



Planification des parties molles en chirurgie prothétique de l'épaule : vers un modèle biomécanique patient-spécifique

Jean-David Werthel

► To cite this version:

Jean-David Werthel. Planification des parties molles en chirurgie prothétique de l'épaule : vers un modèle biomécanique patient-spécifique. Modélisation et simulation. Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique, 2021. Français. NNT : 2021IMTA0277 . tel-03621387

HAL Id: tel-03621387

<https://theses.hal.science/tel-03621387>

Submitted on 28 Mar 2022

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

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

THESE DE DOCTORAT DE

L'ÉCOLE NATIONALE SUPERIEURE MINES-TELECOM ATLANTIQUE
BRETAGNE PAYS DE LA LOIRE - IMT ATLANTIQUE

ECOLE DOCTORALE N° 601
*MATHEMATIQUES ET SCIENCES ET TECHNOLOGIES
DE L'INFORMATION ET DE LA COMMUNICATION*
SPECIALITE : IMAGE, SIGNAL, VISION

Par

Jean-David WERTHEL

Planification des parties molles en chirurgie prothétique de l'épaule : vers un modèle biomécanique patient-spécifique

Thèse présentée et soutenue à Genève le 15 décembre 2021

Unité de recherche : LaTIM INSERM U1101

Thèse N° : 2021IMTA0277

Rapporteurs avant soutenance :

Christian GERBER Professeur Universitaire, Université de Zürich
Sandrine VOROS HDR, CR1 INSERM, Labo TIMC INSERM

Composition du Jury :

Président :	Thomas BAUER	PU PH, Hôpital Ambroise Paré, Boulogne-Billancourt
Examineurs :	Philippe VALENTI	MD, Clinique Bizet, Paris
	Tien-Tuan DAO	Professeur, Centrale Lille - UMR CNRS 9013, Lille
	François BOUX DE CASSON	Ing, PhD, Tornier/Stryker, Grenoble
	Christian GERBER	Professeur Universitaire, Université de Zürich
	Sandrine VOROS	HDR, CR1 INSERM, Labo TIMC INSERM, Grenoble
Dir. de thèse :	Valérie BURDIN	Professeur IMT Atlantique, Brest
Co-encadrant :	Jean CHAOUI	Ing PhD PDG Imascap/Stryker, Plouzané

Invités

Luc FAVARD

Gilles WALCH

PU PH, Hôpital Trousseau, CHRU,
Université François-Rabelais, Tours
MD, Clinique Santy, Lyon

A Philippe Hardy

Remerciements

Cette thèse est le résultat d'un incroyable voyage intellectuel qui a commencé il y a trois ans lorsque **Pierric Deransart** (que je tiens également à remercier ici) m'a présenté à **Jean Chaoui** qui devait devenir le co-directeur de ma thèse. Nous ne le savions pas encore, mais c'était le début d'une riche collaboration scientifique, qui j'espère va se poursuivre. Jean, je te remercie d'avoir cru en ce travail à un moment où personne ne pensait qu'il serait possible de segmenter les muscles de l'épaule de façon automatisée. La chirurgie orthopédique en général et la chirurgie de l'épaule sont en train de changer grâce à l'apport du numérique et des nouvelles technologies et ce changement a en grande partie débuté sous ton impulsion. Tu es un visionnaire et je suis très admiratif et chanceux de pouvoir collaborer avec toi dans l'avenir.

Très rapidement, deux autres personnes ne tardèrent pas à se joindre à l'aventure pour m'encadrer dans ce travail.

Merci au **Professeur Valérie Burdin** de m'avoir accueilli à distance dans ton labo tout au long de ces trois années. Tes précieux conseils, toujours prodigués avec le sourire et une grande disponibilité m'ont permis d'avancer et de mieux structurer mes idées. Je suis ravi de pouvoir poursuivre une activité de recherche à tes côtés au LaTIM !

Un grand merci également à **François Boux de Casson**. J'ai eu énormément de chance de pouvoir travailler avec toi. Ta rigueur et ton réalisme ont été indispensables pour canaliser mon envie et mon optimisme excessifs. Nos échanges téléphoniques hebdomadaires voire quotidiens m'ont non seulement permis de mener ce travail à bien mais étaient également très plaisants. J'ai hâte de pouvoir continuer à travailler avec toi sur de nombreux nouveaux projets !

Merci au **Professeur Thomas Bauer** de ta confiance lorsque tu m'as proposé de travailler à tes côtés dans ce service où je me sens si bien grâce à l'esprit de Philippe Hardy que tu maintiens. Ta bienveillance, ta connaissance de l'orthopédie et tes conseils me permettent de m'épanouir et de progresser dans ma vie de chirurgien. Je suis très heureux de travailler avec toi et d'avoir la chance de te connaître de mieux en mieux. Merci d'avoir accepté la lourde tâche de présider mon jury de thèse.

Merci au **Professeur Luc Favard**. Vous avez toujours été disponible pour répondre à mes interrogations et pour me guider. Je vous remercie d'avoir bien voulu faire partie de mon jury et de m'avoir aidé et guidé dans mes travaux au cours de ces trois dernières années. Comme j'ai déjà eu l'occasion de le faire, je vous remercie pour votre bienveillance à mon égard depuis le début de mon arrivée dans le monde de l'épaule et pour l'exemple que vous représentez pour moi. Tous les anciens internes et chefs de Tours sont unanimes et vous êtes un modèle de rigueur, de pédagogie, d'honnêteté et d'humilité dont j'espère être un jour à la hauteur.

Merci au **Professeur Christian Gerber** de m'avoir fait l'honneur d'être membre de mon jury et rapporteur de ma thèse. Ta rigueur scientifique, ta capacité de travail et ton talent chirurgical forcent l'admiration des chirurgiens du monde entier. Tu es un modèle pour moi et je me souviendrai toute ma vie de cette journée avec toi passée chez Mark Frankle.

Merci au **Docteur Gilles Walch**, sans qui, lui aussi, cette thèse n'aurait jamais pu se faire. Je suis extrêmement heureux d'avoir eu la chance de connaître le « pape de l'épaule » et d'avoir

pu devenir *in extremis* ton élève. Merci de ta bienveillance à mon égard, de ta sagesse, de ton aide dans ce travail et dans de nombreux autres projets et merci de ton amitié (même quand celle-ci me fait me lever à l'aube en vacances pour pédaler).

Merci au **Docteur Philippe Valenti** sans qui, non seulement cette thèse n'aurait pas pu se faire, mais surtout sans qui je ne serais pas la personne que je suis aujourd'hui. Ma rencontre avec toi a changé ma vie. Comme le dit souvent **Guy Villaret** (que je tiens à remercier aussi pour son amitié indéfectible), tu es une « fusée » à laquelle j'ai eu la chance de pouvoir m'accrocher. Cette fusée m'a fait faire de la chirurgie de l'épaule, mais également de la chirurgie nerveuse et pédiatrique, elle m'a conduit en Afghanistan, au Brésil, en Jordanie, en Iran et même en Corse !

Et comme le chantait Serge Lama :

C'est mon ami et c'est mon maître

C'est mon maître et c'est mon ami

Dès que je l'ai vu apparaître

J'ai tout de suite su que c'était lui

Lui qui allait m'apprendre à être

Ce que modestement je suis

Luc, Christian, Gilles et Philippe vous avez été les mentors et le jury dont n'importe quel jeune chirurgien de l'épaule rêverait et je vous suis très reconnaissant pour votre gentillesse, votre enseignement et votre disponibilité.

Je tiens également à remercier ici le professeur **Tien-Tuan Dao** et madame **Sandrine Voros** qui ont eu la gentillesse d'accepter de partager leur expertise pour juger ce travail de thèse. Merci Madame Voros d'avoir bien voulu être rapporteur de cette thèse et d'avoir rempli ce rôle avec autant d'application. Vos commentaires m'ont permis d'améliorer le manuscrit et de mieux préparer ma soutenance

Sur une note plus personnelle, je suis incroyablement reconnaissant à mes **parents** pour leur affection inconditionnelle depuis le début et leur soutien indéfectible. Impossible de résumer en quelques phrases tout ce que vous m'avez apporté et continuez à m'apporter tous les jours. A mon amour, **Eve**, qui me soutient à chaque instant : c'est son amour et son intelligence au quotidien qui me donnent le courage et la force d'affronter les défis passionnants de ma vie. Et enfin, à mon fils, **Léonard**. Tu es encore trop petit pour comprendre ces mots mais déjà très grand dans ta capacité à t'émerveiller, à rire et à aimer. Puisse ce travail t'inspirer un jour.

Sommaire

1.	Introduction	8
1.1.	Problématique.....	12
2.	État de l’art.....	14
2.1.	Anatomie de l’épaule	14
2.1.1.	Anatomie Osseuse	14
2.1.1.1.	Humérus	14
2.1.1.2.	Scapula	15
2.1.1.3.	Clavicule.....	16
2.1.2.	Anatomie Articulaire.....	17
2.1.2.1.	Articulation gléno-humérale	17
2.1.2.2.	Articulation scapulo-thoracique	19
2.1.3.	Anatomie Musculaire	20
2.1.3.1.	Muscles gléno-huméraux	20
2.1.3.2.	Muscles scapulo-thoraciques.....	26
2.2.	Pathologies adressées dans la thèse.....	27
2.2.1.	Rupture de tendon de la coiffe des rotateurs.	27
2.2.2.	Omarthrose excentrée ou cuff tear arthropathy (CTA)	30
2.2.3.	Omarthrose centrée ou primary osteoarthritis (OA).....	31
2.3.	Prothèse inversée d’épaule	33
2.3.1.	Inconvénients du dessin prothétique de Grammont	35
2.4.	Évaluation de l’état des muscles de l’épaule.....	39
2.5.	Évaluation des mobilités scapulo-thoraciques	42
2.5.1.	Influence de la prothèse inversée sur les mobilités scapulo-thoraciques	42
2.5.2.	Méthodes d’évaluation statiques	45
2.5.2.1.	Niveau à bulle.....	45
2.5.2.2.	Radiographies standard	45
2.5.2.3.	Fluoroscopie	46
2.5.2.4.	Scanner	47
2.5.3.	Méthodes d’évaluation dynamiques	48
2.5.3.1.	Fluoroscopie Biplan	49
2.5.3.2.	Tracking optique	50
2.5.3.3.	Tracking par MIMU	50
2.6.	Problématiques non résolues qui justifient la thèse	51
3.	Vers un modèle patient-spécifique : anatomie scapulo-humérale.....	54

3.1.	Constitution d'une cohorte	54
3.1.1.	Épaules saines	56
3.1.2.	Épaules pathologiques.....	56
3.1.3.	Description de la cohorte.....	57
3.1.4.	Base de données de segmentations.....	57
3.1.4.1.	Segmentation manuelle	57
3.1.4.2.	Étude anatomique : le subscapularis minor existe-t-il vraiment ?.....	60
3.1.4.3.	Segmentation semi-automatisée	68
3.1.4.4.	Segmentation automatisée par statistical shape model.....	70
3.1.4.5.	Segmentation automatisée par apprentissage machine	73
4.	Évaluation 3D quantitative de l'atrophie et de l'infiltration graisseuse.....	79
4.1.	Évaluation de l'atrophie	79
4.1.1.	Méthodes décrites.....	79
4.1.2.	Évaluation 3D quantitative de l'atrophie ¹⁶⁷	80
4.1.2.1.	Méthode.....	80
4.1.2.2.	Analyse statistique.....	81
4.1.2.3.	Résultats	82
4.2.	Évaluation de l'infiltration graisseuse ¹⁸⁵	87
4.2.1.	Méthodes décrites.....	87
4.3.	Évaluation 3D quantitative de l'infiltration graisseuses et création d'une mesure composite : la perte musculaire 3D (<i>3D muscle loss</i> – <i>3DML</i>).....	88
4.3.1.	Méthode.....	88
4.3.2.	Analyse statistique.....	91
4.3.3.	Résultats	92
4.4.	Effet de l'âge sur l'état musculaire	98
5.	Vers un modèle biomécanique patient-spécifique : prise en compte de la cinétique scapulo-thoracique	99
5.1.	Prise en compte de la position de la scapula dans la planification préopératoire	99
5.1.1.	Méthode.....	101
5.1.1.1.	Différentes configurations d'implants.....	103
5.1.2.	Analyse Statistique	104
5.1.3.	Résultats	105
5.1.3.1.	Influence de la posture sur les amplitudes simulées.....	105
5.1.3.2.	Influence de la configuration de l'implant sur les amplitudes simulées dans différents types de postures	106
5.2.	Prise en compte de la position de la scapula sur les résultats cliniques	113
5.2.1.	Méthode.....	114
5.2.2.	Analyse Statistique	115

5.2.3.	Résultats	115
5.2.4.	Pistes d'amélioration du modèle biomécanique patient-spécifique	118
5.2.5.	Fluoroscopie biplan	118
5.2.6.	Tracking MIMU	119
5.2.7.	Excursion des muscles	120
5.2.8.	Vers une meilleure compréhension de la configuration idéale de prothèse inversée en fonction du nombre et de l'état des muscles résiduels.	123
6.	Conclusion.....	124
7.	Légendes des figures	127
8.	Articles publiés dans la thèse et présentations en congrès	133
8.1.	Articles	133
8.2.	Congrès.....	133
9.	Bibliographie	135

1. Introduction

La prothèse inversée d'épaule, développée à la fin des années 80 par Paul Grammont, a permis de révolutionner la prise en charge des omarthroses excentrées¹. En effet, chez ces patients ayant une rupture de coiffe des rotateurs massive et irréparable, la prothèse inversée permet de récupérer une épaule indolore et surtout de récupérer des mobilités actives satisfaisantes en élévation et en abduction^{2, 3}. Devant les bons résultats obtenus avec ce type de prothèse, les indications de prothèse inversée se sont progressivement élargies aux ruptures massives de coiffe sans arthrose, omarthroses centrées avec rupture de coiffe⁴, fractures récentes de l'extrémité proximale de l'humérus⁵ et aux séquelles de fractures⁶, aux reprises de prothèses⁷ et de plus en plus dans l'omarthrose centrée primitive à coiffe intacte^{8, 9}. Ceci conduit donc à implanter aujourd'hui des prothèses inversées dans nombre de situations différentes, notamment sur le plan de l'état et du nombre de muscles restant actifs autour de l'épaule. En effet, historiquement, la première prothèse inversée décrite par Grammont s'est appelée Delta pour signifier que le deltoïde devenait le moteur principal et quasiment exclusif de l'articulation gléno-humérale. Cependant, au fur et à mesure que les indications se sont élargies, la compréhension du comportement biomécanique de la prothèse inversée a progressé, conduisant à des évolutions du dessin prothétique¹⁰. Ces évolutions ont eu deux buts principaux : améliorer la survie des implants à long terme d'une part et faire varier la médialisation/latéralisation ou bien la distalisation de la glène et de l'humérus pour optimiser les résultats fonctionnels.

De nombreuses études ces dernières années ont permis d'évaluer avec précision le stock osseux glénoïdien, l'anatomie de la glène en termes de version et d'inclinaison supérieure et le positionnement optimal des implants glénoïdiens¹¹ et les études récentes montrent une survie de 93% des implants à 10 ans. Récemment, des outils de planification en trois dimensions (3D) ont été développés pour permettre d'évaluer précisément les paramètres anatomiques osseux de

l'épaule à opérer et pour réaliser une implantation virtuelle préopératoire des différents types de prothèse pour définir au mieux le positionnement des implants (Figure 1).

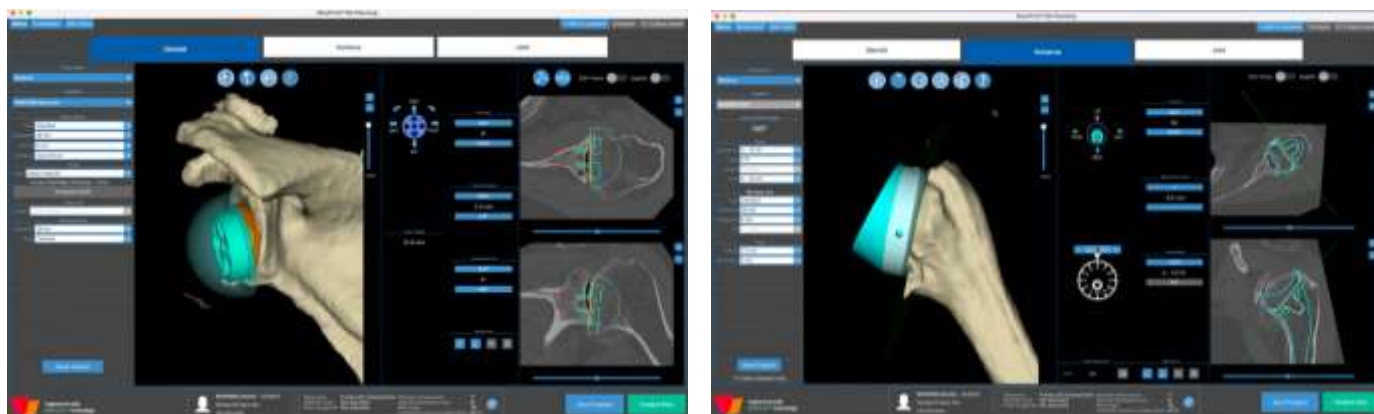


Figure 1 : Exemple de logiciel de planification 3D avec implantation virtuelle de la prothèse inversée (Blueprint, Tornier, Plouzané)

Ces modèles permettent de construire un modèle géométrique patient-spécifique de l'épaule et permettent de déterminer les mobilités passives sans conflit osseux de l'humérus par rapport à la scapula. Il s'agit donc d'un premier modèle cinématique patient-spécifique de l'épaule après prothèse inversée (Figure 2).

