d'ondes réfléchies par les limites des organes et les inhomogénéités internes.<sup>(136)</sup> Dans le cas du supra-épineux, cela pourrait provenir des ondes de cisaillement réfléchies par l'omoplate puisque le muscle repose dans la fosse sus-épineuse.

Concernant les résultats préliminaires de répétabilité pour chaque sujet, ceux-ci sont cohérents et encourageants. La valeur du module de cisaillement est similaire allant de 0,5 à 1,5 kPa et la distribution de cette valeur de cisaillement au sein du muscle est qualitativement similaire entre les deux essais. Les mêmes valeurs plus élevées se retrouvent dans la partie distale du muscle concordant avec le fait que cette région est probablement rattachée et liée au tendon du muscle et pas seulement un artefact de la première répétition. Les valeurs du module de cisaillement près du rebord du muscle sont plus variables de la première répétition

à la seconde, ce qui tend à favoriser l'hypothèse que ceux-ci sont probablement plus un artéfact des structures environnantes.

Cependant, la répétabilité pour le 2<sup>e</sup> volontaire n'était pas cohérente entre le premier essai et le second essai ainsi qu'avec les autres volontaires. La valeur du module de cisaillement dans la première répétition était principalement de l'ordre de 3,0 kPa contre environ 0,5 kPa pour la deuxième répétition et les autres sujets. Cette valeur est toujours dans la plage des mesures musculaires normales trouvée par Ito et al.<sup>(62)</sup> Par contre, la valeur la plus élevée dans cet essai se situe à environ 8,0 kPa et est située plus proximale alors que la partie distale du muscle où le tendon est censé se retrouver ne présente pas cette zone de valeur élevée. Ceci pourrait s'expliquer par l'actionneur sur l'épaule du volontaire qui aurait pu être installé plus proximale pour le premier test et donc l'effet du tendon n'est pas présent.

Cette étude préliminaire utilise une fréquence de 100 Hz pour l'actionneur qui est supérieure à la fréquence utilisée dans le foie (60 Hz), mais pour que le générateur d'ondes de cisaillement fournisse une haute résolution dans les muscles, une fréquence plus élevée que celle du foie était nécessaire et est la même fréquence que celle utilisée dans les études précédentes dans les muscles.<sup>(61, 62, 137)</sup> Comme expliqué précédemment, les générateurs d'ondes de cisaillement pour les muscles squelettiques ont besoin de fréquences plus élevées pour fournir une résolution élevée.<sup>(137)</sup> Cependant, Ito et al. et Hong et al. ont constaté que des fréquences plus élevées entraînent une augmentation de la rigidité mesurée. Une fréquence accrue entraîne un raccourcissement des longueurs d'onde de cisaillement et une augmentation monotone à la fois du module de stockage et du module de perte sur la plage de fréquences de 200 à 800 Hz.<sup>(137, 138)</sup> Cette étude utilisant une seule fréquence n'a pas pu vérifier s'il y avait une augmentation de la valeur de cisaillement avec des fréquences plus élevées. Dans de futures études, il serait intéressant de vérifier si cette augmentation de raideur du supra-épéineux et de l'infra-épéineux est également retrouvée.

## 9.4. Forces et limitations de l'étude et perspectives

Un point fort de cette étude est le fait d'avoir réussi à obtenir des résultats fiables et répétables des paramètres de DTI chez les volontaires asymptomatiques ayant permis d'obtenir des résultats de tractographie qui correspondent à l'anatomie des muscles du supra-épineux. Un autre point fort de cette étude est l'utilisation d'un nouvel algorithme qui intégrait les résultats de la tractographie et l'aspect anisotropique du muscle pour obtenir des valeurs de rigidités dans les muscles.

Néanmoins, les résultats de cette étude doivent être interprétés en tenant compte de certaines limites. La taille de l'échantillon des volontaires était petite. Un calcul de la taille d'échantillon pour les spécimens cadavériques n'a pas été effectué, car ceux-ci n'étaient pas prévus au départ dans cette étude et aucune donnée n'existe pour ce calcul. Leur disponibilité limitée, incluant le transport entre l'Université de Trois-Rivières et le CRCHUM, ainsi que le fait que leur principale utilité était de permettre de mettre au point la séquence d'imagerie avant l'utilisation sur des volontaires ont influencé la petite taille de l'échantillon. Un calcul de la taille d'échantillon pour les volontaires asymptomatiques n'a pas non plus été effectué, car les volontaires inclus dans cette étude prospective ont été dictés par les fonds de recherche disponibles et aucune donnée n'existe pour faire ce calcul également. La taille de l'échantillon relativement petite pourrait limiter la généralisabilité des résultats.

Ensuite, bien que nous ayons pris grand soin de ne pas inclure d'autres tissus que le muscle lors des segmentations manuelles du supra-épineux et de l'infra-épineux, il se peut que les limites périphériques de la segmentation manuelle aient inclus occasionnellement sur certaines coupes des structures externes au muscle lui-même en particulier chez les spécimens cadavériques où les limites entre les muscles et les structures environnantes dans les séquences d'IRM conventionnelles utilisées pour la segmentation était difficiles à discerner.

Ceci a pu engendrer des trajets de tractographie occasionnellement à l'extérieur des limites périphériques des muscles.

Les résultats préliminaires de l'ERM ont uniquement été réalisés sur le supra-épineux et comportent une part qualitative en ce qui a trait à la distribution de la valeur de cisaillement entre les deux répétitions. De plus, un actuateur de corps habituellement utilisé pour mesurer le degré de fibrose dans le foie a été utilisé et non un actuateur d'épaule, car ce dernier n'était pas disponible au CRCHUM ce qui a pu exercer une influence au niveau des valeurs de cisaillement.

Bien que ces résultats soient encourageants et indiquent que la répétabilité des mesures de DTI et de tractographie sur le supra-épineux ainsi que les valeurs de cisaillement de l'ERM sont adéquates sur le supra-épineux chez les volontaires asymptomatiques, de futures études avec une taille d'échantillon plus importante seront nécessaires pour évaluer si ces résultats prospectifs peuvent être généralisable à la population générale, entre autres en utilisant des participants avec un plus large éventail d'âge différent. Éventuellement, de prochaines études pourront se concentrer sur des patients symptomatiques avec des déchirures variables de la coiffe des rotateurs pour permettre une quantification du niveau de fibrose du muscle à la suite des déchirures de la coiffe des rotateurs. Néanmoins, ces résultats préliminaires sont encourageants et permettent d'imaginer, dans un futur rapproché, le domaine de la radiologie capable de fournir de meilleures informations sur les probabilités de réussite ou d'échec d'une réparation chirurgicale et aussi permettre aux chirurgiens orthopédiques une meilleure planification chirurgicale qui est le but ultime de cette étude préliminaire sur l'utilisation de la tractographie et de l'ERM sur les muscles de la coiffe des rotateurs.

## Conclusion

L'hypothèse de cette étude que l'imagerie par tenseur de diffusion et la tractographie seraient réalisables et répétables chez les volontaires asymptomatiques dans les muscles supra-épineux et infra-épineux a été prouvée. Chez les volontaires asymptomatiques, les mesures d'anisotropie fractionnaire et de diffusivité moyenne se sont avérées fiables et cohérentes avec la littérature. Un ratio signal sur bruit supérieur à 3 :1 a été obtenu chez tous les volontaires asymptomatiques démontrant la réussite du premier objectif de faisabilité de cette hypothèse.