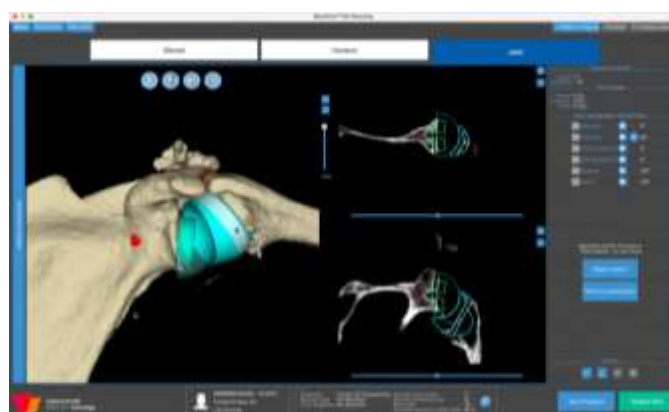
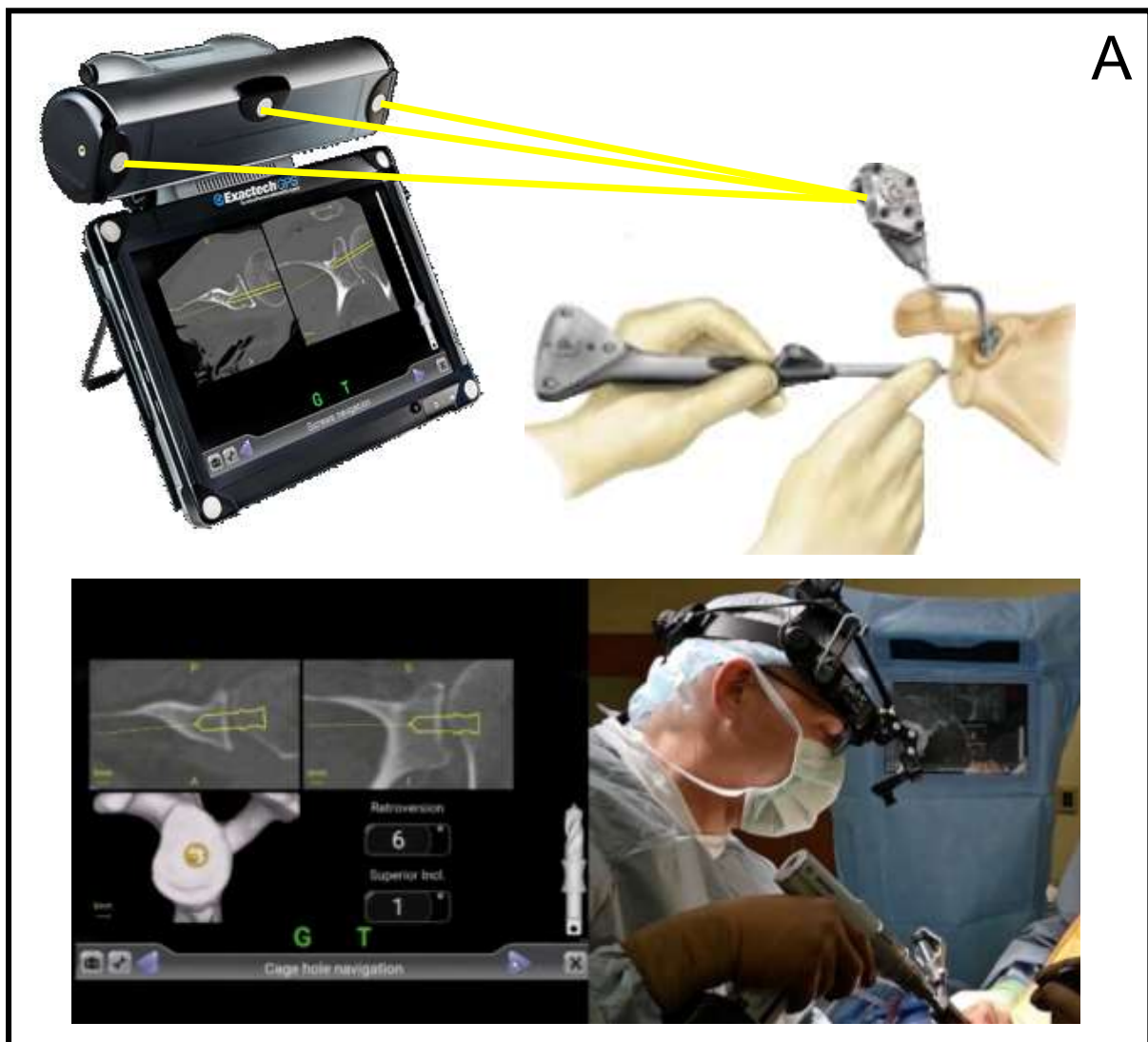


Figure 2 : Modèle patient spécifique géométrique permettant la simulation des amplitudes articulaires passives gléno-humérales sans conflit (Blueprint, Tornier, Plouzané)

Cependant, ce modèle reste très simpliste et n'inclue pas deux éléments fondamentaux de la biomécanique de l'épaule : les mobilités de l'articulation scapulo-thoracique d'une part et l'action des muscles scapulo-huméraux d'autre part. En effet, comme nous venons de le voir, les prothèses inversées peuvent être aussi bien implantées dans des situations où il ne reste plus

du tout de coiffe des rotateurs que dans des situations où celle-ci est parfaitement intacte. Il se pose donc la question d'évaluer précisément l'état musculaire du deltoïde ainsi que de la coiffe résiduelle afin de le prendre en compte dans la décision du positionnement des implants.

Différentes technologies ont été développées au cours des 10 dernières années afin d'aider le chirurgien lors du geste opératoire à reproduire de façon précise et reproductible une planification préopératoire du positionnement des implants (Figure 3).



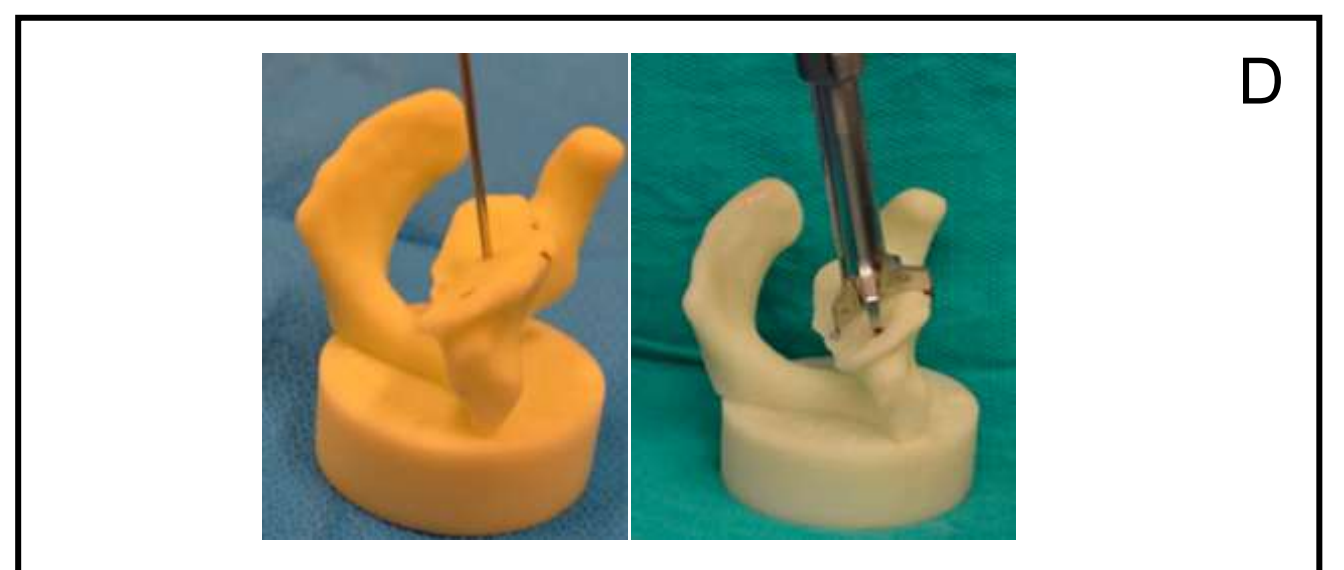


Figure 3 : Exemple de systèmes permettant de reproduire de façon fiable et reproductible la planification préopératoire pendant le geste chirurgical.

A : Navigation à l'aide de trackers optiques et d'une caméra infrarouge (système GPS, Exactech, Gainesville, FLA, USA)

B : Navigation en réalité augmentée à l'aide de QR codes et d'une caméra standard (système in.nav, Perceive 3D, Coimbra, Portugal)

C : Guides et viseurs patient-spécifiques (système PSI, Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, USA)

D : Exemple de guide réutilisable A gauche, modèle de scapula imprimé en 3D avec broche-guide insérée dans la position planifiée préalablement. A droite, mise en place du guide réutilisable (Global steptech APG Glenoid Component; DePuy Synthes, Warsaw, IN)

Ces technologies ont pour but de remplacer ou d'accompagner l'instrumentation traditionnelle à « main levée » en particulier dans le positionnement du composant glénoïdien dont l'implantation est rendue techniquement difficile par la perte de repères anatomiques glénoïdiens fiables secondaire à l'usure cartilagineuse et aux déformations osseuses engendrées par l'arthrose. Il est donc possible aujourd'hui d'utiliser la navigation, la réalité augmentée ou bien des guides sur mesure patient-spécifiques pour reproduire fidèlement une planification préopératoire pendant une chirurgie (Figure 3). L'ensemble de la communauté scientifique s'accorde sur le positionnement optimal de l'implant glénoïdien pour avoir le meilleur ancrage dans l'os et la meilleure survie à long terme de celui-ci. Cependant, nous ne savons toujours pas avec certitude dans quelle mesure la latéralisation de la glène ou de l'humérus peut être bénéfique et s'il faut positionner les implants toujours de la même manière quelle que soit la morphologie du patient et quelle que soit l'état de ses muscles résiduels. Afin de progresser dans la compréhension du positionnement des implants et dans l'optimisation des résultats fonctionnels, il nous paraît important de parvenir à élaborer un modèle biomécanique virtuel patient-spécifique permettant de réaliser l'implantation virtuelle de différentes configurations d'implants afin d'évaluer leur effet sur les mobilités actives attendues après prothèse inversée d'épaule. Il s'agit bien entendu d'un objectif complexe qui nécessite la mise en place de différents outils.

1.1. Problématique

Le but de ce travail de thèse était donc de développer les premiers jalons permettant l'élaboration de ce modèle à partir du modèle géométrique 3D des structures osseuses, déjà existant, mentionné précédemment. Pour approcher ce modèle biomécanique, les principales contributions ont été les suivantes :

- constituer une base de données (bibliothèque scientifique) de scanners d'épaules saines et pathologiques pour analyser les muscles de la coiffe des rotateurs et le deltoïde
- étudier plusieurs méthodes de segmentation des muscles pour parvenir à obtenir une segmentation automatisée des muscles
- développer une évaluation 3D objective de l'infiltration graisseuse et de l'atrophie pour remplacer les méthodes 2D qualitatives traditionnelles
- analyser l'influence de la cinétique scapulo-thoracique dans les résultats des prothèses inversées et évaluer plusieurs méthodes de mesure des mobilités scapulo-thoraciques

Ces travaux seront décrits dans les différentes parties qui constituent ce document.

2. État de l'art

Dans ce chapitre, nous rappellerons des notions d'anatomie, de biomécanique et de pathologies de l'épaule nécessaires à la compréhension de ce travail de thèse. Nous décrirons ensuite le fonctionnement si unique de la prothèse inversée qui, comme l'expliquait le Professeur Christian Gerber dans la préface des Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT¹², « a prouvé qu'il y a des situations où l'homme peut faire mieux que la nature ». Nous aborderons ensuite l'intérêt en chirurgie de l'épaule d'évaluer de façon objective et reproductible à la fois la qualité des muscles autour de l'épaule ainsi que les mobilités de l'articulation scapulo-thoracique et nous décrirons l'état des connaissances actuelles dans ces deux domaines.

2.1. Anatomie de l'épaule

2.1.1. Anatomie Osseuse

L'épaule est constituée de trois os qui s'articulent entre eux : l'humérus, la scapula et la clavicule.

2.1.1.1. *Humérus*

L'humérus est l'os du bras. C'est un os long qui s'articule avec la scapula, en haut, le radius et l'ulna, en bas. Il présente une diaphyse et deux épiphyses, proximale et distale. L'épiphyse proximale est volumineuse, elle comprend le col chirurgical, la tête de l'humérus, le col anatomique, les tubercules majeur et mineur, et le sillon intertuberculaire. La tête de l'humérus correspond au tiers d'une sphère de 46,2 mm (37,1 mm – 56,9 mm) de diamètre¹³. Son centre est décalé médialement et en arrière par rapport à l'axe de la diaphyse. Son axe d'orientation forme :

- avec l'axe de la diaphyse, un angle de 130° en moyenne (angle cervico-diaphysaire (NSA))

- avec le grand axe de l'épiphyse distale, un angle ouvert médialement et en arrière de 20° (angle de rétroversion ou rétrotorsion, Figure 4).

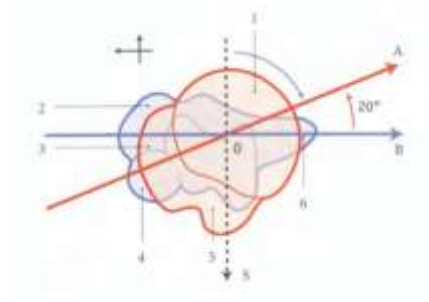


Figure 4 : Superposition de l'axe biépicondyliens (ligne bleue) et de l'axe du col de l'humérus (ligne rouge) montrant la rétroversion de 20° de l'épiphyse proximale (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Le tubercule majeur est une volumineuse saillie latérale qui donne insertion :

- sur sa face supérieure, au muscle supraspinatus
- sur sa face postérieure, aux muscles infraspinatus et teres minor

Le tubercule mineur est une petite saillie antérieure qui donne insertion :

- au muscle subscapularis

2.1.1.2. Scapula

La scapula (ou omoplate) est un os plat et dorsal de la ceinture scapulaire. Elle est formée d'un corps triangulaire prolongé latéralement par le col de la scapula et la glène et duquel se détachent l'épine de la scapula prolongée par l'acromion et le processus coracoïde.

Le corps est constitué de deux faces :

- une face antérieure costale excavée qui constitue la fosse subscapulaire. Elle donne insertion aux muscles subscapularis et serratus anterior.
- Une face postérieure ou dorsale divisée en deux fosses, supra-épineuse et infra-épineuse, par l'épine de la scapula. A son bord médial, s'insèrent le levator scapulae et les rhomboïdes major et minor.

L'épine de la scapula (sur laquelle s'insère le trapèze) se détache du bord médial par une surface triangulaire, le trigone spinal et se prolonge latéralement par un volumineux processus projeté en avant, au-dessus de la cavité glénoïdale : l'acromion sur lequel s'insèrent le deltoïde et le trapèze

La fosse supra-épineuse donne insertion au muscle supraspinatus et la fosse infra-épineuse donne insertion aux muscles infraspinatus, teres minor et teres major.

La glène correspond à la surface cavitaire cartilagineuse latérale de la scapula rentrant en articulation avec la tête de l'humérus pour former l'articulation gléno-humérale. La glène est dite piriforme dans la majorité des cas, c'est-à-dire en forme de poire. La glène est également décrite par des critères de mensurations, de rayons de courbure, de version et d'inclinaison

La version glénoïdienne est définie par l'orientation de la glène dans le plan horizontal. Il est communément admis que la glène normale, par rapport au plan de la scapula, est rétroversée selon un angle de -2° à -8° . L'inclinaison glénoïdienne est définie par l'orientation de la glène dans le plan frontal. Il est communément admis que l'inclinaison physiologique est variable selon les individus ($7^{\circ} \pm 5^{\circ}$).

Le processus coracoïde, en forme de doigt demi-fléchi, est orienté en avant et latéralement. Sur son apex s'insèrent les muscles coraco-brachial et le court chef du biceps brachial.

2.1.1.3. Clavicule

La clavicule est un os long et ventral de la ceinture scapulaire. Elle est tendue transversalement en arc-boutant entre le sternum et la scapula. Sur son tiers latéral s'insèrent le deltoïde en avant et le trapèze en arrière. Sur ses deux-tiers médiaux s'insèrent le pectoralis major et le sterno-cléido-mastoïdien près de l'extrémité sternale.

2.1.2. Anatomie Articulaire

L'épaule est une articulation complexe puisqu'elle comprend trois articulations (gléno-humérale, acromio-claviculaire et sterno-claviculaires) et deux espaces de glissement ou syssarcoses (articulation sous-acromio-deltoïdienne et articulation scapulo-thoracique). Parmi celles-ci, l'articulation gléno-humérale contribue à 70% de la mobilité de l'épaule et l'articulation scapulo-thoracique contribue aux 30% restants^{14, 15}.

2.1.2.1. Articulation gléno-humérale

L'articulation gléno-humérale est une articulation synoviale sphéroïde qui a la particularité d'être une articulation non contrainte ce qui lui permet d'être l'articulation la plus mobile du corps humain mais ce qui, en contrepartie, l'expose à des problématiques uniques. En effet, elle possède un centre de rotation mobile qui ne devient fixe que sous l'action coordonnée des muscles de la coiffe des rotateurs et sa stabilité dépend donc du bon fonctionnement des muscles qui l'entourent.

Il s'agit d'une articulation à 3 degrés de liberté capable de 6 mouvements élémentaires dont les amplitudes se mesurent en degré :

- Abduction / Adduction (Figure 5)



Figure 5 : mouvement d'abduction avec abduction gléno-humérale et rotation latérale de la scapula (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

- Flexion / Extension (Figure 6)



Figure 6 : mouvement de flexion et d'extension d'épaule (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

- Rotation externe / Rotation interne (Figure 7)

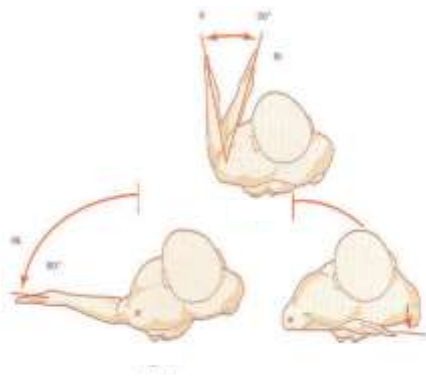


Figure 7 : mouvement de rotation interne et externe de l'épaule (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Il est intéressant de noter que ces mouvements élémentaires gléno-huméraux se retrouvent rapidement limités par un conflit mécanique entre l'humérus et la scapula et qu'un glissement de la scapula sur le gril costal est nécessaire pour que les amplitudes des différents mouvements soient complètes (Figure 8)



Figure 8 : Mouvement d'abduction de l'épaule. (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Ligne A : abduction gléno-humérale

Ligne B : rotation latérale de scapula

Ligne C : inclinaison rachidienne

2.1.2.2. Articulation scapulo-thoracique

La scapula participe aux mouvements de l'épaule par l'intermédiaire de deux espaces de glissement :

- la syssarcose serrato-scapulaire comprise entre le subscapularis et le serratus anterior
- la syssarcose serrato-thoracique entre le serratus anterior et la paroi thoracique.

La scapula a trois degrés de liberté et six mouvements élémentaires dont le plus important est le mouvement de rotation externe / interne :

- Abduction / Adduction (Figure 9)

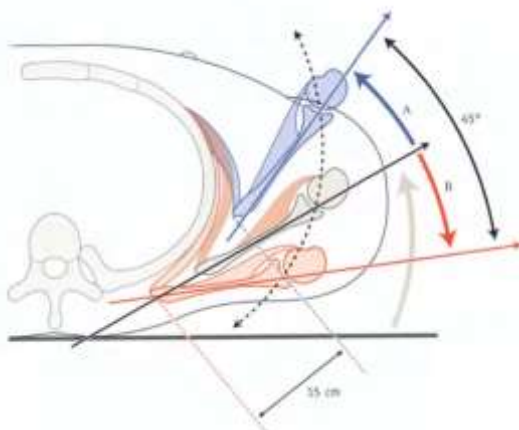


Figure 9 : abduction et adduction de la scapula (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

- Élévation / Abaissement
- Rotation externe / Rotation interne ou sonnette externe/interne (Figure 10)

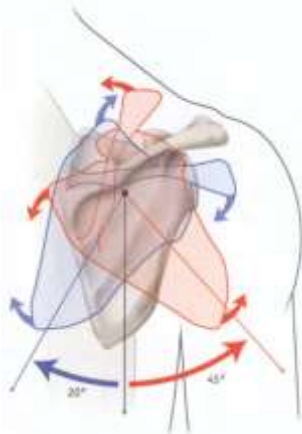


Figure 10 : rotation médiale et latérale de la scapula (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

2.1.3. Anatomie Musculaire

Il existe 14 muscles qui bougent et stabilisent l'épaule. Parmi ceux-ci, huit bougent et stabilisent l'articulation gléno-humérale et six bougent et stabilisent l'articulation scapulo-thoracique.

2.1.3.1. Muscles gléno-huméraux

Les huit muscles gléno-huméraux sont le deltoïde, le supraspinatus, le subscapularis, l'infraspinatus, le teres minor, le pectoralis major, le latissimus dorsi, le teres major.

Le deltoïde est un muscle épais constitué de trois faisceaux (antérieur, moyen et postérieur). Il s'insère sur le tiers latéral de la clavicule, sur l'acromion et sur l'épine de la scapula en proximal et se termine sur la tubérosité deltoïdienne de l'humérus. C'est un puissant abducteur de l'épaule.

Le subscapularis, le supraspinatus, l'infraspinatus et le teres minor entourent l'articulation gléno-humérale en avant, en haut et en arrière et forme la coiffe des rotateurs (Figure 11)

Les tendons du supraspinatus, de l'infraspinatus et du teres minor s'attachent au tubercule majeur sous la forme d'une nappe tissulaire continue, tandis que le subscapularis est séparé du supraspinatus par une structure ligamentaire dite de l'intervalle des rotateurs, où se trouvent le tendon du biceps, le ligament gléno-huméral supérieur (en profondeur) et le ligament coraco-huméral (en superficie).

Le supraspinatus prend origine sur les deux tiers médiaux de la fosse supra-épineuse et se termine sur la facette supérieure du tubercule majeur de l'humérus.

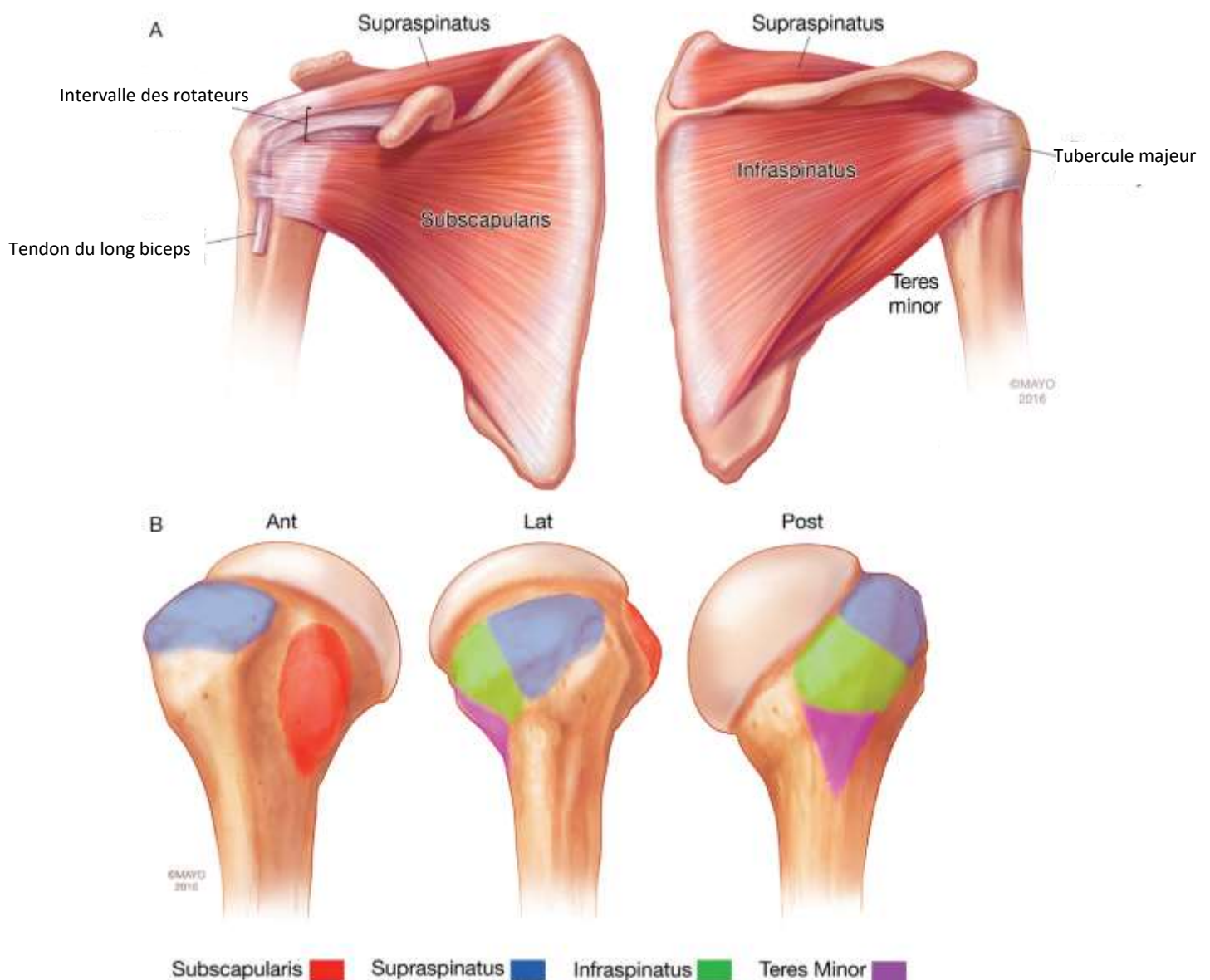


Figure 11 : Anatomie de la coiffe des rotateurs et insertion humérale des tendons de la coiffe des rotateurs (courtoisie Mayo Clinic Principles of Shoulder Surgery, Sanchez-Sotelo)

L'infraspinatus prend origine sur les trois quarts médiaux de la fosse infra-épineuse et se termine sur la facette moyenne de la face postérieure du tubercule majeur de l'humérus. C'est un des deux rotateurs externes de l'épaule avec le teres minor.

Le teres minor prend origine à la partie inférieure de la fosse infra-épineuse et se termine sur la facette inférieure du tubercule majeur de l'humérus.

Le subscapularis est le plus gros muscle de la coiffe des rotateurs et le principal rotateur interne de l'épaule. D'après les descriptions anatomiques classiques, il prend exclusivement origine dans la fosse subscapulaire (Figure 12).

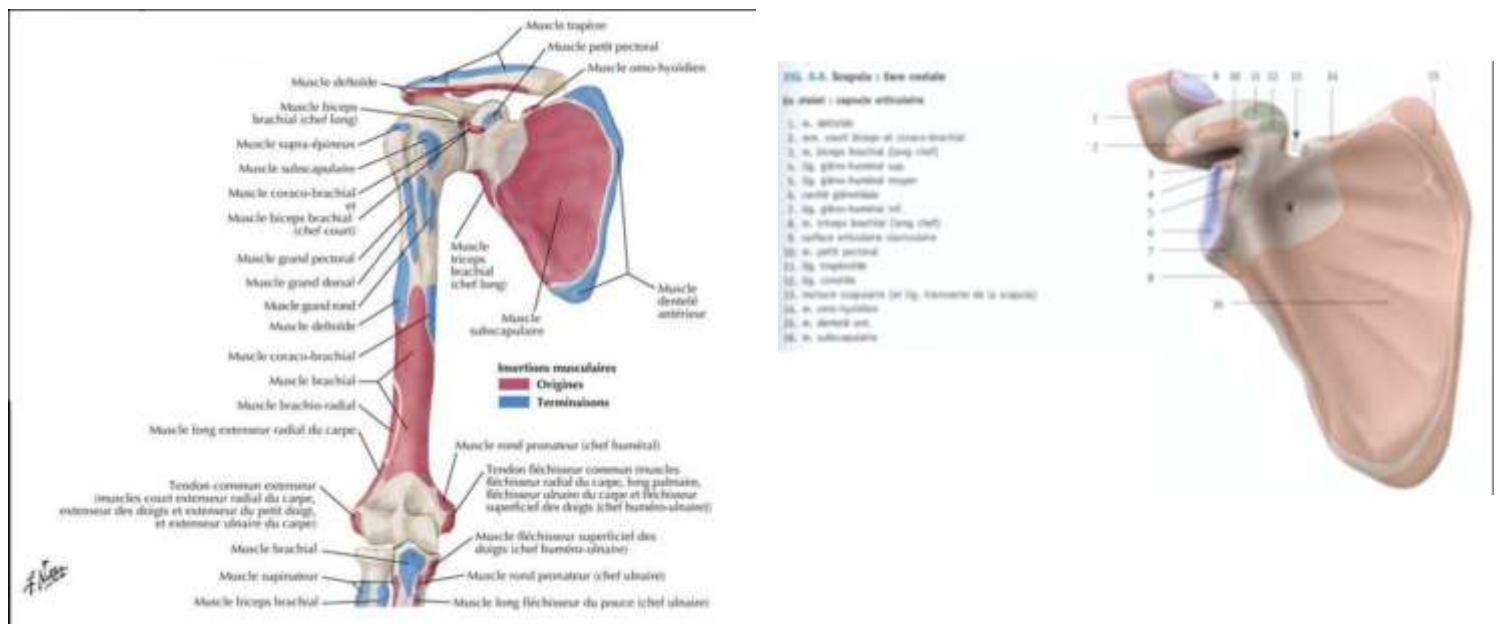


Figure 12 : représentations classiques de l'origine du subscapularis dans la fosse sous-scapulaire. Il est intéressant de noter que d'après ces schémas, le subscapularis ne prend pas origine au niveau du pilier de la scapula (courtoisie Netter en haut, Kamina en bas)

Son insertion humérale se fait sur une zone recouvrant l'ensemble du tubercule mineur et s'étendant légèrement en distalité de celui-ci sur la face antérieure de la portion métaphysaire

de l'humérus ^{16, 17} avec une portion tendineuse sur ses deux tiers supérieurs et une portion musculaire sur son tiers inférieur (Figure 13).

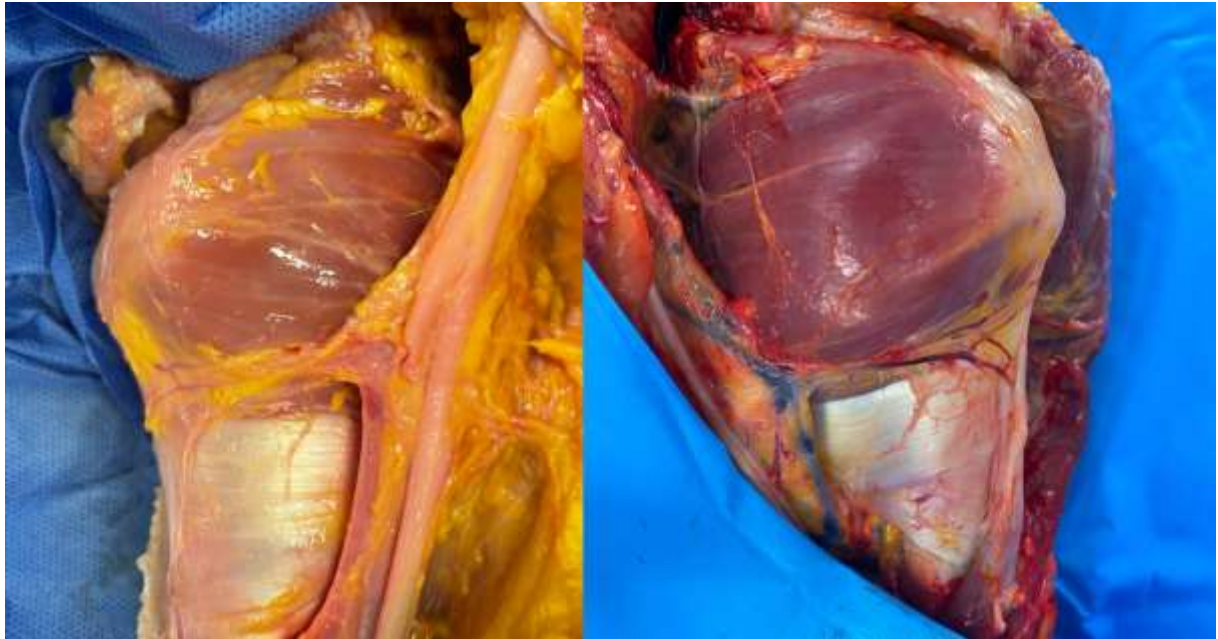


Figure 13 : Dissection du subscapularis (épaule gauche de deux spécimens différents). Les vaisseaux circonflexes antérieurs entourés de leur environnement graisseux peuvent être visualisés à la partie inférieure du subscapularis. Sur la photographie de gauche, le nerf musculo-cutané a été coupé et le nerf médian est visible. Sur la photographie de droite, le plexus brachial a été excisé.

Parmi ces huit muscles, Burkhart¹⁸ a décrit l'existence de deux couples de force nécessaires au bon fonctionnement de l'épaule :

- un couple de force vertical entre d'une part le deltoïde qui exerce une traction vers le haut sur l'humérus et d'autre part l'ensemble de la coiffe des rotateurs qui maintient la tête de l'humérus en face de la glène et qui permet donc à l'articulation gléno-humérale d'avoir un centre de rotation fixe, indispensable à la réalisation d'un mouvement d'abduction ou de flexion de l'épaule (Figure 14, 15)

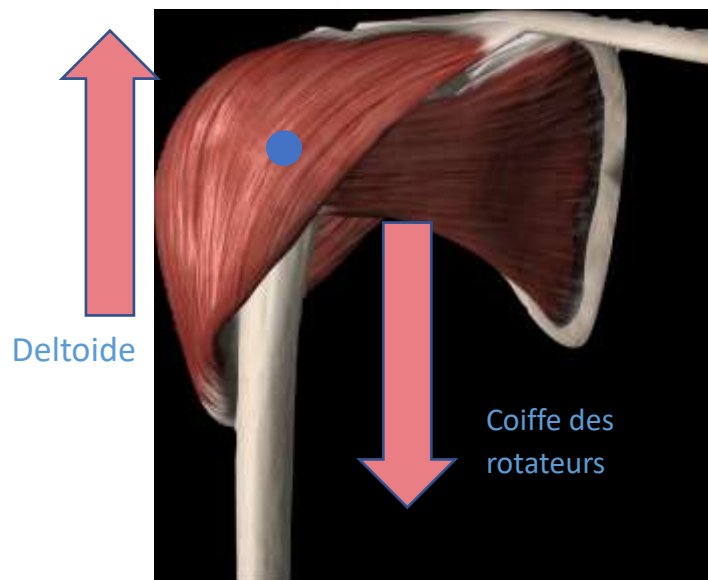


Figure 14 : Couple de force vertical opposant la force ascendante du deltoïde à la force descendante de la coiffe des rotateurs.