Les résultats par imagerie pondérée en diffusion se sont également avérés répétables chez les volontaires. L'analyse de Bland-Altman a montré une bonne répétabilité (CV < 10%) de la diffusivité moyenne et de l'anisotropie fractionnaire chez 5 des 6 volontaires, ce qui est prometteur pour établir des biomarqueurs de tractographie sur des volontaires qui permettront d'identifier les caractéristiques structurelles des déchirures de la coiffe des rotateurs. Par conséquent, l'imagerie par tenseur de diffusion peut être utilisée pour minimiser le biais dans le calcul des valeurs d'élasticité avec l'élastographie par résonance magnétique.

La tractographie du supra-épineux et de l'infra-épineux effectuée sur les volontaires asymptomatiques a réussi à mettre en évidence l'anatomie macroscopique de ces muscles. Le faisceau postérieur avec ses fibres parallèles ainsi qu'une partie du faisceau antérieur avec ses fibres musculaires pennées ont pu être observés sur le supra-épineux. Les différents sites d'attache au niveau de la tête humérale du supra-épineux et de l'infra-épineux n'ont pas pu être observés. L'architecture concernant les faisceaux supérieur, moyen et inférieur n'a pas pu être clairement identifiée pour l'infra-épineux.

L'élastographie du supra-épineux chez les volontaires a donné un module de cisaillement majoritairement uniforme dans le corps du supra-épineux et dans la même plage de valeurs que la littérature. Sur la partie distale du muscle, des valeurs plus élevées dans la même région

ont été observées et pourraient s'expliquer par le tendon du supra-épineux qui est une région de rigidité accrue. Des artéfacts de réverbération ont été trouvés autour des bords du sus-épineux.

Les trois techniques d'embaumement utilisées pour mettre au point les séquences IRM chez les volontaires détruisent l'architecture musculaire ce qui a été observé dans la tractographie. Ces techniques ne peuvent pas être utilisées en DTI pour la reconstruction ERM.

## Références bibliographiques

1. Hawkins RJ, Kennedy JC. Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med.* 1980;8(3):151-8.
2. Yamaguchi K, Ditsios K, Middleton WD, Hildebolt CF, Galatz LM, Teefey SA. The demographic and morphological features of rotator cuff disease. A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(8):1699-704.
3. Tashjian RZ. Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clin Sports Med.* 2012;31(4):589-604.
4. Picavet HS, Schouten JS. Musculoskeletal pain in the Netherlands: prevalences, consequences and risk groups, the DMC(3)-study. *Pain.* 2003;102(1-2):167-78.
5. Mather RC, 3rd, Koenig L, Acevedo D, Dall TM, Gallo P, Romeo A, et al. The societal and economic value of rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(22):1993-2000.
6. Hong SH, Hong SJ, Yoon JS, Oh CH, Cha JG, Kim HK, et al. Magnetic resonance elastography (MRE) for measurement of muscle stiffness of the shoulder: feasibility with a 3 T MRI system. *Acta Radiol.* 2016;57(9):1099-106.
7. Ito D, Numano T, Mizuhara K, Takamoto K, Onishi T, Nishijo H. A new technique for MR elastography of the supraspinatus muscle: A gradient-echo type multi-echo sequence. *Magn Reson Imaging.* 2016;34(8):1181-8.
8. Anderson AT, Van Houten EEW, McGarry MDJ, Paulsen KD, Holtrop JL, Sutton BP, et al. Observation of direction-dependent mechanical properties in the human brain with multi-excitation MR elastography. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;59:538-46.
9. Roh MS, Wang VM, April EW, Pollock RG, Bigliani LU, Flatow EL. Anterior and posterior musculotendinous anatomy of the supraspinatus. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9(5):436-40.
10. Kim SY, Boynton EL, Ravichandiran K, Fung LY, Bleakney R, Agur AM. Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of supraspinatus and its functional correlations. *Clin Anat.* 2007;20(6):648-55.
11. Oñate Miranda M, Bureau NJ. Supraspinatus Myotendinous Junction Injuries: MRI Findings and Prevalence. *AJR Am J Roentgenol.* 2019;212(1):W1-w9.

12. Fabrizio PA, Clemente FR. Anatomical structure and nerve branching pattern of the human infraspinatus muscle. *J Bodyw Mov Ther.* 2014;18(2):228-32.
13. Bacle G, Gregoire JM, Patat F, Clavert P, de Pinieux G, Lulan J, et al. Anatomy and relations of the infraspinatus and the teres minor muscles: a fresh cadaver dissection study. *Surg Radiol Anat.* 2017;39(2):119-26.
14. Neer CS, 2nd, Watson KC, Stanton FJ. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1982;64(3):319-37.
15. Kane SM, Dave A, Haque A, Langston K. The incidence of rotator cuff disease in smoking and non-smoking patients: a cadaveric study. *Orthopedics.* 2006;29(4):363-6.
16. Wendelboe AM, Hegmann KT, Gren LH, Alder SC, White GL, Jr., Lyon JL. Associations between body-mass index and surgery for rotator cuff tendinitis. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-a(4):743-7.
17. Sorensen AK, Bak K, Krarup AL, Thune CH, Nygaard M, Jorgensen U, et al. Acute rotator cuff tear: do we miss the early diagnosis? A prospective study showing a high incidence of rotator cuff tears after shoulder trauma. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(2):174-80.
18. Gerber C, Galantay RV, Hersche O. The pattern of pain produced by irritation of the acromioclavicular joint and the subacromial space. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7(4):352-5.
19. Itoi E, Minagawa H, Yamamoto N, Seki N, Abe H. Are pain location and physical examinations useful in locating a tear site of the rotator cuff? *Am J Sports Med.* 2006;34(2):256-64.
20. Milgrom C, Schaffler M, Gilbert S, van Holsbeeck M. Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77(2):296-8.
21. Moosmayer S, Smith HJ, Tariq R, Larmo A. Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff: an ultrasonographic and clinical study. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91(2):196-200.
22. Kim HM, Teefey SA, Zelig A, Galatz LM, Keener JD, Yamaguchi K. Shoulder strength in asymptomatic individuals with intact compared with torn rotator cuffs. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(2):289-96.

23. Schibany N, Zehetgruber H, Kainberger F, Wurnig C, Ba-Ssalamah A, Herneth AM, et al. Rotator cuff tears in asymptomatic individuals: a clinical and ultrasonographic screening study. *Eur J Radiol.* 2004;51(3):263-8.
24. Michener LA, Walsworth MK, Doukas WC, Murphy KP. Reliability and diagnostic accuracy of 5 physical examination tests and combination of tests for subacromial impingement. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(11):1898-903.
25. Park HB, Yokota A, Gill HS, El Rassi G, McFarland EG. Diagnostic accuracy of clinical tests for the different degrees of subacromial impingement syndrome. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(7):1446-55.
26. Hegedus EJ, Goode A, Campbell S, Morin A, Tamaddoni M, Moorman CT, 3rd, et al. Physical examination tests of the shoulder: a systematic review with meta-analysis of individual tests. *Br J Sports Med.* 2008;42(2):80-92; discussion
27. Neer CS, 2nd. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54(1):41-50.
28. Bigliani LU, Ticker JB, Flatow EL, Soslowsky LJ, Mow VC. [Relationship of acromial architecture and diseases of the rotator cuff]. *Orthopade.* 1991;20(5):302-9.
29. Codman EA, Akerson IB. THE PATHOLOGY ASSOCIATED WITH RUPTURE OF THE SUPRASPINATUS TENDON. *Ann Surg.* 1931;93(1):348-59.
30. Hashimoto T, Nobuhara K, Hamada T. Pathologic evidence of degeneration as a primary cause of rotator cuff tear. *Clin Orthop Relat Res.* 2003(415):111-20.
31. Dröge W. Oxidative stress and aging. *Adv Exp Med Biol.* 2003;543:191-200.
32. Yuan J, Murrell GA, Wei AQ, Wang MX. Apoptosis in rotator cuff tendonopathy. *J Orthop Res.* 2002;20(6):1372-9.
33. Benjamin M, Evans EJ, Copp L. The histology of tendon attachments to bone in man. *J Anat.* 1986;149:89-100.
34. Moseley HF, Goldie I. THE ARTERIAL PATTERN OF THE ROTATOR CUFF OF THE SHOULDER. *J Bone Joint Surg Br.* 1963;45(4):780-9.