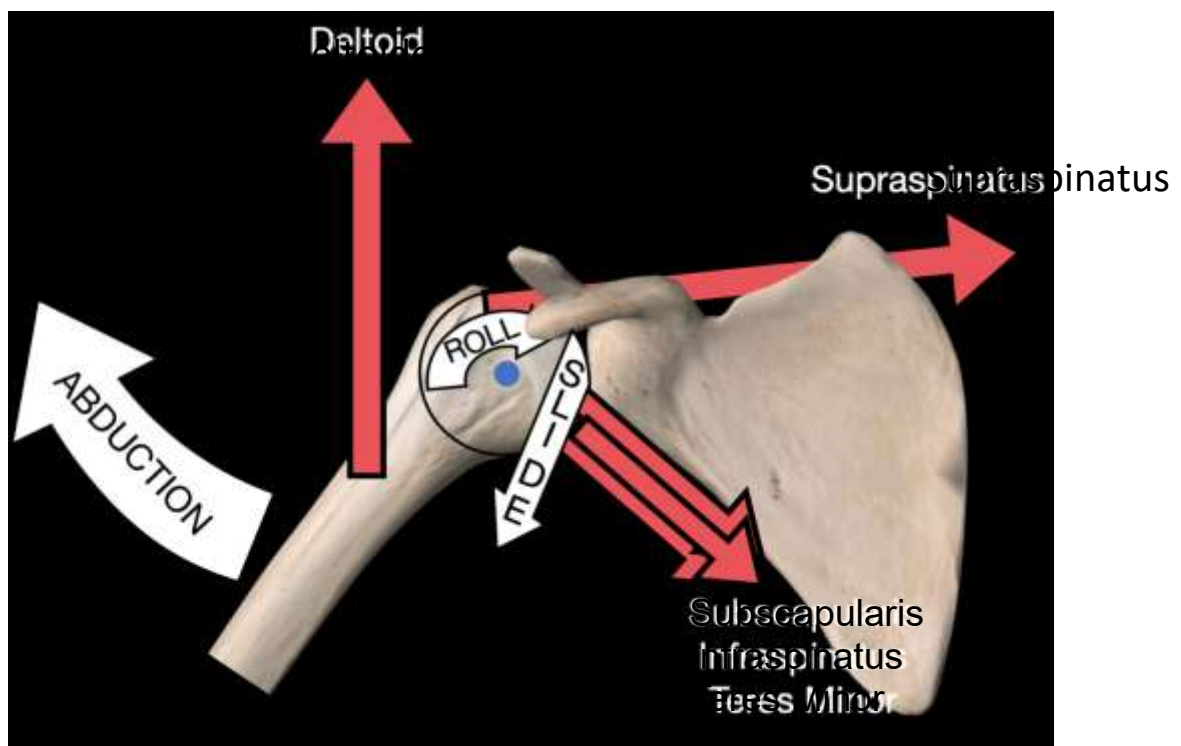


Figure 15 : Couple de force vertical opposant la force ascendante du deltoïde à l'ensemble de la coiffe des rotateurs qui permet de maintenir la tête humérale face à la glène de la

scapula ce qui est nécessaire pour avoir un centre de rotation fixe indispensable à la réalisation d'un mouvement d'élévation ou d'abduction.

Toute disruption de ce couple de force conduit à une perte de l'élévation et de l'abduction active et une subluxation supérieure dynamique de la tête humérale sous l'action non contrée du deltoïde entraînant ce que l'on appelle communément une épaule pseudo-paralytique (Figure 16).

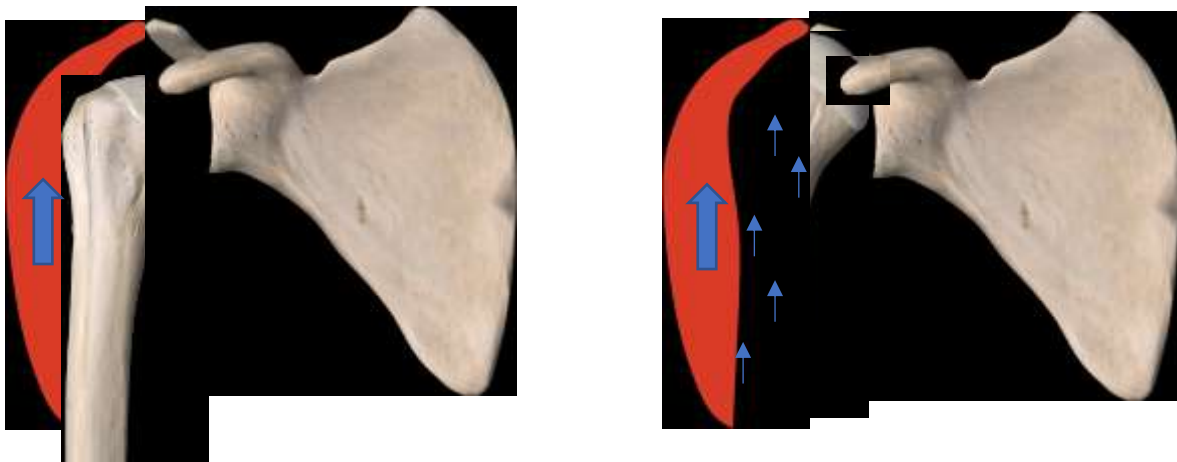


Figure 16 : Rupture du couple de force vertical. En l'absence d'une coiffe fonctionnelle, rien ne s'oppose à la force ascendante du deltoïde qui tire l'ensemble de l'humérus vers le haut et ne permet pas d'avoir un centre de rotation fixe nécessaire à un mouvement d'abduction ou d'élévation.

- un couple de force horizontal entre d'une part la coiffe antérieure (subscapularis) en avant et la coiffe postérieure (infraspinatus, teres minor) en arrière. Toute disruption de ce couple de force horizontal conduit à une perte de la rotation externe active ou de la rotation interne active. (Figure 17)

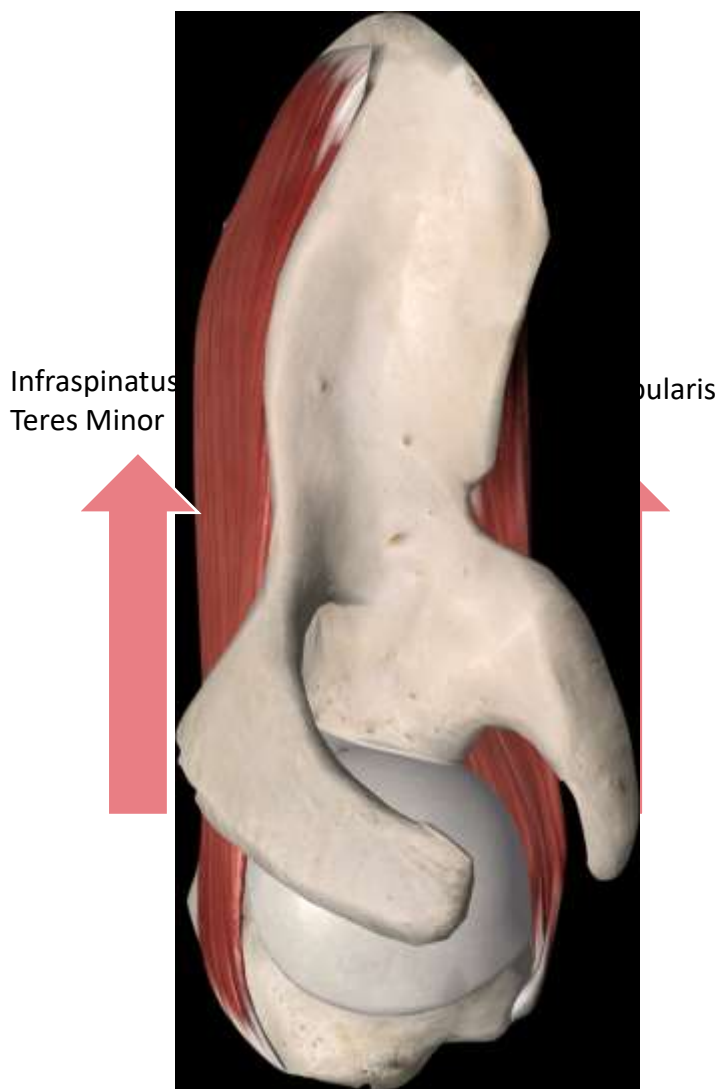


Figure 17 : Couple de force horizontal entre la coiffe antérieure (subscapularis et la coiffe postérieure (infraspinatus et teres minor).

2.1.3.2. Muscles scapulo-thoraciques

Les six muscles scapulo-thoraciques sont le trapèze, le serratus anterior, le levator scapulae, les rhomboïdes major et minor et le levator scapulae. Parmi ces muscles, le couple que forme le trapèze et le serratus anterior permet la stabilisation de la scapula sur le thorax et le mouvement de rotation externe qui permet une abduction plus complète en maintenant la distance acromio-humérale et la longueur de repos du deltoïde. (Figure 18)

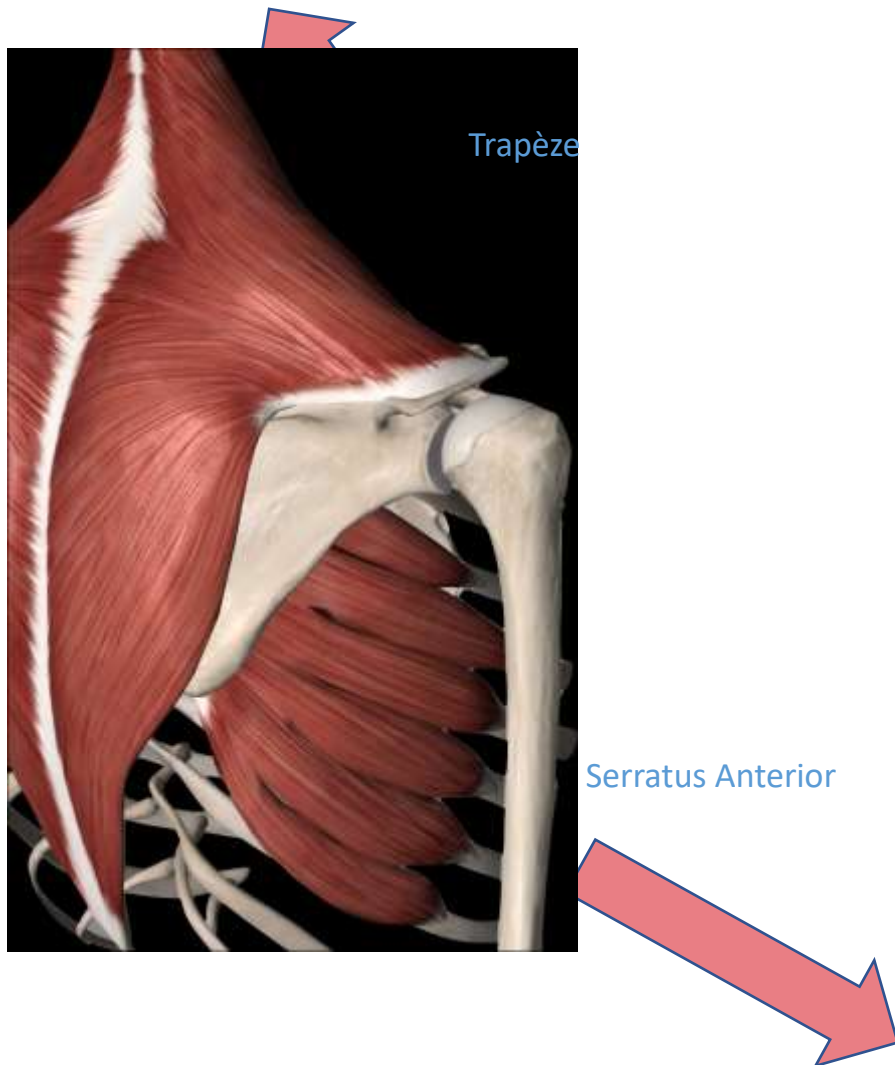


Figure 18 : Muscles scapulo-thoraciques principaux. Le trapèze permet la rotation latérale de la scapula indispensable au mouvement d'abduction et le serratus anterior stabilise la scapula sur le gril costal.

2.2. Pathologies adressées dans la thèse

2.2.1. Rupture de tendon de la coiffe des rotateurs.

La pathologie de la coiffe des rotateurs est l'affection la plus fréquemment responsable des douleurs de l'épaule dans le monde^{19, 20}. Les tendons de la coiffe des rotateurs sont particulièrement sujets aux tendinopathies et aux ruptures dégénératives avec le vieillissement. Cependant, les lésions de la coiffe des rotateurs peuvent également être secondaires à une rupture traumatique au niveau de la jonction os-tendon ou, plus rarement, muscle-tendon.

La coiffe des rotateurs a pour fonction d'assurer le mouvement de l'articulation gléno-humérale, mais elle contribue également à la stabilité de l'articulation. Une rupture de la coiffe peut se manifester par une simple douleur, mais le plus souvent, elle entraîne une faiblesse en rotation interne, en abduction et/ou en rotation externe, selon les tendons impliqués.

La rupture des fibres se produit lorsque les charges qui lui sont appliquées dépassent la résistance de celles-ci. La raison la plus courante de la diminution progressive de la résistance des fibres est le vieillissement. Cependant, de nombreux autres facteurs peuvent également y contribuer : une probable prédisposition génétique, les pathologies articulaires inflammatoires, l'exposition chronique aux corticoïdes et l'insuffisance microvasculaire secondaire au diabète ou au tabac par exemple. Enfin, une surcharge répétitive peut également entraîner une rupture des fibres.

Un événement traumatique soudain peut entraîner une rupture des tendons de la coiffe. Cependant, le plus souvent, les déchirures de la coiffe des rotateurs se produisent lentement au fil du temps, possiblement favorisée par des contraintes biomécaniques excessives sur le supraspinatus, liées à une traction supérieure excessive du deltoïde du fait de changements de son vecteur d'action²¹ par un débord latéral de l'acromion^{22, 23} et/ou une inclinaison glénoïdienne supérieure^{23, 24}. Dans ces circonstances, les premières fibres rompues sont généralement les fibres profondes du supra-épineux, à environ 1 centimètre en arrière du bord antérieur du tendon²⁵⁻²⁷. La rupture des fibres peut affecter une partie de l'épaisseur du tendon (rupture partielle) ou toute l'épaisseur du tendon (rupture transfixiante).

Une fois que certaines fibres sont rompues, les conditions de la progression sont réunies, même si la rapidité de celle-ci est variable et obéit à des critères non élucidés complètement. Lorsque la taille de la déchirure augmente, la tête humérale a tendance à migrer en direction proximale,

en partie à cause de l'absence de tendon amortisseur en haut et en partie à cause de la perte de la fonction stabilisatrice de la coiffe.

Il existe un certain nombre de critères qui permettent de déterminer en préopératoire si une rupture d'un tendon de la coiffe est réparable ou non. Ces critères dépendent de :

- l'âge du patient et ses comorbidités ;
- le degré de rétraction du tendon ;
- la longueur du moignon tendineux ;
- la qualité du muscle et sa quantité d'infiltration graisseuse ;
- la hauteur sous-acromiale sur des radiographies standard en position debout.

Lorsque la rupture est réparable, la réparation chirurgicale de celle-ci est souvent proposée chez le sujet de moins de 65-70 ans. Lorsque la rupture est jugée irréparable, son traitement dépend de plusieurs facteurs. Les ruptures massives irréparables de la coiffe des rotateurs (*irreparable rotator cuff tear – IRCT*) peuvent entraîner différents tableaux cliniques qui dépendent du nombre de tendons concernés, des muscles touchés et de la présence ou non d'un antécédent de chirurgie de réparation de la coiffe^{28, 29}. Ainsi, en fonction de ces différents paramètres, peut-on retrouver des épaules parfaitement fonctionnelles et indolores avec simplement un manque de force, des épaules fonctionnelles et douloureuses ou bien des épaules non fonctionnelles dans le plan horizontal, vertical ou dans tous les plans de l'espace^{29, 30}. La prise en charge de ces lésions dépend de ces différentes présentations cliniques, de la trophicité tendino-musculaire et de l'âge du patient. Les transferts tendineux, qui consistent à transférer un muscle voisin fonctionnel pour remplacer le muscle irréparable, ont fait la preuve de leur efficacité dans les déséquilibres horizontaux³¹⁻³³ et la prothèse inversée reste le traitement de choix devant un déséquilibre vertical (épaule pseudoparalytique)⁴. Cependant, le traitement des épaules mobiles, fonctionnelles douloureuses (rupture irréparable du supraspinatus plus ou moins de

l'infraspinatus²⁸) reste très controversé, en particulier lorsque le tendon du long biceps n'est plus présent³⁴ ou chez le sujet trop jeune pour être candidat à la prothèse inversée.

2.2.2. Omarthrose excentrée ou cuff tear arthropathy (CTA)

Lorsque la taille de la rupture augmente, la tête humérale a tendance à migrer en direction proximale, sous l'action non compensée du deltoïde. Initialement cette migration est uniquement dynamique, lors de la contraction du deltoïde, puis, au fur et à mesure que la rupture progresse, cette migration proximale de la tête humérale par rapport à la glène devient statique et permanente. L'importance de la migration peut être évaluée en mesurant la distance acromio-humérale ; une distance inférieure à 6 à 8 mm semble être associée à la présence d'une rupture complète de la coiffe³⁵.

Les ruptures massives irréparables de la coiffe qui perdurent peuvent entraîner des lésions progressives du cartilage articulaire et, à terme, une perte osseuse plus ou moins importante. Celle-ci est due à une charge ponctuelle excentrique du cartilage articulaire sur la glène supérieure et la tête humérale. De plus, l'insuffisance de la coiffe entraîne également un espace articulaire non confiné ; une fuite de liquide synovial peut altérer la nutrition du cartilage articulaire, contribuant ainsi à la dégénérescence de l'articulation.

Le terme d'omarthrose excentrée ou d'arthropathie par rupture de coiffe selon les anglo-saxons (*cuff tear arthropathy*) a été inventé pour décrire cette situation. Il est intéressant de noter que, comme dans d'autres domaines de l'orthopédie, il n'y a pas de corrélation parfaite entre les changements radiographiques et les symptômes ; certaines personnes atteintes d'omarthrose excentrée à un stade avancé ne se plaignent que de peu de douleur et ont une bonne élévation (Figure 19), alors que beaucoup d'entre elles présentent une douleur intense et/ou divers degrés de perte de mouvement, y compris une pseudoparalysie.



Figure 19 : Omarthrose excentrée Hamada IVb bien tolérée avec des mobilités parfaitement satisfaisantes.

Pendant des années, le traitement de choix de l’omarthrose excentrée était la prothèse humérale simple jusqu’à l’introduction de la prothèse inversée à la fin des années 80. Elle est à présent considérée par la plupart comme le traitement de choix de l’omarthrose excentrée³⁶. Elle est également couramment envisagée pour les patients plus âgés présentant des ruptures irréparables de la coiffe impliquant la coiffe antérieure et postérosupérieure, même en l’absence d’arthrose gléno-humérale, surtout en présence d’une pseudoparalysie.

2.2.3. Omarthrose centrée ou primary osteoarthritis (OA)

L’omarthrose centrée ou omarthrose primitive, comme l’arthrose d’autres articulations telles que la hanche et le genou, est probablement due, chez la plupart des patients, à la combinaison d’une prédisposition génétique et anatomique et d’une utilisation intensive de l’articulation. Elle est caractérisée par une dégénérescence progressive du cartilage huméral et glénoïdien qui entraîne une douleur et une raideur de l’épaule. Il est intéressant de noter que la coiffe des rotateurs est intacte chez la plupart des patients atteints d’omarthrose centrée, bien que certains patients développent des déchirures progressives de la coiffe avant ou après une arthroplastie³⁷. Chez certains patients, la tête humérale reste relativement centrée sur la glène et entraîne une usure glénoïdienne centrale symétrique. Dans ces circonstances, les contractures des tissus mous sont symétriques. En revanche, chez d’autres patients, il existe une subluxation

postérieure de la tête entraînant une perte osseuse sélective sur la partie postérieure de la glène. Ces deux types de patients peuvent être identifiés sur un examen en coupe (préférentiellement un scanner) selon la classification de Walch^{38, 39}. Dans ce système de classification, les épaules sont classées en A s'il n'y a pas de subluxation postérieure, en B s'il y a une subluxation postérieure, en C s'il y a une dysplasie glénoïdienne primitive et en D s'il existe une subluxation antérieure. Les types d'épaule A et B sont divisés en 2 sous-types : le sous-type 1 s'il n'y a pas de perte osseuse, et le sous-type 2 s'il y a une perte osseuse. La subluxation postérieure est associée à un étirement progressif de la capsule postérieure et de la coiffe des rotateurs ; ce déséquilibre des tissus mous doit être corrigé au moment de l'arthroplastie anatomique. La cause de cette subluxation postérieure reste cependant largement inconnue et est vraisemblablement multifactorielle⁴⁰. Plusieurs hypothèses ont été avancées. Certains avancent qu'elle est la conséquence de la forme de l'acromion et de la scapula⁴¹ alors que d'autres estiment qu'elle résulte d'un déséquilibre entre la coiffe antérieure et la coiffe postérieure⁴²⁻⁴⁵ et même entre la partie antérieure du deltoïde et sa partie postérieure⁴⁶.

Le traitement de choix de l'omarthrose centrée est la prothèse totale d'épaule anatomique qui consiste à remplacer la tête humérale par une tête prothétique métallique composée d'un alliage de chrome et de cobalt ou de titane et à resurfacer la glène en cimentant un implant glénoïdien en polyéthylène dans la glène du patient. La glène humaine est relativement petite ainsi, une perte osseuse modérée peut-elle compliquer considérablement l'arthroplastie de l'épaule. De plus la subluxation postérieure de la tête humérale a tendance à récidiver après l'implantation d'une prothèse d'épaule, même si elle a été corrigée en peropératoire par une correction de la version glénoïdienne et des gestes sur les parties molles postérieures. Ainsi, cette subluxation postérieure est-elle susceptible d'entraîner des contraintes anormales asymétriques sur l'implant glénoïdien, ce qui explique que l'on retrouve des résultats fonctionnels inférieurs, davantage de douleur, et un taux de complications inacceptable avec un risque de descellement

glénoïdien ou d'instabilité après une prothèse totale anatomique de l'épaule chez ces patients⁴⁷.
⁴⁸. Le dessin contraint de la prothèse inversée ainsi que sa fixation glénoïdienne solide par l'intermédiaire d'un implant métallique impacté et vissé dans la glène ont conduit à préférer cette option chez les patients avec une subluxation postérieure importante et une érosion glénoïdienne postérieure importante et ce malgré une coiffe parfaitement intacte⁴⁹.

2.3. Prothèse inversée d'épaule

Dès les années soixante-dix, de multiples auteurs ont décrit et implanté des prothèses inversées de l'épaule pour résoudre la problématique liée à une coiffe non fonctionnelle⁵⁰. Après la mise au point de plusieurs prototypes, c'est finalement Paul Grammont^{51, 52} qui a dessiné le premier modèle de prothèse inversée de l'épaule qui s'imposera par la suite, en 1985. En modifiant complètement la forme, l'anatomie et donc la biomécanique de l'épaule, cette prothèse a permis de transformer une épaule pseudo-paralytique en épaule fonctionnelle. Ce modèle initial, appelé Delta III⁵³, repose sur quatre principes fondamentaux (Fig. 20) :



Figure 20 : Prothèse inversée Delta III (DePuy, Warsaw, IN, USA)

- La transformation d'une articulation non contrainte en articulation semi-contrainte, ce qui a pour effet d'abolir tous les mouvements parasites de translation au profit de mouvements de rotation ;

- La médialisation du centre de rotation de l'épaule qui entraîne une augmentation du bras de levier du deltoïde, ce qui permet de produire le même mouvement avec un effort moindre du deltoïde ;
- L'abaissement de l'humérus entraînant une mise en tension des fibres du deltoïde permettant une augmentation de la pré-tension de ce muscle ;
- Le positionnement du centre de rotation à l'interface os-implant glénoïdien afin de diminuer les forces de cisaillement descendantes sur l'implant.

La mise en application de ces principes s'est faite par le choix du dessin prothétique de la Delta III qui comporte les caractéristiques suivantes (Figure 21) :

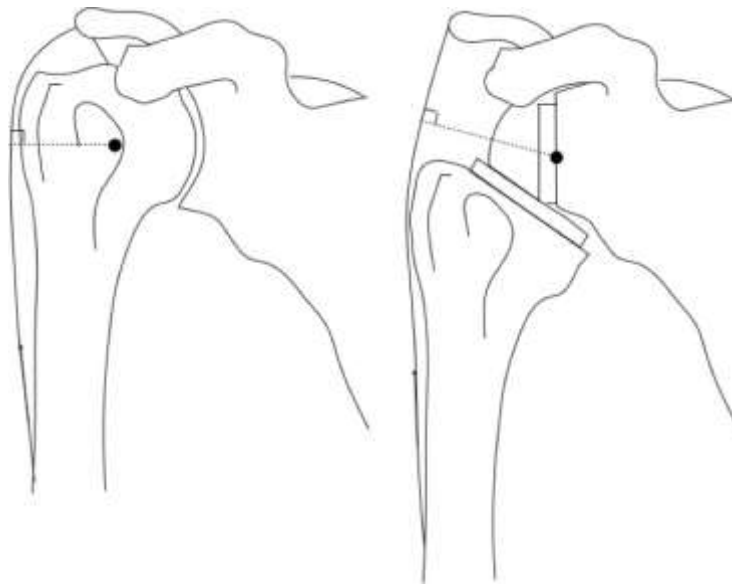


Figure 21 : Médialisation du centre de rotation, distalisation de l'humérus, élongation du deltoïde, modification du bras de levier du deltoïde après implantation d'une prothèse inversée (courtoisie Gerber et al.)

- Une tige humérale droite avec un angle cervico-diaphysaire à 155° ;
- Un insert huméral inlay, c'est-à-dire inclus dans la métaphyse humérale ;
- Un implant glénoïdien inlay, c'est-à-dire inclus dans la glénosphère ;
- Une glénosphère de la forme d'une moitié de sphère.

Si on considère une épaule de taille moyenne dont le diamètre de la tête humérale est de 46 mm¹³, ce dessin prothétique permet une médialisation du centre de rotation de 21 mm⁵⁴ et par conséquent une augmentation du bras de levier du deltoïde de 18%. Cette médialisation, associée aux trois autres caractéristiques précédemment décrites permettent de rétablir une élévation active parfaitement satisfaisante chez des patients ayant une omarthrose excentrée ou une rupture massive irréparable de la coiffe entraînant une épaule pseudo-paralytique⁵⁵⁻⁵⁷. Malgré cela, ce dessin comporte des inconvénients que des concepteurs de prothèse ont par la suite tenté d'améliorer.

2.3.1. Inconvénients du dessin prothétique de Grammont

Dans le dessin de la Delta III, la médialisation du centre de rotation est associée à une médialisation importante de l'humérus, susceptible d'avoir des conséquences néfastes :

- Un risque d'encoche scapulaire^{53, 57} secondaire à un conflit mécanique entre le bord médial de l'insert huméral et le pilier de la scapula. Cette encoche est associée à long terme à un risque accru de descellement glénoïdien^{58, 59} et à des résultats cliniques moins bons en termes de douleur, de mobilité et de score de Constant (score fonctionnel permettant d'évaluer la fonction globale de l'épaule).⁶⁰ ;
- Un risque de conflit mécanique entre l'humérus et la scapula pouvant limiter la rotation interne ;
- Une perte excessive de tension de la coiffe résiduelle pouvant entraîner une rotation externe active insuffisante voire une instabilité prothétique ;
- Une médialisation humérale importante ne permettant pas une augmentation suffisante du bras de levier du deltoïde ;
- Une perte du contour normal de l'épaule^{53, 61-64}.

De nombreuses modifications ont été proposées pour tenter de corriger les défauts du dessin initial. Ces modifications peuvent à la fois concerner l'implant glénoïdien, l'implant huméral ou les deux en association entraînant soit une latéralisation glénoïdienne, soit une latéralisation humérale soit une association des deux. Si la latéralisation globale a des effets communs, le fait qu'elle soit d'origine glénoïdienne ou humérale entraîne des effets spécifiques.

La latéralisation glénoïdienne éloigne le composant huméral du pilier de la scapula ce qui permet :

- de diminuer le risque d'encoche scapulaire ⁶⁵⁻⁶⁷
- d'augmenter les mobilités passives sans conflit mécanique ^{62, 68}

mais qui, en contrepartie

- éloigne le centre de rotation de l'interface os-implant ce qui augmente:
 - les contraintes et le risque de descellement glénoïdien ce qui explique pourquoi la latéralisation glénoïdienne observée sur le marché ne dépasse pas 8.3 mm¹⁰.
- rapproche le centre de rotation de la ligne d'action deltoïdienne ce qui diminue :
 - le bras de levier du deltoïde

Si la latéralisation glénoïdienne a été voulue et clairement théorisée par plusieurs auteurs, la latéralisation humérale est longtemps restée un concept plus flou. En effet, plusieurs modifications du dessin huméral ont été effectuées au cours du temps pour répondre à différents besoins et pour compenser certains défauts du dessin initial proposé par Paul Grammont mais pas forcément initialement dans le but de latéraliser l'implant huméral.

La latéralisation humérale éloigne le tubercule majeur et la ligne d'action du deltoïde du centre de rotation ce qui permet d'augmenter le bras de levier du deltoïde mais qui peut être excessive et tendre les parties molles restantes (dont la coiffe des rotateurs et le deltoïde) de façon excessive.

En effet, la latéralisation globale *a des avantages en* éloignant les tubérosités humérales de la scapula et donc en redonnant à l'humérus une position plus anatomique. Ceci permet :

- de redonner à la coiffe résiduelle sa tension physiologique⁶⁹ ;
- de redonner une course plus physiologique au deltoïde en rétablissant son enroulement autour du tubercule majeur⁷⁰ ;
- d'augmenter les forces compressives gléno-humérales ce qui améliore la stabilité^{61, 71-73} ;
- de rétablir le contour normal de l'épaule.

Cependant, elle peut être excessive et entraîner un encombrement trop important de l'articulation¹³ pouvant occasionner :

- des douleurs ;
- une raideur ;
- une augmentation du risque de fractures de fatigue de l'épine et de l'acromion ;
- un risque accru d'étirement nerveux ;
- une usure plus importante du polyéthylène^{71, 72} ;
- une plus grande difficulté à réparer le sous-scapulaire^{69, 74} ;
- une plus grande difficulté à réduire l'épaule ;
- un conflit mécanique entre le tubercule majeur et l'acromion.

Il semble qu'un certain degré de latéralisation de la glène (entre 5 et 8 mm^{75, 76}) soit bénéfique pour améliorer les rotations axiales actives, l'amplitude de mouvement sans conflit et pour diminuer l'encoche scapulaire. Ceci peut être encore amélioré par l'utilisation d'une cupule humérale en polyéthylène avec un angle de 135° pour la tige du col. Cependant, la question de savoir si cela doit être combiné à une latéralisation humérale ou non reste posée. En effet, Merolla et al.⁷⁷ qui ont comparé les résultats cliniques avec un implant huméral médialisé ou latéralisé n'ont pas pu démontrer de différence significative dans les résultats cliniques. Cela

pourrait être dû au fait qu'une approche plus adaptée devrait être envisagée pour choisir les tiges humérales. En effet, il est possible que le choix de l'implant huméral dépende de la taille du patient et de la tête humérale et dépende de la forme et de la force du deltoïde et de la quantité et de la qualité de la coiffe restante. Cela pourrait expliquer pourquoi aucune des études cliniques qui ont comparé les résultats fonctionnels avec différentes caractéristiques de conception n'a presque jamais été en mesure de montrer des différences significatives entre les différentes conceptions. Il est probable que l'effet d'une tige latéralisante diffère sur une petite femme avec une tête humérale de 37 mm de diamètre et sur un homme de grande taille avec une tête humérale de 56 mm de diamètre, comme le suggère une étude de Matsuki et al.⁷⁸ qui a montré que pour un design d'implant donné, l'amélioration était plus grande pour les patients de taille moyenne que pour les patients plus petits ou plus grands.

À ce jour, aucun dessin d'implant ni aucune modification de conception spécifique ne s'est avérée meilleure qu'une autre dans les études cliniques in vivo. Certaines études ont suggéré qu'une configuration distalisée médialisée entraînerait une meilleure élévation, tandis qu'une configuration plus latéralisée serait censée fournir une meilleure rotation axiale⁷⁹. Cependant, ces conclusions ont été contredites par d'autres rapports cliniques et peuvent sembler trop simplistes. La fixation de l'implant et la survie⁸⁰ sont moins problématiques que ce qui avait été constaté dans les premières expériences de la prothèse inversée et l'accent doit maintenant être mis sur la compréhension de la configuration optimale de l'implant en fonction de chaque patient.

Des études de plus grande envergure avec des algorithmes d'apprentissage automatique comprenant une évaluation tridimensionnelle plus précise de la coiffe des rotateurs, du deltoïde et une évaluation du mouvement scapulo-thoracique nous aideront probablement dans un avenir proche à mieux comprendre non pas "quel est le meilleur modèle de prothèse inversée" mais "quel est le meilleur modèle de prothèse inversée pour un patient donné".

2.4. Évaluation de l'état des muscles de l'épaule

L'évaluation des muscles de l'épaule s'est très tôt focalisée sur l'évaluation de la qualité des corps musculaires des muscles de la coiffe des rotateurs. Cette évaluation repose sur deux paramètres : l'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse du muscle. En effet, ces deux paramètres ont été identifiés comme des facteurs prédictifs des résultats fonctionnels après une chirurgie de l'épaule^{81, 82}, l'atrophie musculaire étant décrite comme étant réversible et l'infiltration graisseuse comme étant irréversible⁸²⁻⁸⁶.

Bien que rapides et assez reproductibles, les méthodes existantes de mesure de l'atrophie musculaire telles que la mesure du ratio d'occupation⁸⁷, la mesure des surfaces transversales ou l'évaluation du signe de la tangente⁸⁸ ne permettent pas de quantifier précisément l'atrophie musculaire de la coiffe des rotateurs pour plusieurs raisons :

- ces mesures bidimensionnelles peuvent être affectées par la rétraction du tendon⁸⁹ ;
- elles n'ont pas été validées pour mesurer l'atrophie de l'infraspinatus ou du teres minor ;
- le calcul du ratio d'occupation nécessite une estimation de la zone de pré-atrophie du supraspinatus qui est subjective et qui ne peut être appliquée aux autres muscles de la coiffe des rotateurs ;
- la mesure de l'atrophie musculaire sous la forme d'un rapport entre la surface de section transversale du muscle et la surface de section transversale de sa fosse repose sur l'hypothèse qu'à mesure que l'atrophie musculaire se produit, l'espace créé est remplacé par de la graisse extra-musculaire. Cette explication n'est toutefois pas étayée par la science, car la littérature a démontré que la graisse extra-musculaire remplit le défaut à la suite de l'atrophie musculaire dans une proportion supérieure au volume et au poids attendus⁹⁰.