35. Goutallier D, Bernageau J, Patte D. L'évaluation par le scanner de la trophicité des muscles de la coiffe des rotateurs ayant une rupture tendineuse. *Chirurgie Orthopedique*. 1989;75(SUPPL. 1):126-7.
36. Gerber C, Meyer DC, Frey E, von Rechenberg B, Hoppeler H, Frigg R, et al. Neer Award 2007: Reversion of structural muscle changes caused by chronic rotator cuff tears using continuous musculotendinous traction. An experimental study in sheep. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009;18(2):163-71.
37. Kim HM, Dahiya N, Teefey SA, Keener JD, Galatz LM, Yamaguchi K. Relationship of tear size and location to fatty degeneration of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(4):829-39.
38. Lee S, Lucas RM, Lansdown DA, Nardo L, Lai A, Link TM, et al. Magnetic resonance rotator cuff fat fraction and its relationship with tendon tear severity and subject characteristics. *J Shoulder Elbow Surg*. 2015;24(9):1442-51.
39. Melis B, Wall B, Walch G. Natural history of infraspinatus fatty infiltration in rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg*. 2010;19(5):757-63.
40. Bureau NJ, Deslauriers M, Lepage-Saucier M, Rouleau DM, Roy A, Tétreault P, et al. Rotator Cuff Tear Morphologic Parameters at Magnetic Resonance Imaging: Relationship With Muscle Atrophy and Fatty Infiltration and Patient-Reported Function and Health-Related Quality of Life. *J Comput Assist Tomogr*. 2018;42(5):784-91.
41. Mallon WJ, Wilson RJ, Basamania CJ. The association of suprascapular neuropathy with massive rotator cuff tears: a preliminary report. *J Shoulder Elbow Surg*. 2006;15(4):395-8.
42. Itoigawa Y, Kishimoto KN, Sano H, Kaneko K, Itoi E. Molecular mechanism of fatty degeneration in rotator cuff muscle with tendon rupture. *J Orthop Res*. 2011;29(6):861-6.
43. Kang JR, Gupta R. Mechanisms of fatty degeneration in massive rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg*. 2012;21(2):175-80.
44. 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(5):1004-7.

45. 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. *JBJS*. 2005;87(12):2662-70.
46. Hatta T, Giambini H, Uehara K, Okamoto S, Chen S, Sperling JW, et al. Quantitative assessment of rotator cuff muscle elasticity: Reliability and feasibility of shear wave elastography. *J Biomech*. 2015;48(14):3853-8.
47. Itoigawa Y, Sperling JW, Steinmann SP, Chen Q, Song P, Chen S, et al. Feasibility assessment of shear wave elastography to rotator cuff muscle. *Clin Anat*. 2015;28(2):213-8.
48. Keener JD, Wei AS, Kim HM, Steger-May K, Yamaguchi K. Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(6):1405-13.
49. Broadhurst NA, Simmons N. Musculoskeletal ultrasound - used to best advantage. *Aust Fam Physician*. 2007;36(6):430-2.
50. Teefey SA, Hasan SA, Middleton WD, Patel M, Wright RW, Yamaguchi K. Ultrasonography of the rotator cuff. A comparison of ultrasonographic and arthroscopic findings in one hundred consecutive cases. *J Bone Joint Surg Am*. 2000;82(4):498-504.
51. Teefey SA, 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;86-a(4):708-16.
52. Ottenheijm RP, Jansen MJ, Staal JB, van den Bruel A, Weijers RE, de Bie RA, et al. Accuracy of diagnostic ultrasound in patients with suspected subacromial disorders: a systematic review and meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010;91(10):1616-25.
53. Roy JS, Braen C, Leblond J, Desmeules F, Dionne CE, MacDermid JC, et al. 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;49(20):1316-28.
54. Smith TO, Daniell H, Geere JA, Toms AP, Hing CB. The diagnostic accuracy of MRI for the detection of partial- and full-thickness rotator cuff tears in adults. *Magn Reson Imaging*. 2012;30(3):336-46.

55. 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;192(6):1701-7.
56. 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;35(5):719-28.
57. 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.
58. Gerber C, Fuchs B, Hodler J. The results of repair of massive tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82(4):505-15.
59. Oh LS, Wolf BR, Hall MP, Levy BA, Marx RG. Indications for rotator cuff repair: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;455:52-63.
60. Itoigawa Y, Wada T, Kawasaki T, Morikawa D, Maruyama Y, Kaneko K. Supraspinatus Muscle and Tendon Stiffness Changes After Arthroscopic Rotator Cuff Repair: A Shear Wave Elastography Assessment. *J Orthop Res.* 2020;38(1):219-27.
61. Ito D, Numano T, Takamoto K, Ueki T, Habe T, Igarashi K, et al. Simultaneous acquisition of magnetic resonance elastography of the supraspinatus and the trapezius muscles. *Magn Reson Imaging.* 2019;57:95-102.
62. Ito D, Numano T, Ueki T, Habe T, Maeno T, Takamoto K, et al. Magnetic resonance elastography of the supraspinatus muscle: A preliminary study on test-retest repeatability and wave quality with different frequencies and image filtering. *Magn Reson Imaging.* 2020;71:27-36.
63. Brown R. XXVII. A brief account of microscopical observations made in the months of June, July and August 1827, on the particles contained in the pollen of plants; and on the general existence of active molecules in organic and inorganic bodies. *The Philosophical Magazine.* 1828;4(21):161-73.

64. Einstein A. Über die von der molekularkinetischen Theorie der Wärme geforderte Bewegung von in ruhenden Flüssigkeiten suspendierten Teilchen. *Annalen der Physik*. 1905;322(8):549-60.
65. Le Bihan D, Turner R, Douek P. Is water diffusion restricted in human brain white matter? An echo-planar NMR imaging study. *Neuroreport*. 1993;4(7):887-90.
66. Hahn E. Spin Echoes. *Phys Rev*. 1950;80:580-94.
67. Carr HY, Purcell EM. Effects of Diffusion on Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance Experiments. *Physical Review*. 1954;94(3):630-8.
68. Torrey HC. Bloch Equations with Diffusion Terms. *Physical Review*. 1956;104(3):563-5.
69. Stejskal EO. Use of Spin Echoes in a Pulsed Magnetic-Field Gradient to Study Anisotropic, Restricted Diffusion and Flow. *The Journal of Chemical Physics*. 1965;43(10):3597-603.
70. Basser PJ, Mattiello J, LeBihan D. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophys J*. 1994;66(1):259-67.
71. Le Bihan D, Mangin J-F, Poupon C, Clark CA, Pappata S, Molko N, et al. Diffusion tensor imaging: Concepts and applications. *J Magn Reson Imaging*. 2001;13(4):534-46.
72. Le Bihan D. Imagerie de diffusion in vivo par résonance magnétique nucléaire. *CR Acad Sci Paris*. 1985;301:1109-12.
73. Mori S, Crain BJ, Chacko VP, van Zijl PC. Three-dimensional tracking of axonal projections in the brain by magnetic resonance imaging. *Ann Neurol*. 1999;45(2):265-9.
74. Lazar M, Weinstein DM, Tsuruda JS, Hasan KM, Arfanakis K, Meyerand ME, et al. White matter tractography using diffusion tensor deflection. *Hum Brain Mapp*. 2003;18(4):306-21.
75. Westin CF, Maier SE, Mamata H, Nabavi A, Jolesz FA, Kikinis R. Processing and visualization for diffusion tensor MRI. *Med Image Anal*. 2002;6(2):93-108.
76. Hagmann P, Thiran JP, Jonasson L, Vandergheynst P, Clarke S, Maeder P, et al. DTI mapping of human brain connectivity: statistical fibre tracking and virtual dissection. *Neuroimage*. 2003;19(3):545-54.

77. Descoteaux M, Deriche R, Knösche TR, Anwander A. Deterministic and probabilistic tractography based on complex fibre orientation distributions. *IEEE Trans Med Imaging*. 2009;28(2):269-86.
78. Paquette M, Gilbert G, Descoteaux M. Optimal DSI reconstruction parameter recommendations: Better ODFs and better connectivity. *Neuroimage*. 2016;142:1-13.
79. Tournier JD, Mori S, Leemans A. Diffusion tensor imaging and beyond. *Magn Reson Med*. 2011;65(6):1532-56.
80. Parker GJ, Alexander DC. Probabilistic anatomical connectivity derived from the microscopic persistent angular structure of cerebral tissue. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*. 2005;360(1457):893-902.
81. Kaden E, Knösche TR, Anwander A. Parametric spherical deconvolution: inferring anatomical connectivity using diffusion MR imaging. *Neuroimage*. 2007;37(2):474-88.
82. Jeurissen B, Leemans A, Jones DK, Tournier JD, Sijbers J. Probabilistic fiber tracking using the residual bootstrap with constrained spherical deconvolution. *Hum Brain Mapp*. 2011;32(3):461-79.
83. Guevara P, Poupon C, Rivière D, Cointepas Y, Descoteaux M, Thirion B, et al. Robust clustering of massive tractography datasets. *Neuroimage*. 2011;54(3):1975-93.
84. Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, Greenleaf JF, Manduca A, Ehman RL. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science*. 1995;269(5232):1854-7.
85. Chen J, Ni C, Zhuang T. Mechanical shear wave induced by piezoelectric ceramics for magnetic resonance elastography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2005;2005:7020-3.
86. Yin M, Talwalkar JA, Glaser KJ, Manduca A, Grimm RC, Rossman PJ, et al. Assessment of hepatic fibrosis with magnetic resonance elastography. *Clin Gastroenterol Hepatol*. 2007;5(10):1207-13.e2.
87. Ehman EC, Rossman PJ, Kruse SA, Sahakian AV, Glaser KJ. Vibration safety limits for magnetic resonance elastography. *Phys Med Biol*. 2008;53(4):925-35.
88. Moran PR. A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans. *Magn Reson Imaging*. 1982;1(4):197-203.

89. Rydberg J GR, Kruse S, Felmlee J, McCracken P, Ehman R. Fast spin-echo magnetic resonance elastography of the brain. *International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. 2001:1647.
90. Bieri O, Maderwald S, Ladd ME, Scheffler K. Balanced alternating steady-state elastography. *Magn Reson Med*. 2006;55(2):233-41.
91. Kruse SA, Rose GH, Glaser KJ, Manduca A, Felmlee JP, Jack CR, Jr., et al. Magnetic resonance elastography of the brain. *Neuroimage*. 2008;39(1):231-7.
92. Maderwald S, Uffmann K, Galbán CJ, de Greiff A, Ladd ME. Accelerating MR elastography: a multiecho phase-contrast gradient-echo sequence. *J Magn Reson Imaging*. 2006;23(5):774-80.
93. Rump J, Klatt D, Braun J, Warmuth C, Sack I. Fractional encoding of harmonic motions in MR elastography. *Magn Reson Med*. 2007;57(2):388-95.
94. Asbach P, Klatt D, Hamhaber U, Braun J, Somasundaram R, Hamm B, et al. Assessment of liver viscoelasticity using multifrequency MR elastography. *Magn Reson Med*. 2008;60(2):373-9.
95. Manduca A, Oliphant TE, Dresner MA, Mahowald JL, Kruse SA, Amromin E, et al. Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity. *Med Image Anal*. 2001;5(4):237-54.
96. Manduca A, Muthupillai R, Rossman PJ, Greenleaf JF, Ehman RL. Local wavelength estimation for magnetic resonance elastography. *Proceedings of the International Conference on Image Processing*. 1996;Vol 523:527–30.
97. Manduca A, Lake DS, Kugel JL, Rossman PJ, Ehman RL. Dispersion measurements from simultaneous multi-frequency MR elastography. *International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. 2003:550.
98. Patel N, Yan J, Li G, Monfaredi R, Priba L, Donald-Simpson H, et al. Body-Mounted Robotic System for MRI-Guided Shoulder Arthrography: Cadaver and Clinical Workflow Studies. *Frontiers in Robotics and AI*. 2021;8(125).
99. Volovick A, Eljamel S, Saliev T, Eisma R, Medan Y, Melzer A, et al. Thiel embalmed cadavers as a model for transcranial MRgFUS2011. 308 p.

100. Brenner E. Human body preservation - old and new techniques. *J Anat.* 2014;224(3):316-44.
101. Hayashi S, Homma H, Naito M, Oda J, Nishiyama T, Kawamoto A, et al. Saturated salt solution method: a useful cadaver embalming for surgical skills training. *Medicine (Baltimore).* 2014;93(27):e196.
102. Schramek GG, Stoevesandt D, Reising A, Kielstein JT, Hiss M, Kielstein H. Imaging in anatomy: a comparison of imaging techniques in embalmed human cadavers. *BMC Med Educ.* 2013;13:143.
103. BM L. The long term preservation of whole human cadavers destined for anatomical study. *Ann R Coll Surg Engl.* 1983;65:333.
104. Coleman R, Kogan I. An improved low-formaldehyde embalming fluid to preserve cadavers for anatomy teaching. *J Anat.* 1998;192 ( Pt 3)(Pt 3):443-6.
105. Thiel W. Die Konservierung ganzer Leichen in natürlichen Farben. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger.* 1992;174(3):185-95.
106. Thiel W. Ergänzung für die Konservierung ganzer Leichen nach W. Thiel. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger.* 2002;184(3):267-9.
107. Groscurth P, Egli P, Kapfhammer J, Rager G, Hornung JP, Fasel JD. Gross anatomy in the surgical curriculum in Switzerland: improved cadaver preservation, anatomical models, and course development. *Anat Rec.* 2001;265(6):254-6.
108. Eisma R, Mahendran S, Majumdar S, Smith D, Soames RW. A comparison of Thiel and formalin embalmed cadavers for thyroid surgery training. *Surgeon.* 2011;9(3):142-6.
109. Healy SE, Rai BP, Biyani CS, Eisma R, Soames RW, Nabi G. Thiel embalming method for cadaver preservation: a review of new training model for urologic skills training. *Urology.* 2015;85(3):499-504.
110. Benkhadra M, Faust A, Ladoire S, Trost O, Trouilloud P, Girard C, et al. Comparison of fresh and Thiel's embalmed cadavers according to the suitability for ultrasound-guided regional anesthesia of the cervical region. *Surg Radiol Anat.* 2009;31(7):531.