L'infiltration graisseuse de la coiffe des rotateurs est reconnue comme l'un des paramètres les plus importants pour prédire le résultat de certaines interventions sur l'épaule^{81, 82, 91-94} et elle est considérée comme cruciale pour la prise de décision clinique avant une réparation de la coiffe des rotateurs et une arthroplastie de l'épaule^{37, 95, 96}. Goutallier et al.⁸¹ ont rapporté pour la première fois une méthode permettant de classer subjectivement et qualitativement l'infiltration graisseuse intramusculaire en cinq grades en utilisant la tomodensitométrie (TDM) sur des vues axiales. Cette méthode a ensuite été adaptée par Fuchs et al. pour son application en imagerie par résonance magnétique (IRM) sur des séquences pondérées en T1⁹¹. Ces deux classifications qualitatives en deux dimensions (2D) sont connues pour avoir une faible fiabilité intra et inter-observateur. Entre 0,26 et 0,81 pour la fiabilité intra-observateur et entre 0,36 et 0,6 pour la fiabilité inter-observateur⁹⁷⁻⁹⁹. Plusieurs études récentes ont montré comment les séquences et techniques d'imagerie modernes ont le potentiel de fournir une meilleure estimation de l'infiltration graisseuse en permettant un calcul quantitatif précis de la fraction graisseuse intra-musculaire après segmentation manuelle des limites du muscle de la coiffe des rotateurs, soit sur des vues sagittales en Y en 2D¹⁰⁰⁻¹⁰⁴, soit sur des images en 3 dimensions (3D)^{97, 100, 105, 106}. Un certain nombre de techniques d'imagerie (spectroscopie RM monovoxel³¹, imagerie spectroscopique par écho de gradient¹⁰², imagerie de Dixon en deux points^{103, 105, 106} ou techniques de séparation eau-graisse basées sur le déplacement chimique^{100, 104}) ont été rapportées en corrélation avec les scores de Goutallier. Cependant, le pourcentage quantitatif objectif de graisse intramusculaire calculé avec ces méthodes était beaucoup plus faible que le taux de graisse attendu tel que déterminé qualitativement selon Goutallier^{97, 100}. Cela est probablement dû à deux raisons : premièrement, la distribution de la graisse intramusculaire n'est pas uniforme à l'intérieur du corps musculaire^{107 100, 108-110} et, de ce fait, les évaluations bidimensionnelles ne peuvent pas rendre compte des mesures tridimensionnelles de l'infiltration graisseuse^{97, 111}; et deuxièmement, l'évaluation qualitative subjective du score

de Goutallier peut parfois être difficile à appliquer, car la distinction précise entre l'atrophie et l'infiltration graisseuse est souvent peu claire dans la littérature, car il est souvent difficile de distinguer les limites entre la graisse intramusculaire et extra-musculaire dans les cas d'atrophie musculaire sévère et d'infiltration graisseuse (Figure 22).



Figure 22 : Coupe sagittale TDM en fenêtre parties molles d'une épaule. Infiltration graisseuse stade quatre du supraspinatus et de l'infraspinatus. La limite précise entre graisse intra- et extra-musculaire est impossible à déterminer précisément.

Cependant, aussi indépendants que ces paramètres puissent être, toutes les méthodes que nous utilisons actuellement pour les évaluer les rendent inévitablement dépendants les uns des autres. En effet, les mesures du volume musculaire et de l'atrophie musculaire (signe de la tangente⁸⁸, rapport d'occupation⁸⁷) incluent généralement la graisse intra-musculaire⁸²⁻⁸⁶. Les mesures de l'infiltration graisseuse dépendent du volume musculaire puisqu'elles sont exprimées par le rapport du volume de graisse intra-musculaire au volume musculaire^{81, 91}. Ainsi, une diminution du volume musculaire, sans changement du volume de graisse intra-musculaire, entraîne automatiquement une augmentation du rapport d'infiltration graisseuse. Il a été démontré que l'augmentation des pourcentages de graisse observée dans les cas d'infiltration graisseuse sévère

est davantage liée à l'atrophie musculaire qu'à l'augmentation du volume de graisse⁹⁷. De plus, le score de Goutallier ne permet pas de savoir si l'infiltration graisseuse comprend uniquement la graisse intra-musculaire ou à la fois la graisse intra- et extra-musculaire, en particulier en cas d'infiltration graisseuse sévère et d'atrophie musculaire.

Tout ceci montre la nécessité de décrire un nouveau score 3D quantitatif objectif de mesure de la qualité musculaire remplaçant à la fois la mesure d'atrophie et d'infiltration graisseuse.

Par ailleurs, toutes les évaluations des muscles de l'épaule se sont attachées à décrire l'état des muscles de la coiffe des rotateurs alors que le deltoïde est également essentiel à la fonction de l'épaule car c'est le principal moteur de l'abduction¹¹²⁻¹¹⁵. Il est vrai qu'en cas de paralysie complète du deltoïde, un patient peut conserver des mobilités actives quasi complètes de son épaule si sa coiffe des rotateurs est intacte¹¹⁶. Cependant, en cas de rupture de la coiffe, le deltoïde prend une importance capitale car il devient le seul abducteur restant^{117, 118}. De plus, le volume du deltoïde est cliniquement pertinent chez les patients souffrant de diverses pathologies de l'épaule car il peut être corrélé avec l'amplitude fonctionnelle des mouvements et/ou la force après prothèse inversée¹¹⁸, réparation de la coiffe des rotateurs¹¹⁹ et paralysie obstétricale¹²⁰. Des méthodes de mesure du volume entier du deltoïde ont été décrites en se basant sur des reconstructions 3D à partir d'IRM^{118, 121, 122}, mais ces reconstructions prennent énormément de temps¹²³ et ne peuvent pas être appliquées en routine à la plupart des séries d'IRM de l'épaule qui ne comprennent souvent pas l'intégralité du muscle dans le champ de l'IRM.

2.5. Évaluation des mobilités scapulo-thoraciques

2.5.1. Influence de la prothèse inversée sur les mobilités scapulo-thoraciques

L'élévation et l'abduction sont composées à la fois d'un mouvement de l'articulation gléno-humérale (GH) et de l'articulation scapulo-thoracique (ST). Ce phénomène a été appelé

rythme scapulo-huméral (SHR) par Codman¹²⁴ et il a été démontré que ce rythme variait de 1,3 : 1^{125, 126} à 4,1 : 1^{15, 124, 127, 128} dans une épaule normale (Figure 23).

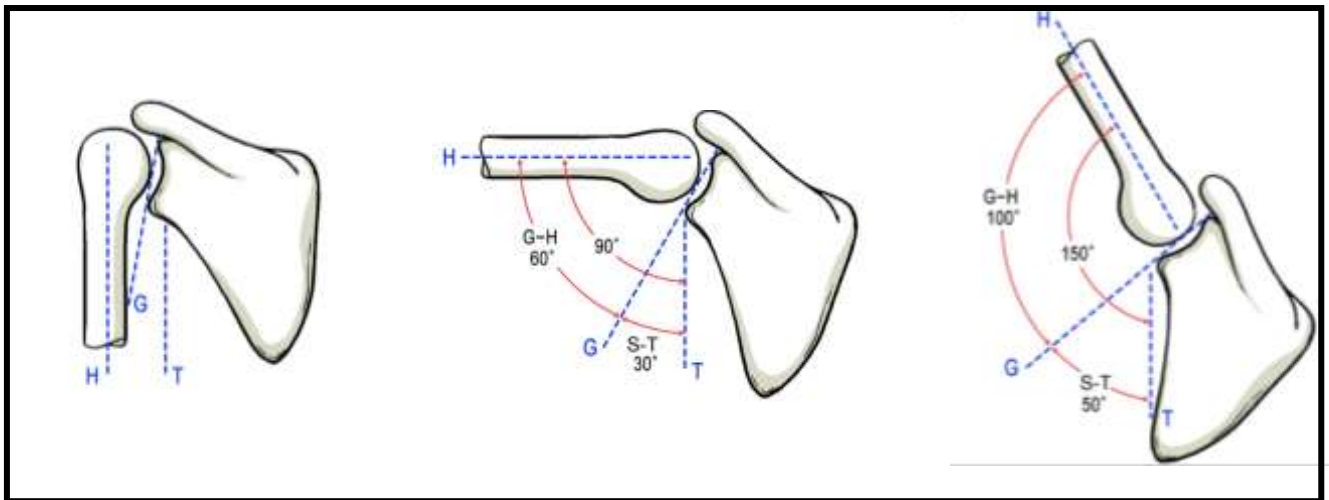


Figure 23 : Abduction gléno-humérale (GH) de 60° puis de 100° pour une rotation latérale de la scapula (ST) de 30° puis de 50°, soit un rythme scapulo-huméral de 2 : 1.

Plusieurs études ont cependant montré que ce rythme scapulo-huméral varie au cours du mouvement d'élévation^{129, 130} et qu'il peut être affecté par différentes pathologies de l'épaule comme la rupture de la coiffe des rotateurs¹³¹.

La prothèse inversée modifie l'anatomie et le comportement biomécanique de l'épaule et modifie donc la façon dont l'articulation gléno-humérale se comporte. Les mobilités scapulo-thoraciques se retrouvent vraisemblablement elles aussi modifiées après la pose d'une prothèse inversée^{126, 128, 129, 132-136}. Ces mobilités scapulo-thoraciques post-inversée doivent sans doute dépendre de la position des implants, notamment de l'inclinaison de l'embase glénoïdienne mais aussi de la tension des parties molles. En effet, si la pose de la prothèse met les parties molles en grande tension, les mobilités gléno-humérales seront réduites et l'articulation scapulo-thoracique sera plus sollicitée dans les mouvements de l'épaule. Par ailleurs, une mobilité scapulo-thoracique importante sera sans doute associée à des meilleurs résultats cliniques après prothèse notamment en rotation interne active. Il n'existe que très peu d'études ayant analysé le comportement de l'articulation scapulo-thoracique après prothèse inversée. En

effet, la plupart des études et des modèles existants se sont focalisés sur l'analyse des mobilités gléno-humérales, en grande partie car les mobilités scapulo-thoraciques sont difficiles à évaluer précisément à la fois cliniquement et radiologiquement. Il est cependant nécessaire d'améliorer notre compréhension du comportement de l'articulation scapulo-thoracique après prothèse inversée pour progresser dans la construction d'un modèle biomécanique patient-spécifique. En effet, la position osseuse de l'articulation gléno-humérale et de la scapula influencent directement la longueur musculaire périscapulaire¹³⁷ et donc la capacité à générer une tension. L'objectif étant d'améliorer notre compréhension de l'effet que peuvent avoir les variations de dessins et de positionnement des implants sur la position de repos de la scapula et sur les mobilités scapulo-thoraciques post-opératoires afin de pouvoir inclure ces paramètres dans nos futures planifications préopératoires.

A notre connaissance il n'existe que sept études^{126, 128, 129, 132-136} qui ont spécifiquement analysé les mobilités scapulo-thoraciques après prothèse inversée. Toutes ces études ont conclu que les mobilités gléno-humérales étaient significativement modifiées après prothèse inversée et que le rythme scapulo-huméral après prothèse inversée était systématiquement plus faible que dans une épaule saine. Ainsi, bien que la majorité du mouvement des épaules saines et des épaules avec prothèse inversée fût dérivée de l'articulation gléno-humérale, la contribution relative du mouvement scapulo-thoracique à l'élévation était significativement différente de celle de l'épaule normale. Les mobilités scapulo-thoraciques à l'élévation étaient significativement augmentées (de 24% en moyenne¹³⁴) après prothèse et cette contribution était majorée lorsque des poids étaient attachés au bras¹²⁹. Plusieurs méthodes d'évaluation des mobilités scapulo-thoraciques ont été décrites à ce jour.

2.5.2. Méthodes d'évaluation statiques

2.5.2.1. Niveau à bulle

Un niveau à bulle numérique a été validé¹³⁸ pour évaluer la rotation latérale de la scapula à différents degrés d'élévation ou d'abduction. Celui-ci doit être aligné avec le contour de l'épine de la scapula ce qui est assez imprécis et ne permet de mesurer qu'un seul angle (Figure 23).

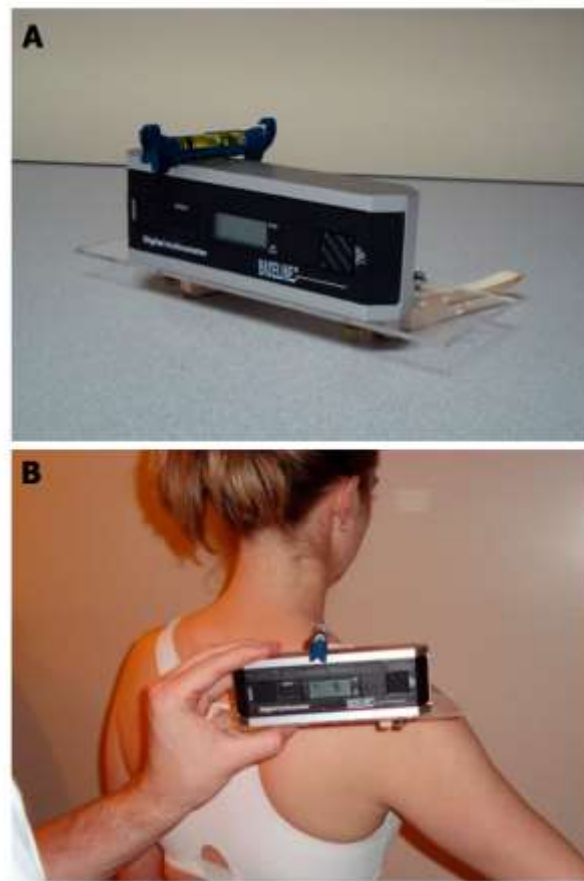


Figure 24 : Mesure de l'inclinaison scapulaire à l'aide d'un niveau à bulle numérique (courtoisie Scibek et al.)

2.5.2.2. Radiographies standard

Il est également possible de calculer les mobilités scapulo-thoraciques sur des radiographies standard en mesurant la distance entre l'épine de la vertèbre thoracique et l'angle inférieur de la scapula et l'inclinaison scapulaire définie comme étant l'angle formé entre une ligne verticale

coupant en deux le corps vertébral et une ligne oblique tracée de l'angle supérieur à l'angle inférieur de la scapula. Ces mesures peuvent être réalisées sur des clichés au repos et répétée à différents degrés d'élévation/abduction (Figure 25)

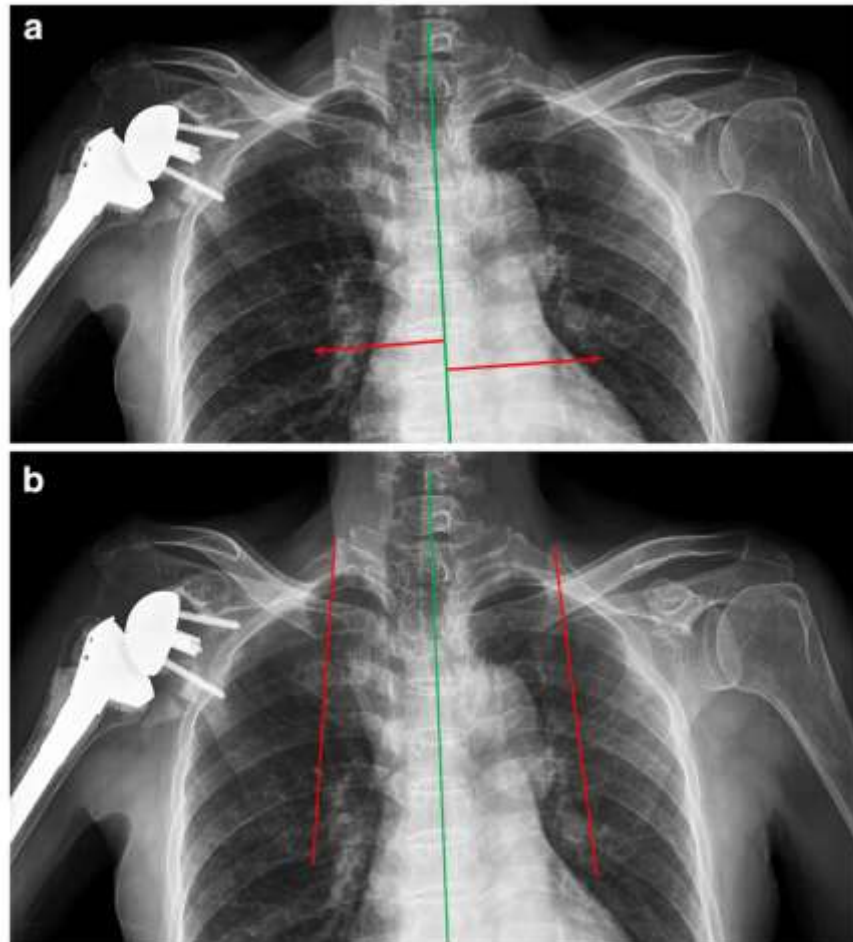


Figure 25 : Calcul des mobilités scapulo-thoraciques sur des radiographies standard en mesurant la distance entre l'épine de la vertèbre thoracique et l'angle inférieur de la scapula (a) et l'inclinaison scapulaire définie comme étant l'angle formé entre une ligne verticale coupant en deux le corps vertébral et une ligne oblique tracée de l'angle supérieur à l'angle inférieur de la scapula. (courtoisie Kovacevic et al.)

2.5.2.3. Fluoroscopie

L'imagerie fluoroscopique et les techniques de recalage modèle-image sont utilisées depuis plus de 20 ans pour quantifier les mouvements des implants et des os *in vivo*, y compris l'épaule. Ces méthodes radiographiques quantifient le mouvement de l'implant ou de l'os et ne sont pas affectées par les mouvements de la peau ou des tissus mous environnants. Des images

fluoroscopiques monoplan de l'épaule peuvent être obtenues pendant un mouvement d'abduction. Les images fluoroscopiques sont reformatées grâce à l'utilisation d'un logiciel (*MathWorks, Natico, MA, USA*), et les images 2D sont converties en images 3D pour déterminer les mouvements 3D du bras. Des modèles 3D des implants sont ensuite projetés sur les images fluoroscopiques ce qui permet le calcul du déplacement de l'implant huméral, de l'implant glénoïdien, de l'humérus et de la scapula et donc de calculer le rythme scapulo-huméral (Figure 26).