111. Tournier JD, Smith R, Raffelt D, Tabbara R, Dhollander T, Pietsch M, et al. MRtrix3: A fast, flexible and open software framework for medical image processing and visualisation. *Neuroimage*. 2019;202:116137.
112. Veraart J, Novikov DS, Christiaens D, Ades-Aron B, Sijbers J, Fieremans E. Denoising of diffusion MRI using random matrix theory. *Neuroimage*. 2016;142:394-406.
113. Cordero-Grande L, Christiaens D, Hutter J, Price AN, Hajnal JV. Complex diffusion-weighted image estimation via matrix recovery under general noise models. *Neuroimage*. 2019;200:391-404.
114. Kellner E, Dhital B, Kiselev VG, Reisert M. Gibbs-ringing artifact removal based on local subvoxel-shifts. *Magn Reson Med*. 2016;76(5):1574-81.
115. Tustison NJ, Avants BB, Cook PA, Zheng Y, Egan A, Yushkevich PA, et al. N4ITK: improved N3 bias correction. *IEEE Trans Med Imaging*. 2010;29(6):1310-20.
116. Andersson JL, Skare S, Ashburner J. How to correct susceptibility distortions in spin-echo echo-planar images: application to diffusion tensor imaging. *Neuroimage*. 2003;20(2):870-88.
117. Andersson JLR, Sotiropoulos SN. An integrated approach to correction for off-resonance effects and subject movement in diffusion MR imaging. *Neuroimage*. 2016;125:1063-78.
118. Smith SM, Jenkinson M, Woolrich MW, Beckmann CF, Behrens TE, Johansen-Berg H, et al. Advances in functional and structural MR image analysis and implementation as FSL. *Neuroimage*. 2004;23 Suppl 1:S208-19.
119. Dyrby TB, Lundell H, Burke MW, Reislev NL, Paulson OB, Ptito M, et al. Interpolation of diffusion weighted imaging datasets. *Neuroimage*. 2014;103:202-13.
120. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*. 2006;31(3):1116-28.
121. Tournier JD, Calamante F, Gadian DG, Connelly A. Direct estimation of the fiber orientation density function from diffusion-weighted MRI data using spherical deconvolution. *Neuroimage*. 2004;23(3):1176-85.

122. Tournier JD, Calamante F, Connelly A. Determination of the appropriate b value and number of gradient directions for high-angular-resolution diffusion-weighted imaging. *NMR Biomed.* 2013;26(12):1775-86.
123. Tournier JD, Calamante F, Connelly A. Robust determination of the fibre orientation distribution in diffusion MRI: non-negativity constrained super-resolved spherical deconvolution. *Neuroimage.* 2007;35(4):1459-72.
124. Veraart J, Sijbers J, Sunaert S, Leemans A, Jeurissen B. Weighted linear least squares estimation of diffusion MRI parameters: strengths, limitations, and pitfalls. *Neuroimage.* 2013;81:335-46.
125. Le Bihan D, Delannoy J, Levin RL. Temperature mapping with MR imaging of molecular diffusion: application to hyperthermia. *Radiology.* 1989;171(3):853-7.
126. Goerner FL, Clarke GD. Measuring signal-to-noise ratio in partially parallel imaging MRI. *Med Phys.* 2011;38(9):5049-57.
127. Jones DK, Knösche TR, Turner R. White matter integrity, fiber count, and other fallacies: The do's and don'ts of diffusion MRI. *Neuroimage.* 2013;73:239-54.
128. Xu M, Fralick D, Zheng JZ, Wang B, Tu XM, Feng C. The Differences and Similarities Between Two-Sample T-Test and Paired T-Test. *Shanghai Arch Psychiatry.* 2017;29(3):184-8.
129. Currie LA. Nomenclature in evaluation of analytical methods including detection and quantification capabilities<sup>1</sup>Adapted from the International Union of Pure and Applied Chemistry (IUPAC) document "Nomenclature in Evaluation of Analytical Methods including Detection and Quantification Capabilities", which originally appeared in *Pure and Applied Chemistry*, 67 1699–1723 (1995) © 1995 IUPAC. Republication permission granted by IUPAC.<sup>1</sup>: (IUPAC Recommendations 1995). *Anal Chim Acta.* 1999;391(2):105-26.
130. Giavarina D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia medica.* 2015;25(2):141-51.
131. Tous C, Jodoin, A., Van Houten, E., Bureau, N. Feasibility and Reproducibility Study of Diffusion-Tensor Imaging in Rotator Cuff Muscles of Asymptomatic Volunteers. *ISMRM 2021; Virtual2021.*

132. Van Houten E, Tous, C., Jodoin, A., McGarry, M., Bayly, P., Paulsen, K., Johnson, C., Bureau, N. Anisotropic stiffness of the supraspinatus muscle estimated via MR elastography and transversely isotropic nonlinear inversion. ISMRM 2021; Virtual2021.
133. Gatidis S, Graf H, Weiß J, Stemmer A, Kiefer B, Nikolaou K, et al. Diffusion-weighted echo planar MR imaging of the neck at 3 T using integrated shimming: comparison of MR sequence techniques for reducing artifacts caused by magnetic-field inhomogeneities. MAGMA. 2017;30(1):57-63.
134. Aono S, Ishizaka K, Tha KK, Takamori S, Aoike S, Fujiwara T. [Diffusion Tensor Imaging of Rotator Cuff: Influence of Arm Position]. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2018;74(4):335-43.
135. Kälin PS, Huber FA, Hamie QM, Issler LS, Farshad-Amacker NA, Ulbrich EJ, et al. Quantitative MRI of visually intact rotator cuff muscles by multiecho Dixon-based fat quantification and diffusion tensor imaging. J Magn Reson Imaging. 2019;49(1):109-17.
136. Ormachea J, Zvietcovich F. Reverberant Shear Wave Elastography: A Multi-Modal and Multi-Scale Approach to Measure the Viscoelasticity Properties of Soft Tissues. Frontiers in Physics. 2021;8(624).
137. Hong SH, Hong SJ, Yoon JS, Oh CH, Cha JG, Kim HK, et al. Magnetic resonance elastography (MRE) for measurement of muscle stiffness of the shoulder: feasibility with a 3 T MRI system. Acta Radiol. 2016;57(9):1099-106.
138. Kruse SA, Smith JA, Lawrence AJ, Dresner MA, Manduca A, Greenleaf JF, et al. Tissue characterization using magnetic resonance elastography: preliminary results. Phys Med Biol. 2000;45(6):1579-90.

# APPENDIX

## Appendix I. Approbations des comités d'éthique de la recherche



Le 30 janvier 2019

Docteure Nathalie Bureau  
Axe de recherche: Imagerie et ingénierie  
CHUM – Pavillon R  
900, rue Saint-Denis  
Porte R11-430  
Montréal (Québec) H2X 0A9

a/s: Monsieur Alexandre Jodoin

<b>Objet:</b>	<b>Autorisation de réaliser la recherche suivante:</b>
	<b>Titre du projet : Architecture 3D des muscles de la coiffe des rotateurs par IRM de tenseur de diffusion et tractographie : étude de faisabilité et de répétabilité chez des patients avec déchirures tendineuses et des volontaires asymptomatiques</b>
	<b>Numéro CÉR CHUM : 18.283</b>

Chère Docteure Bureau,

Il me fait plaisir de vous autoriser à réaliser la recherche identifiée en titre au CHUM et/ou sous ses auspices.

Cette autorisation vous est accordée sur la foi des documents que vous avez déposés auprès de notre établissement, notamment la lettre du Comité d'éthique de la recherche (« CÉR ») du CHUM portant la date du 30 janvier 2019, qui agit à titre de CÉR évaluateur, qui établit que votre projet de recherche a fait l'objet d'un examen scientifique et d'un examen éthique dont le résultat est positif et qui a approuvé la version réseau du formulaire de consentement en français utilisé pour cette recherche.

Si le CÉR évaluateur vous informe pendant le déroulement de cette recherche d'une décision négative portant sur l'acceptabilité éthique de cette recherche, vous devrez considérer que la présente autorisation de réaliser la recherche dans notre établissement et/ou sous ses auspices est, de ce fait, révoquée à la date que porte l'avis du CÉR évaluateur.

Votre projet de recherche a aussi reçu une évaluation positive de tous les autres éléments de la convenance au sein de notre établissement.

Cette autorisation de réaliser la recherche suppose également que vous vous engagez à :

1. utiliser la version des documents se rapportant à la recherche approuvée par le CÉR évaluateur, les seuls changements apportés, si c'est le cas, étant d'ordre administratif et identifiés de façon à ce que le CÉR évaluateur puisse en prendre connaissance;

Direction de la recherche  
CHUM - Pavillon R  
900, rue St-Denis, R05-406  
Montréal (Québec) H2X 0A9

2. vous conformer aux demandes du CÉR évaluateur, notamment pour le suivi éthique continu de la recherche ainsi que pour lui rendre compte du déroulement du projet et des actes de votre équipe de recherche ainsi que du respect des règles de l'éthique de la recherche;
3. conserver les dossiers de recherche pendant la période fixée par le CÉR évaluateur après la fin du projet, selon les règles de conservation de l'établissement, afin de permettre leur éventuelle vérification;
4. respecter le cadre réglementaire de l'établissement, notamment, s'il y a lieu, les modalités arrêtées au regard du mécanisme d'identification des participants à la recherche dans notre établissement, à savoir, la tenue à jour et la conservation de la liste à jour des participants de recherche recrutés sous les auspices de notre établissement. Cette liste devra nous être fournie sur demande.

L'autorisation qui vous est donnée ici de réaliser la recherche sous les auspices de notre établissement sera renouvelée sans autre procédure à la date indiquée par le CÉR évaluateur dans sa décision de renouveler son approbation éthique de cette recherche.

La présente autorisation peut être suspendue ou révoquée par le CHUM en cas de non-respect des conditions établies lors de notre examen de la convenance. Le CÉR évaluateur en sera alors informé.

Vous consentez également à ce que le CHUM communique aux autorités compétentes des renseignements personnels qui sont nominatifs au sens de la loi en présence d'un cas avéré de manquement à la conduite responsable en recherche de votre part lors de la réalisation de cette recherche.

Toute communication avec le soussigné concernant la présente autorisation à réaliser la recherche doit être acheminée ainsi :

- par courriel : [convenance.recherche.chum@ssss.gouv.qc.ca](mailto:convenance.recherche.chum@ssss.gouv.qc.ca)
- par téléphone : (514) 890-8000, poste 15213.

Pour toutes questions, conseils ou soutien relativement aux aspects éthiques de votre projet de recherche, vous pouvez aussi solliciter l'appui du CÉR de notre établissement en vous adressant aux coordonnées suivantes :

- par courriel : [ethique.recherche.chum@ssss.gouv.qc.ca](mailto:ethique.recherche.chum@ssss.gouv.qc.ca)
- par téléphone : 514 890-8000, poste 14485.

En terminant, je vous demanderais de toujours mentionner dans votre correspondance au sujet de ce projet de recherche le numéro attribué à votre demande par le CHUM, soit **18.283**.

**SOUS-COMITÉ D'ÉTHIQUE DU LABORATOIRE D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE EN ANATOMIE****CERTIFICATION**

Le sous-comité d'éthique du laboratoire d'enseignement et de recherche en anatomie, mandaté à cette fin par le comité d'éthique de la recherche institutionnel, certifie avoir étudié le protocole de recherche :

**Titre du projet :** 3D Architecture of Rotator Cuff Muscles with Diffusion-Tensor MR Imaging and Tractography : Feasibility and Reproducibility Study in Rotator Cuff Tears

**Chercheuse :** Nathalie J Bureau, MD MSc, Département de radiologie, radio-oncologie, médecine nucléaire, Faculté de Médecine, Université de Montréal, nathalie.bureau@umontreal.ca

**Chercheurs associés :** Elijah Van Houten, PhD Eng., Département de génie mécanique, Université de Sherbrooke,

Cyril Tous, PhD Eng., Département de radiologie, radio-oncologie, médecine nucléaire, Faculté de Médecine, Université de Montréal,

**Chercheur du :** Detlev Grabs, MD-PhD  
département de  
l'UQTR

**Autre :** Alexandre Jodoin, MD. MSc student, Université de Montréal,

et a convenu que la proposition de cette recherche avec des êtres humains est conforme aux normes éthiques.

**PÉRIODE DE VALIDITÉ DU PRÉSENT CERTIFICAT**

*Début de la certification : 29 mars 2019*

*Fin de la certification : 28 mars 2020*

**COMPOSITION DU COMITÉ**

Le sous-comité d'éthique du laboratoire d'enseignement et de recherche en anatomie (SCELERA) est composé des personnes suivantes, mandatées par le comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'Université du Québec à Trois-Rivières (CER-09-148-06.05) :

- Une technicienne responsable du laboratoire d'anatomie humaine;
- Un professeur du département d'anatomie;
- Deux membres externes.

## Appendix II. Formulaire de consentement



**APPROUVÉ – CÉR CHUM**

DATE : 17 mai 2019  
INITIALES : YP



### FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

**Titre du projet:** Architecture 3D des muscles de la coiffe des rotateurs par IRM de Tenseur de Diffusion et Tractographie: étude de faisabilité et de répétabilité chez des patients avec déchirures tendineuses et des volontaires asymptomatiques

**Chercheuse responsable:** Dre Nathalie J. Bureau, MD, MSc, Département de radiologie et médecine nucléaire, CHUM

**Co-chercheur:** Elijah Van Houten, PhD Eng, Département de génie mécanique, Université de Sherbrooke.

**Collaborateurs:** Dr Alexandre Jodoin, MD, CRCHUM  
Dr Patrice Tétreault, MD, MSc, Service d'orthopédie, CHUM.  
Cyril Tous, PhD Eng, Département de radiologie et médecine nucléaire, CRCHUM

**Organisme Subventionnaire:** Réseau de Bio-Imagerie du Québec (FRSQ-RBIQ)

**No de projet au CHUM:** 18.283

---

## **PRÉAMBULE**

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche en tant que patient souffrant d'une déchirure de la coiffe des rotateurs ou en tant que participant ne souffrant d'aucune pathologie particulière aux épaules. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet et de signer ce formulaire d'information et de consentement, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles à la chercheuse responsable du projet ou aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement que vous ne comprenez pas parfaitement.

## **NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET**

Les tendinopathies de la coiffe des rotateurs sont la première cause de douleur et d'incapacité à l'épaule et le deuxième motif de consultation en médecine familiale le plus fréquent, après les douleurs au dos. La prévalence d'une déchirure de la coiffe des rotateurs augmente avec l'âge, touchant 25% des adultes dans la soixantaine et plus de 50% des adultes après 80 ans. Les études démontrent que le traitement chirurgical d'une déchirure de la coiffe des rotateurs améliore la qualité de vie des patients et diminuent les coûts en soins médicaux.

Une déchirure de la coiffe des rotateurs entraîne une dégénérescence musculaire. Le muscle s'atrophie, se rétracte et devient infiltré par de la graisse et de la fibrose. Ces changements sont déterminants et influencent le pronostic du patient. Il est donc important de pouvoir mesurer ces changements afin d'améliorer le traitement des patients.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) permet de quantifier l'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse qui mènent à une diminution de la force de l'épaule. À l'heure actuelle, il demeure plus difficile de mesurer la rétraction et la fibrose musculaire qui contribuent à la diminution de l'élasticité du muscle. Cette perte d'élasticité du muscle a un impact direct sur la capacité de l'orthopédiste à rattacher les tendons à l'humérus. Ceci affecte la qualité de la réparation tendineuse et augmente le risque d'une nouvelle déchirure.

Récemment, de nouvelles techniques permettant de caractériser l'élasticité des tissus par IRM ont été développées. Ces techniques d'élastographie sont très performantes pour le diagnostic des maladies du foie et semblent prometteuses pour mesurer l'élasticité des muscles. La caractérisation de l'élasticité musculaire est toutefois dépendante de l'orientation des fibres musculaires. Il apparaît donc essentiel de combiner une analyse de l'orientation des fibres musculaires à la mesure de l'élasticité pour permettre l'interprétation adéquate des résultats.