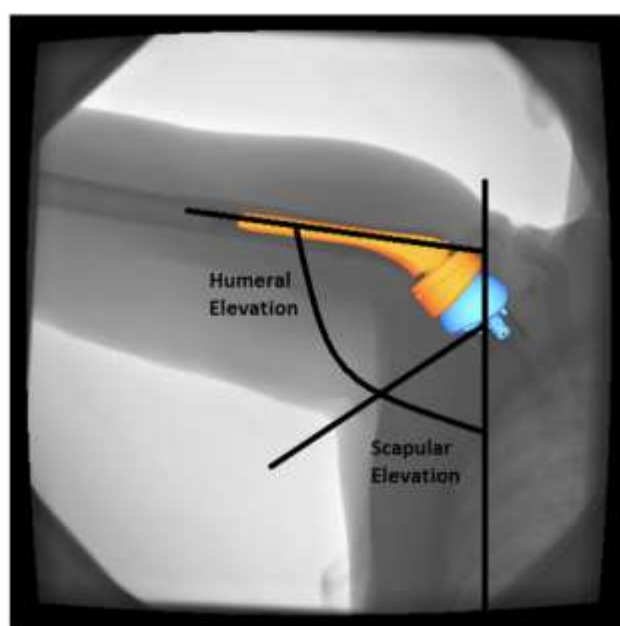


Figure 26 : Des modèles 3D des implants sont projetés sur les images fluoroscopiques ce qui permet le calcul du déplacement de l'implant huméral, de l'implant glénoïdien, de l'humérus et de la scapula et donc de calculer le rythme scapulo-huméral (courtoisie Walker et al.)

2.5.2.4. Scanner

Une autre possibilité consiste à réaliser un scanner en position couchée (Figure 27) avec des reconstructions 3D (*Bone Viewer™, Bone Simulator™ ; Orthree Co., Ltd, Osaka, Japon*) en modèles de surface 3D afin d'évaluer l'emplacement 3D de la scapula à 0° et 120° de flexion (Figure 28).

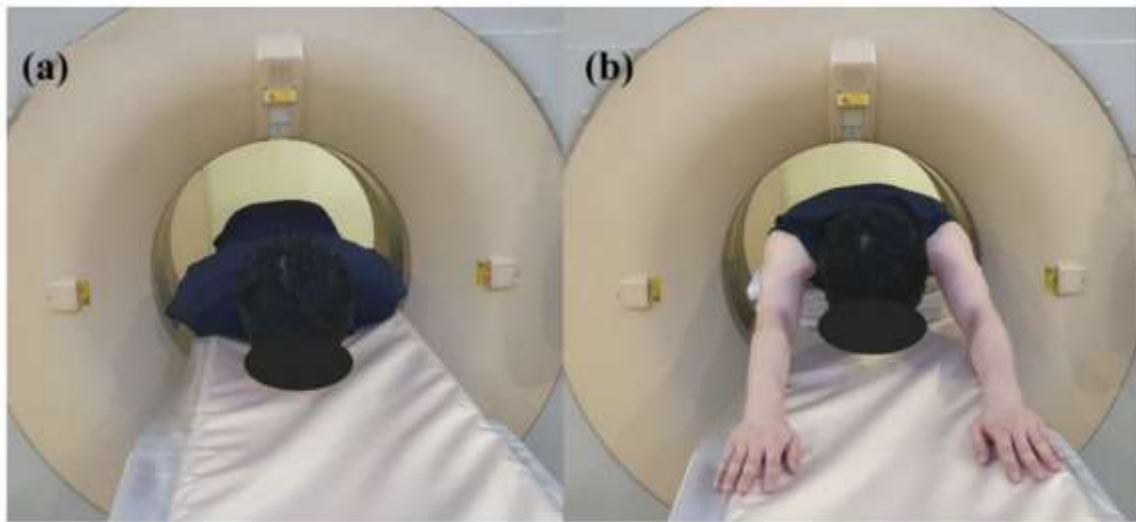


Figure 27 : position dans le scanner, sur le ventre à 0° (a) puis 120° (b) d'élévation antérieure.

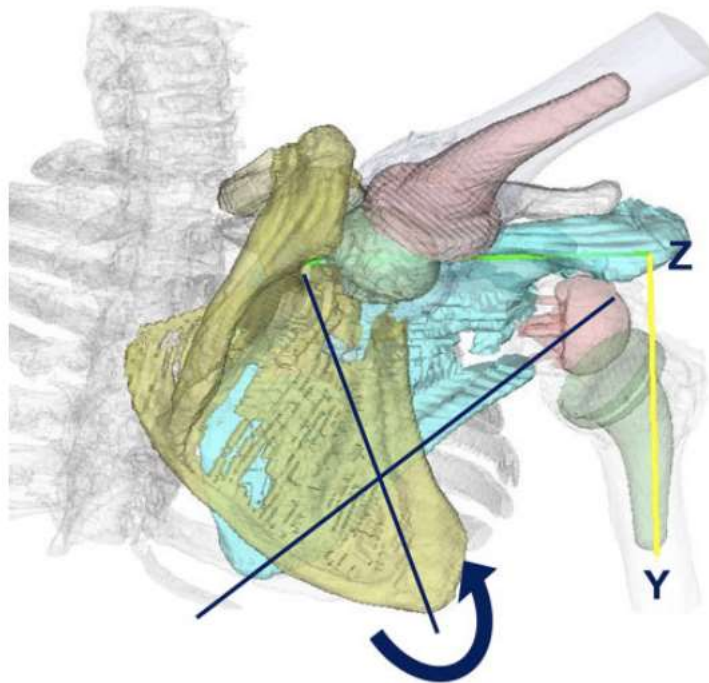


Figure 28 : Reconstruction 3D et superposition des scanners de l'épaule à 0° et 120° d'élévation permettant de calculer les mobilités gléno-humérales et scapulo-thoraciques (courtoisie Sugamoto et al.)

2.5.3. Méthodes d'évaluation dynamiques

Toutes ces méthodes permettent de rendre compte de la position de la scapula à différents degrés d'élévation mais ne permettent pas d'obtenir une cinétique de la mobilité de l'articulation scapulo-thoracique. Différentes méthodes ont été développées pour permettre d'évaluer précisément le déplacement de la scapula in vivo lors des différents mouvements.

2.5.3.1. Fluoroscopie Biplan

Le tracking basé sur un modèle utilisant le scanner couplé à la fluoroscopie biplan permet la reconstruction 3D de l'articulation grâce au scanner et la superposition dynamique de ce modèle sur les images de fluoroscopie biplan au rythme de 30-60 images/seconde. Les systèmes cliniques de fluoroscopie biplan sont disponibles en pratique courante dans les services d'imagerie neurovasculaire interventionnelle (Figure 29-30)

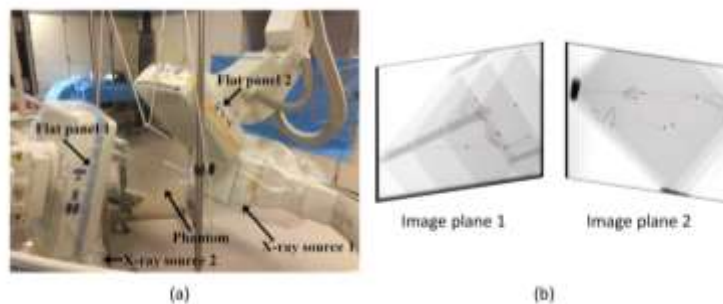


Figure 29 : cube de calibration tournant de façon aléatoire dans le champ de vision de la fluoroscopie biplan, permettant de déterminer un système de coordonnées de référence. (courtoisie Akbari et al.)

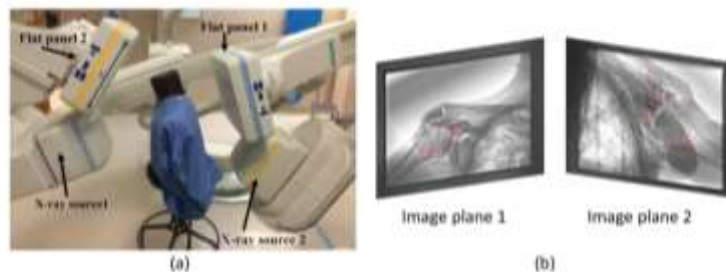


Figure 30 : Fluoroscopie biplan du spécimen cadavérique permettant le suivi dynamique de l'articulation scapulo-thoracique. (courtoisie Akbari et al.)

Cette technique nécessite l'utilisation d'un cube de calibration constitué de couches successives de plexiglas au sein desquelles sont incorporées des billes d'acier radio-opaques. A l'aide du modèle 3D scanner, une paire de radiographies est reconstruite et appariée à chaque ensemble de deux images fluoroscopiques calibrées en 2D. Pour effectuer une comparaison entre le recalage basé sur un modèle 2D-3D et le suivi des billes, les positions 3D des billes sont déterminées par rapport aux systèmes de coordonnées de l'os. Cette technique permet donc d'analyser la cinématique gléno-humérale et scapulo-thoracique en 3D in vivo sans

limitations de mouvement. Cette technique permet d'utiliser des systèmes fluoroscopiques biplans cliniques standard ou deux fluoroscopes mobiles indépendants et disponibles facilement en pratique courante^{139, 140}.

2.5.3.2. Tracking optique

Les mouvements scapulo-thoraciques et gléno-huméraux peuvent être enregistrés en 3D à l'aide d'un système de tracking optique (*Motion Analysis Co / Polhemus*).

Ce système permet de capturer des données à 120 Hz avec six caméras infrarouges synchronisées placées de manière circonférentielle autour des patients avec trois marqueurs réfléchissants non colinéaires en regard de chaque os pour la collecte des données (Figure 31). Ces marqueurs présentent cependant l'inconvénient d'être placés sur la peau du patient et non sur les os directement ce qui limite la précision des mesures.



Figure 31 : Exemple de mesure des mobilités scapulo-thoraciques à l'aide d'une technique de tracking optique. Le sujet réalise une abduction dans le plan de la scapula. (cortoisie Lee et al.)

2.5.3.3. Tracking par MIMU

Enfin, la dernière technique décrite pour mesurer les mobilités scapulo-thoraciques de façon dynamiques en pratique courante est l'utilisation de cinq capteurs dits MIMU (*miniature inertial measurement units*) fixés sur la peau des patients en plusieurs positions (manubrium sternal, avant-bras, bras, relief de la scapula, épine vertébrale)¹⁴¹. Chaque MIMU fournit à la

fois des données brutes (accéléromètre, magnétomètre, gyroscope) et une matrice d'orientation, représentant l'orientation du système de référence local (Figure 32).



Figure 32 : Les capteurs MIMU sont portés au poignet, au bras, sur le relief de l'épine de la scapula et sur une épine vertébrale.

Les capteurs sont placés sur le sujet debout selon un protocole standardisé¹⁴². Les systèmes de coordonnées anatomiques sont créés en acquérant des mesures de référence statiques avec le sujet debout, l'humérus positionné le long du corps et le coude fléchi à 90°. Ensuite, le sujet, partant d'une position de repos debout, les bras le long du corps et les pouces levés doit réaliser des mouvements d'élévation et d'abduction. Chaque mouvement est répété sept fois afin de visualiser la cinématique angulaire scapulo-thoracique de manière dynamique pour chaque plan de mouvement de l'humérus.

2.6. Problématiques non résolues qui justifient la thèse

Comme vu précédemment, les indications, les dessins et les résultats des prothèses inversées ont considérablement progressé ces dernières années. La survie des implants est devenue parfaitement satisfaisante et à présent le grand challenge qui demeure est la compréhension du positionnement idéal de la prothèse inversée sur les résultats fonctionnels en fonction de l'état préopératoire du patient.

En effet, le matériel disponible sur le marché aujourd'hui permet de faire varier de manière très importante la position du centre de rotation, la position du tubercule majeur sur lequel s'insère la coiffe postéro-supérieure, la position du tubercule mineur sur lequel s'insère le subscapularis et la position de la tubérosité deltoïdienne de l'humérus sur laquelle s'insère le deltoïde. Toutes ces variations de paramètres vont faire varier la tension, l'excursion et la ligne d'action de tous ces muscles ainsi que le fonctionnement de l'articulation scapulo-thoracique et donc probablement faire varier la stabilité dynamique de l'implant et surtout ses mobilités actives. Il n'existe à présent aucune méthode permettant d'évaluer et de planifier ces différents paramètres et il est donc très difficile de les étudier correctement.

L'évaluation de l'état des muscles a fait l'objet de nombreux travaux mais il n'existe pour l'instant aucune méthode 3D qualitative automatisée reproductible consensuelle permettant de réaliser celle-ci simplement. De plus, nous ne savons toujours pas clairement comment évaluer l'état musculaire puisque le débat sur la prise en compte la graisse intra- ou extra-musculaire n'est toujours pas tranché.

De la même manière, si des méthodes d'évaluation de l'articulation scapulo-thoraciques ont été essayées ponctuellement après la pose d'une prothèse inversée (cf.2.5), celles-ci n'ont jamais été incorporées dans les logiciels de planification que nous utilisons.

La réalisation d'un modèle biomécanique patient-spécifique permettrait de répondre de façon plus précise à certaines questions non résolues à ce jour.

Tout d'abord, une meilleure analyse tridimensionnelle des muscles de la coiffe permettrait de mieux évaluer sa réparabilité préopératoire et de mieux analyser les résultats après réparation de façon plus objective, reproductible et automatisée.

De la même manière, nous savons que l'analyse de l'état des muscles de la coiffe est capitale pour la décision entre prothèse anatomique et prothèse inversée et possiblement pour

déterminer le type d'implant inversé idéal (en termes de distalisation et d'offset latéral) et son positionnement optimal pour valoriser la coiffe résiduelle.

L'élaboration de ce modèle permettrait également de simuler les forces exercées par les muscles sur l'articulation gléno-humérale et permettrait d'analyser les forces responsables d'une éventuelle subluxation postérieure de la tête humérale ou d'analyser en 3D des concepts comme le *critical shoulder angle*²³. De plus, la segmentation automatisée d'un nombre important de scanners permettrait d'analyser sur des volumes importants le lien entre l'équilibre musculaire entre coiffe antérieure et coiffe postérieure et les types de glènes observés.

Enfin, ce modèle qui prendrait en compte la cinétique scapulo-thoracique permettrait d'améliorer la compréhension de l'influence de l'inversée sur les mobilités scapulo-thoraciques et l'influence des mobilités scapulo-thoraciques sur les résultats des inversées.

3. Vers un modèle patient-spécifique : anatomie scapulo-humérale

La première étape pour construire un modèle biomécanique patient-spécifique de l'articulation gléno-humérale est de segmenter en 3D les différents éléments osseux et musculaires scapulo-huméraux. Le but de notre travail est d'obtenir un modèle biomécanique dans le cadre de l'implantation d'une prothèse inversée. Il s'agit donc d'une articulation contrainte avec un centre de rotation fixe. Ceci permet de s'affranchir des mouvements parasites de translation humérale sur la glène et des différentes structures ligamentaires nécessaires à la modélisation d'une épaule native. La segmentation automatisée de l'humérus et de la scapula ayant été validée par le logiciel Blueprint (Tornier – Plouzané)¹⁴³, notre premier objectif a été de constituer une base de scanners et une base de segmentations des quatre muscles de la coiffe ainsi que du deltoïde, nécessaires à l'élaboration future d'un algorithme de segmentation automatisée de ces éléments.

3.1. Constitution d'une cohorte

Depuis 40 ans, de nombreuses méthodes de segmentation d'images médicales ont été publiées. Ces dernières années, deux méthodes, l'une basée modèle et l'autre basée données, ont permis de développer des algorithmes de segmentation automatisée prometteurs. L'un repose sur l'utilisation d'un modèle statistique de forme (*statistical shape model – SSM*)^{144, 145}. Introduit par T. Cootes en 1992, un modèle statistique encapsule les déformations principales d'une famille de formes par rapport à la forme moyenne de la famille. Ils permettent d'incorporer des informations a priori sur les formes et les positions des objets qui peuvent ensuite être utilisées pendant le processus de segmentation. L'autre repose sur l'utilisation d'algorithmes d'apprentissage machine, un sous-domaine de l'intelligence artificielle, en particulier les

réseaux neuronaux convolutifs. Au cours de la dernière décennie, cette technique est devenue la méthode de choix pour un large éventail d'applications d'analyse d'images et il a été démontré qu'elle pouvait permettre de segmenter avec succès à la fois les os et les organes¹⁴⁶⁻¹⁵⁰. Ces deux méthodes exigent un nombre important de segmentations pour servir de « vérité terrain ». Cela nécessitait donc tout d'abord la constitution d'une base de données comprenant l'ensemble des muscles à étudier (deltoïde, supraspinatus, infraspinatus, teres minor, subscapularis) sur des épaules saines ainsi que dans les principales pathologies rencontrées lors de l'implantation d'une prothèse inversée d'épaule. Nous avons donc rassemblé à partir de plusieurs centres, les scanners d'épaule de patients sains, ainsi que de patients présentant une omarthrose centrée (OA), une omarthrose excentrée (CTA) et une rupture irréparable de coiffe sans arthrose (IRCT).