Le but principal de la présente étude est d'évaluer l'utilité des techniques IRM de tenseur de diffusion, tractographie et d'élastographie pour reconstruire l'architecture des fibres musculaires et mesurer l'élasticité des muscles de la coiffe des rotateurs chez des patients avec déchirure tendineuse et chez des volontaires asymptomatiques.

## **NOMBRE DE PARTICIPANT(E)S ET DURÉE DE LA PARTICIPATION**

Au total, dix (10) personnes adultes participeront à cette étude au CHUM: cinq patient(e)s souffrant de déchirure de la coiffe des rotateurs et cinq participant(e)s n'ayant aucun symptôme ou douleur aux épaules.

La durée totale prévue de l'étude est de deux ans. La durée prévue de la participation des patients avec déchirure de la coiffe des rotateurs sera d'environ 1 heure et 30 minutes, alors que la participation des sujets n'ayant aucun symptôme aux épaules sera d'environ 2 heures.

## NATURE DE LA PARTICIPATION DEMANDÉE

Si vous acceptez de participer à l'étude, après avoir signé le présent formulaire d'information et de consentement, votre participation consistera, tant pour les patients avec déchirure tendineuse que pour les volontaires asymptomatiques, à:

- Répondre à un questionnaire portant sur l'imagerie par résonance magnétique et à un questionnaire portant sur les incapacités reliées à une atteinte aux membres supérieurs.
- Passer un examen d'imagerie par résonance magnétique (IRM) de l'épaule (sans injection de produit de contraste) au Centre de recherche du CHUM (CRCHUM). Des séquences avec la technique habituelle d'acquisition d'images (protocole clinique) et des séquences de tenseur de diffusion et d'élastographie (protocole de recherche) seront acquises. À noter que les séquences effectuées dans le cadre du protocole de recherche utiliseront des paramètres techniques différents, mais les participants ne ressentiront aucune différence. L'examen complet sera réalisé une fois chez les patients avec déchirure de la coiffe des rotateurs. Certaines séquences de l'examen seront répétées 3 fois chez les sujets volontaires.

## DÉROULEMENT DU PROJET/PROCÉDURES

Si vous acceptez de participer à cette étude, les procédures suivantes seront effectuées, au cours d'une seule et même visite:

### 1. Avant l'examen par résonance magnétique (30 minutes)

- Avant que ne soit réalisé l'examen par résonance magnétique, un membre de l'équipe de recherche recueillera auprès de vous vos données démographiques et médicales suivantes: âge, sexe, poids, taille, autres maladies pour lesquelles vous recevez des traitements ou prenez des médicaments (par exemple : diabète, maladie cardiaque, cancer).
- Par la suite vous devrez compléter le questionnaire d'imagerie par résonance magnétique en présence d'un membre de l'équipe de recherche.
- Vous devrez également compléter le questionnaire The Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Score (*QuickDASH*) sur les incapacités reliées à une atteinte aux membres supérieurs.

### 2. Pendant l'examen d'imagerie par résonance magnétique de la région de l'épaule (Durée approximative : 60 minutes pour les patients et 90 minutes pour les volontaires)

- Un(e) technologue spécialisé(e) réalisera l'examen par résonance magnétique.
- Vous serez étendu(e) sur le dos sur une table qui sera lentement déplacée dans un grand tube. Le tube est ouvert aux deux extrémités. Une antenne ressemblant à un large coussin plat sera placée sur votre épaule.
- Durant la séquence d'élastographie, un appareil appelé actuateur sera placé sur votre épaule et sera recouvert par l'antenne. L'actuateur ressemble à une petite boîte qui générera une légère vibration sur votre épaule durant l'acquisition des images.
- **Pour l'examen des volontaires**, certaines séquences seront réalisées à trois (3) reprises successives. Vous serez donc positionné(e) sur la table d'examen pour faire l'acquisition d'une première série de séquences d'images. Puis, on vous demandera de vous lever et de sortir de la salle d'IRM. Vous serez par la suite installé(e) de nouveau sur la table dans les mêmes conditions et de courtes séquences seront répétées. Une deuxième fois, vous serez appelé(e) à quitter la salle d'IRM puis serez à nouveau installé(e) sur la table pour une dernière série d'acquisition d'images.

•

- Pour votre confort, nous vous demanderons de porter soit un casque d'écoute soit des bouchons protecteurs dans vos oreilles et ce afin de diminuer les bruits importants qui sont émis par l'appareil de résonance magnétique.
- Pendant que l'appareil fonctionne, **il est important de demeurer immobile**. Pour ce faire, un coussinet sera placé autour de votre tête et vous serez installé(e) le plus confortablement possible, afin d'assurer votre immobilité.
- Vous tiendrez dans une main une petite manette qui vous permettra de communiquer avec le ou la technologue en tout temps.
- Le ou la technologue vous transmettra des consignes tout au long de l'examen.

### **VOS RESPONSABILITÉS ET PRÉCAUTIONS IMPORTANTES À PRENDRE**

En signant le présent formulaire de consentement, vous acceptez de suivre les consignes de la chercheuse responsable de l'étude, de vous présenter à la ou aux visite(s) prévue(s) en lien avec l'étude et de vous soumettre à toutes les évaluations requises dans le cadre de l'étude.

### **DÉCOUVERTE FORTUITE**

Bien qu'ils ne fassent pas l'objet d'une évaluation médicale formelle, les résultats de tous les tests et procédures que vous aurez à faire durant votre participation à ce projet peuvent mettre en évidence des problèmes jusque-là ignorés, c'est ce que l'on appelle une découverte fortuite. C'est pourquoi, en présence d'une particularité, la chercheuse responsable du projet vous contactera. Néanmoins, vous devez comprendre que cet examen d'IRM est fait à des fins de recherche uniquement et que la Plateforme d'Imagerie Expérimentale du CRCHUM n'a comme seul mandat que de générer les images à des fins de recherche. En conséquence, le CRCHUM, l'organisme subventionnaire et leurs employés respectifs ne pourront pas être tenus responsables d'une anomalie clinique non diagnostiquée, significative ou non, lors de votre participation à ce projet.

### **RISQUES ET INCONVÉNIENTS**

#### **- Inconfort lié à l'examen par résonance magnétique:**

Selon les connaissances scientifiques actuelles, votre participation à une résonance magnétique ne vous fera courir aucun risque, sur le plan médical, si vous ne présentez aucune contre-indication. À cause de la puissance du champ magnétique émis par l'appareil, il est nécessaire de prendre certaines précautions. C'est pourquoi vous devrez obligatoirement compléter un questionnaire détaillé afin de détecter toute contre-indication, par exemple, la présence d'un stimulateur cardiaque, d'un clip d'anévrisme, de prothèse métallique, de prothèse ou clip valvulaire cardiaque, de présence de métal dans l'œil ou sur le corps, de tatouage, de piercing, de broches dentaires ou si vous souffrez de claustrophobie. Vous avez le droit de refuser de répondre à toute question. Néanmoins, pour des raisons de sécurité, il est possible que nous ne puissions pas réaliser l'IRM.

Vous pourriez ressentir un inconfort dû au fait de devoir rester immobile. Un inconfort pourrait également être associé au bruit qui est généré par le fonctionnement de l'appareil et par les faibles vibrations générées par l'actuateur utilisé durant la séquence d'élastographie. Vous pourriez aussi ressentir un certain stress ou une sensation de claustrophobie.

Vous serez en communication avec la technologue pendant toute la durée de l'examen et pourrez demander d'interrompre l'examen à n'importe quel moment si vous le désirez.

### **RISQUES ASSOCIÉS À LA GROSSESSE**

La participation à ce projet de recherche peut comporter des risques, connus ou non, pour les femmes enceintes, les enfants à naître ou encore les nourrissons allaités au sein. C'est pourquoi les femmes enceintes ou qui allaitent ne peuvent participer à ce projet.

Les femmes susceptibles de devenir enceintes devront se prêter à un test de grossesse avant la réalisation de l'imagerie par résonance magnétique et elles ne pourront participer à ce projet que si le résultat du test de grossesse est négatif.

### **AVANTAGES**

Il se peut que vous retiriez un bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche, mais on ne peut vous l'assurer. À tout le moins, les résultats obtenus contribueront à l'avancement des connaissances dans ce domaine.

### **CONFIDENTIALITÉ**

Durant votre participation à ce projet de recherche, la chercheuse responsable de ce projet ainsi que les membres de son personnel de recherche recueilleront, dans un dossier de recherche, les renseignements vous concernant et nécessaires pour répondre aux objectifs scientifiques de ce projet de recherche.

Ces renseignements peuvent comprendre les informations contenues dans votre dossier médical, concernant votre état de santé passé et présent, vos habitudes de vie ainsi que les résultats de tous les tests, examens et procédures qui seront réalisés. Votre dossier peut aussi comprendre d'autres renseignements tels que votre nom, votre sexe, votre date de naissance et votre origine ethnique.

Tous les renseignements recueillis demeureront confidentiels dans les limites prévues par la loi. Vous ne serez identifié(e) que par un numéro de code. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par la chercheuse responsable de ce projet de recherche.

La chercheuse responsable de ce projet de recherche fera parvenir, à l'organisme subventionnaire ou à ses représentants, les données codées vous concernant.

Les données de recherche codées pourront être transmises par le commanditaire à ses partenaires commerciaux. Cependant l'organisme subventionnaire et ses partenaires à l'étranger sont tenus de respecter les règles de confidentialité en vigueur au Québec et au Canada, et ce, quels que soient les pays.

Ces données de recherche seront conservées pendant au moins 10 ans par la chercheuse responsable de ce projet de recherche et l'organisme subventionnaire.

Les données de recherche pourront être publiées ou faire l'objet de discussions scientifiques, mais il ne sera pas possible de vous identifier.

À des fins de surveillance, de contrôle, de protection et de sécurité, votre dossier de recherche ainsi que vos dossiers médicaux pourront être consultés par une personne mandatée par des organismes réglementaires, au Canada ou à l'étranger, tel que Santé Canada, ainsi que par des représentants de l'organisme subventionnaire, de l'établissement ou du comité d'éthique de la recherche. Ces personnes et ces organismes adhèrent à une politique de confidentialité.

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier les renseignements recueillis et les faire rectifier au besoin.

### **COMMUNICATION DES RÉSULTATS GÉNÉRAUX**

Vous pourrez connaître les résultats généraux de cette étude si vous en faites la demande à la chercheuse responsable à la fin de l'étude.

### **FINANCEMENT DU PROJET**

La chercheuse responsable du projet et l'établissement ont reçu un financement de l'organisme subventionnaire pour mener à bien ce projet de recherche.

## **COMPENSATION**

Vous ne recevrez pas de compensation financière pour votre participation à ce projet de recherche. Cependant, vous recevrez une somme forfaitaire de 50.00\$ pour la visite prévue au protocole en compensation des frais de transport ou autres dépenses reliées à votre participation à cette étude.

## **EN CAS DE PRÉJUDICE**

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit par suite de l'administration de toute procédure reliée à ce projet de recherche, vous recevrez tous les soins et services requis par votre état de santé.

En acceptant de participer à ce projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits et vous ne libérez pas la chercheuse responsable de ce projet de recherche, l'organisme subventionnaire et l'établissement de leur responsabilité civile et professionnelle.

## **PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT**

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Vous êtes donc libre de refuser d'y participer. Vous pouvez également vous retirer de ce projet à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raisons, en informant l'équipe de recherche.

Votre décision de ne pas participer à ce projet de recherche ou de vous en retirer n'aura aucune conséquence sur la qualité des soins et des services auxquels vous avez droit ou sur votre relation avec les équipes qui les dispensent.

La chercheuse responsable de ce projet de recherche, le comité d'éthique de la recherche ou l'organisme subventionnaire peuvent mettre fin à votre participation, sans votre consentement. Cela peut se produire si de nouvelles découvertes ou informations indiquent que votre participation au projet n'est plus dans votre intérêt, si vous ne respectez pas les consignes du projet de recherche ou encore s'il existe des raisons administratives d'abandonner le projet.

Si vous vous retirez du projet ou êtes retiré(e) du projet, l'information et le matériel déjà recueillis dans le cadre de ce projet seront néanmoins conservés, analysés ou utilisés pour assurer l'intégrité du projet.

Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement du projet qui pourrait avoir un impact sur votre décision de continuer à participer à ce projet vous sera communiquée rapidement.

## **IDENTIFICATION DES PERSONNES-RESSOURCES**

Si vous avez des questions ou éprouvez des problèmes en lien avec le projet de recherche, ou si vous souhaitez vous en retirer, vous pouvez communiquer avec la chercheuse responsable, Dre Nathalie J. Bureau, ou avec le personnel au numéro suivant: (514) 890-8000, poste 8444.

Pour toute question concernant vos droits en tant que participant(e) à ce projet de recherche ou si vous avez des plaintes ou des commentaires à formuler, vous pouvez communiquer avec le commissaire local aux plaintes et à la qualité des services du CHUM, au 514-890-8484.

## SIGNATURE

J'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement. On m'a expliqué le projet de recherche et le présent formulaire d'information et de consentement. On a répondu à mes questions et on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision. Après réflexion, je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées.

J'autorise l'équipe de recherche à avoir accès à mon dossier médical.

J'autorise la chercheuse ou son équipe à informer mon médecin traitant de ma participation à ce projet et à lui transmettre toute information pertinente:

Oui

Non

Nom et coordonnées du médecin traitant:

---

---

Nom (en lettres moulées)

Signature du/de la participant(e)

Date

## SIGNATURE DE LA PERSONNE QUI OBTIENT LE CONSENTEMENT, SI DIFFÉRENTE DE LA CHERCHEUSE RESPONSABLE DU PROJET DE RECHERCHE

J'ai expliqué au/à la participant(e) le projet de recherche et le présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il/elle m'a posées.

---

Nom (en lettres moulées)

Signature de la personne qui obtient le consentement

Date

## ENGAGEMENT DE LA CHERCHEUSE RESPONSABLE

Je certifie qu'on a expliqué au/à la participant(e) le présent formulaire d'information et de consentement, que l'on a répondu aux questions que le sujet de recherche avait.

Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée et datée au/à la participant(e).

### **SIGNATURE D'UN TÉMOIN**

**OUI          NON**

La signature d'un témoin est requise pour les raisons suivantes:

- Difficulté ou incapacité à lire - La personne (témoin impartial) qui appose sa signature ci-dessous atteste qu'on a lu le formulaire de consentement et qu'on a expliqué précisément le projet au (à la) participant(e), qui semble l'avoir compris.
- Incompréhension de la langue du formulaire de consentement - La personne qui appose sa signature ci-dessous a fait fonction d'interprète pour le ou la participant(e) au cours du processus visant à obtenir le consentement.

---

Nom (en lettres moulées)

Signature du témoin

Date

### **Veillez noter:**

Il faut consigner dans le dossier de recherche du (de la) participant(e), le cas échéant, d'autres renseignements sur l'aide fournie au cours du processus visant à obtenir le consentement.

### **APPROBATION PAR LE COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE**

Le comité d'éthique de la recherche du CHUM a approuvé le projet et en assurera le suivi.