Plusieurs contraintes se présentent dans l'élaboration de ce type de base de données :

- Obtenir un nombre suffisant de scanners d'épaules saines et pathologiques
- Obtenir un nombre équilibré d'épaules droites et gauches et provenant de patients d'âge de toutes les tranches d'âge
- S'assurer que le protocole scanner est adapté au logiciel (cf. Annexe 1) et que l'intégralité de la scapula était comprise dans le champ du scanner
- S'assurer que l'intégralité des muscles de la coiffe était comprise dans le champ du scanner
- Avoir une fenêtre parties molles sur tous les scanners inclus. (Le concept de fenêtre au scanner repose sur la possibilité de déployer la totalité de l'échelle de gris sur une portion arbitrairement sélectionnée de l'échelle densitométrique, allant de 25 à 1000 unités Hounsfield. Le centre de celle-ci détermine les objets dont les valeurs d'atténuation seront représentées dans les niveaux moyens de l'échelle de gris. L'utilisation des

fenêtres étroites a l'avantage d'une haute résolution en contraste, mais expose au risque de méconnaître une structure située en dehors de la fenêtre d'examen. Cependant, l'utilisation de fenêtre très étroites minimise l'effet de flou visuel. A l'inverse, l'utilisation de fenêtres larges entraîne une diminution de la résolution en contraste, et peut conduire à la méconnaissance de différences d'atténuation peu importantes. Les fenêtres parties molles sont donc choisies pour déployer la totalité de l'échelle des gris sur les tissus musculaires et graisseux et permettent donc de discriminer de manière plus efficace ces différents tissus.

3.1.1. Épaules saines

Le recueil d'un nombre important de scanners d'épaules saines était difficile car ces patients n'ont aucune raison d'avoir un scanner d'épaule donc les scanners d'épaule saines ont été majoritairement recueillis auprès de plusieurs centres (Paris, France, Belo Horizonte, Brésil, Cologne, Allemagne) chez des patients âgés de plus de 18 ans sans pathologie ou lésion de l'épaule dans le cadre (1) d'un polytraumatisme, (2) d'un traumatisme crânien, ou (3) d'un traumatisme unilatéral de l'épaule avec une épaule normale controlatérale.

3.1.2. Épaules pathologiques

Les images scanner des patients avec CTA, IRCT ou OA étaient recueillis dans plusieurs centres différents (Lyon, Nice et Paris, France). Il s'agissait de scanners préopératoires réalisés avant prothèse d'épaule. Les épaules présentant des ruptures de la coiffe des rotateurs étaient classées comme CTA si elles étaient $\geq$ grade 4 dans la classification de Hamada³⁵ et comme IRCT si elles présentaient au moins deux tendons irréparables sans signes d'arthrose gléno-humérale (Hamada < 4).

3.1.3. Description de la cohorte

Notre premier échantillon d'étude comprenait un total de 102 scanners (épaules saines 46, CTA 21, ICRT 18, et OA 17 épaules) dont les caractéristiques démographiques sont détaillées dans le Tableau 1.

Parmi tous les cas, seuls 55 avaient l'intégralité du deltoïde compris dans le champ du scanner. Par ailleurs, la moyenne d'âge des cas sains était beaucoup plus basse que celle des cas pathologiques avec une grande majorité des cas masculins et ayant moins de 40 ans empêchant d'analyser l'évolution de l'amyotrophie et de l'infiltration graisseuse liée à l'âge pour chaque sexe. Ainsi, avons-nous décidé dans un deuxième temps de compléter notre cohorte de sujets sains en y ajoutant 10 cas masculins (5 gauches et 5 droits) et 10 cas féminins (5 gauches et 5 droits) de chacune des six tranches d'âge suivantes : 18-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69, 70-79, soit un total de 120 cas sains supplémentaires incluant tous l'intégralité des muscles de la coiffe et le deltoïde.

Tableau 1 : caractéristiques démographiques de la cohorte

	Sains (46)	CTA (21)	IRCT (18)	OA (17)	Tous
Age moyen ± DS	36 ± 16	77 ± 8	71 ± 8	69 ± 8	56 ± 22
Age moyen femmes ± DS	46 ± 19	78 ± 8	73 ± 7	69 ± 8	67 ± 17
Age moyen hommes ± DS	33 ± 14	73 ± 8	68 ± 8	70 ± 8	46 ± 22
Gauche / Droite	25 / 21	9 / 12	4 / 14	9 / 8	47 / 55
Femmes / Hommes	12/34	16/5	11/7	10/7	49/53

3.1.4. Base de données de segmentations

3.1.4.1. Segmentation manuelle

Afin d'élaborer une méthode de segmentation automatisée, il était indispensable de segmenter manuellement un nombre important de muscles à la fois sains et pathologiques. Les séquences

« tissus mous » des DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ont été segmentées manuellement à l'aide du logiciel Slicer version 4.10.0 (Slicer Community Boston, MA). Ce logiciel a été utilisé pour identifier et segmenter manuellement les limites musculaires du supraspinatus, du subscapularis, de l'infraspinatus, du teres minor et du deltoïde lorsqu'il était présent en entier, sur chaque coupe, de l'origine du muscle à son insertion. Les segmentations ont été effectuées soit par moi-même, soit par des techniciens qualifiés. Dans ce cas, les segmentations étaient toutes vérifiées par moi-même. Dans un premier temps l'os était segmenté en utilisant un seuil élevé (160 à ∞) afin de ne pas l'inclure dans nos segmentations musculaires. Des valeurs seuils publiées ont été utilisées pour identifier les tissus musculaires (-5 à 135) et graisseux (-150 à -29)¹⁵¹. L'outil de dessin dans le module d'édition du logiciel permet de sélectionner uniquement les tissus situés dans une plage de seuil d'intensité prédéfini. L'outil a été utilisé pour tracer une ligne autour du contour de chaque muscle étudié (Figure 33). Dans plusieurs publications antérieures, l'infraspinatus et le teres minor ont été segmentés comme un seul muscle parce qu'ils ont des fonctions analogues et que leurs limites sont souvent indistinctes^{123, 152-155}. Cependant, comme notre segmentation était réalisée simultanément dans chaque plan (axial, sagittal ou coronal), il était possible de vérifier les limites musculaires en permanence dans les deux autres plans et donc de distinguer les différents muscles de la coiffe des rotateurs les uns des autres ce qui était particulièrement utile pour distinguer l'infraspinatus du teres minor. Un outil de lissage du logiciel Slicer a ensuite été utilisé pour inclure la graisse intra-musculaire dans les limites du tissu musculaire (Figure 34). Nous avons choisi d'incorporer la graisse intra-musculaire dans notre mesure du volume musculaire pour imiter les méthodes les plus couramment utilisées et validées d'évaluation de l'atrophie (tangente⁸⁸ et occupation ratio⁸⁷).

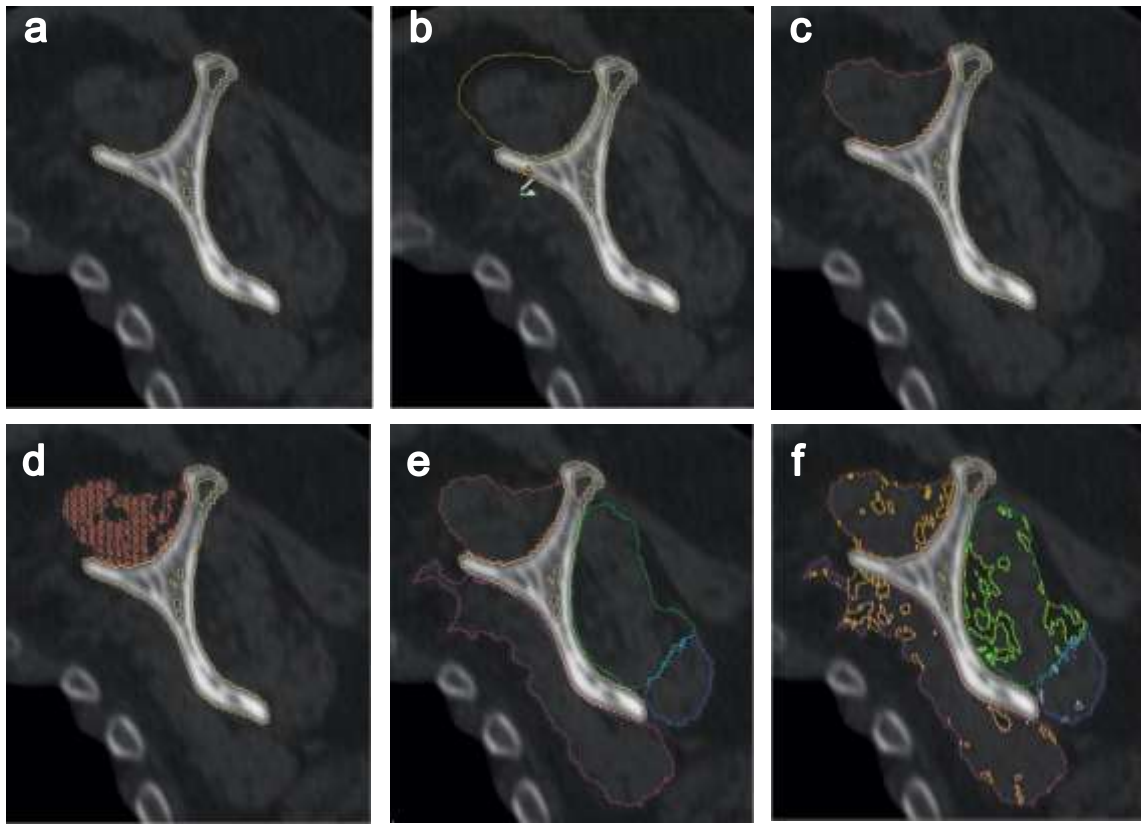


Figure 33 : Exemple de segmentation d'un muscle de la coiffe des rotateurs sur une vue sagittale de la série DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) des tissus mous.

a : Vue sagittale d'une épaule droite chez un patient ayant une omarthrose excentrée.

b : L'outil de dessin du seuil dans le module d'édition du logiciel Slicer version 4.10.0 (Slicer Community Boston, MA ; <http://slicer.org>) est utilisé pour dessiner une ligne le long du contour du supraspinatus.

c : un seuil prédéfini de la densité du tissu musculaire est utilisé pour sélectionner spécifiquement les tissus musculaires.

d : un outil de lissage est ensuite utilisé pour inclure la graisse intra-musculaire dans les limites du tissu musculaire du supraspinatus.

e : l'opération décrite de B-D est répétée pour chacun des muscles de la coiffe des rotateurs et leur volume (graisse intra-musculaire comprise) peut alors être inclus.

f : le tissu musculaire et la graisse intra-musculaire sont ensuite séparés à l'aide de l'outil de seuil.

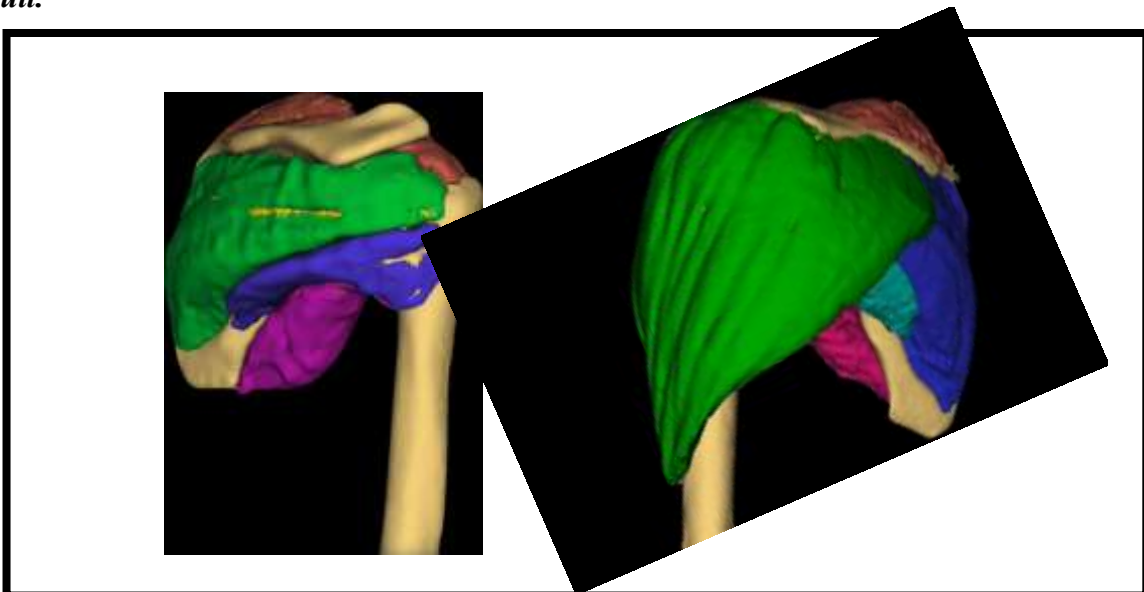


Figure 34 : Exemple de segmentations 3D de deux épaules saines sans (gauche) et avec (droite) deltoïde. A gauche, le supraspinatus est en rouge, l'infraspinatus est en vert, le teres minor est en violet et le subscapularis est en rose. La graisse intra-musculaire peut être vue en jaune. A droite, le supraspinatus est en rouge, l'infraspinatus est en bleu foncé, le teres minor en bleu ciel, le subscapularis en rose et le deltoïde est en vert.

Il s'agit d'une méthode très lente et rébarbative qui nécessite un apprentissage relativement long. Une fois que cette technique est maîtrisée, la segmentation manuelle d'un muscle de l'épaule prend environ 4 heures. À l'heure actuelle, cette méthode n'est pas destinée à être intégrée dans les pratiques chirurgicales de routine. Cependant la segmentation manuelle de 102 supraspinatus, infraspinatus, teres minor et subscapularis et de 55 deltoïdes sur des épaules saines et pathologiques nous a permis de créer une importante base de données servant de « vérité terrain » à l'élaboration et à la validation de méthodes de segmentation semi-automatisée et complètement automatisée discutées dans les chapitres suivants.

3.1.4.2. Étude anatomique : le subscapularis minor existe-t-il vraiment ?

Il est bien établi que l'insertion humérale du subscapularis est divisée en deux parties différentes avec une portion tendineuse sur ses deux tiers supérieurs et une portion musculaire sur son tiers inférieur comme décrit plus haut. Certains auteurs¹⁵⁶ ont émis l'hypothèse que cette différence d'insertion suggère que le subscapularis doit en réalité être considéré comme deux muscles différents avec une partie inférieure (ou subscapularis minor) s'insérant directement sur l'humérus par une insertion musculaire, sans tendon à proprement parler, de façon analogue au teres minor en arrière. Cette différence peut d'autant plus se justifier que les parties supérieure et inférieure du subscapularis ont une innervation¹⁵⁷ ainsi qu'un schéma d'activation différents objectivés sur des études électromyographiques(EMG)¹⁵⁸ et TEP-scan¹⁵⁹.

En outre, l'aspect au scanner et en IRM de ces deux parties diffère souvent, en particulier sur les coupes latérales en vue sagittale, où des différences significatives d'infiltration graisseuse peuvent être observées entre les deux portions du muscle (Figure 35).

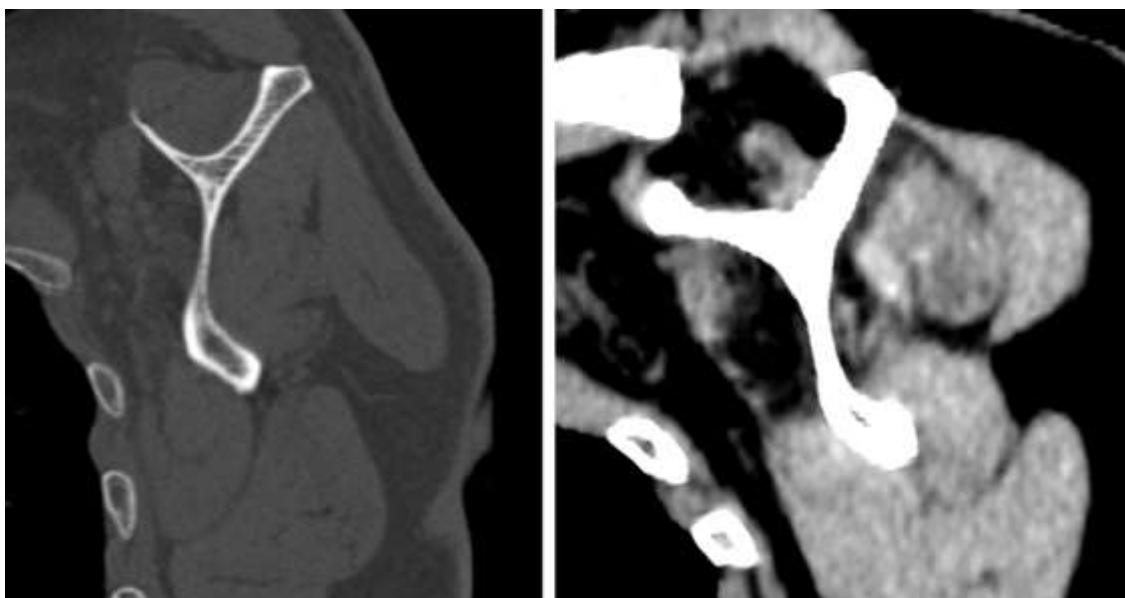


Figure 35 : Coupes sagittales scanner de deux patients différents montrant la répartition inhomogène de l'infiltration graisseuse entre les moitiés supérieure et inférieure du subscapularis.

Cependant, cette différence entre subscapularis supérieur et inférieur n'est en général plus observée sur les coupes les plus médiales au scanner ou en IRM. En segmentant manuellement un nombre important de subscapularis dans le cadre de ce travail, nous avons retrouvé cet aspect et nous nous sommes interrogés sur la forme précise, l'extension médiale et l'existence même de ce subscapularis minor, ce qui a motivé la réalisation d'une étude anatomique.

Vingt-six épaules provenant de treize spécimens cadavériques frais et congelés (5 hommes et 8 femmes ; âge moyen, 74,4 ans) ont été disséquées dans notre laboratoire d'anatomie (Ecole de Chirurgie du Fer à Moulin, Paris). Chaque spécimen avait été décongelé à température ambiante avant dissection. Dans un premier temps, la peau ainsi que les tissus sous-cutanés ont été retirés. Ensuite, le deltoïde et le grand pectoral ont été détachés. Lors de l'excision du tendon du grand pectoral, nous avons pris soin de ne pas endommager le tendon du long biceps sous-jacent pour préserver les insertions du latissimus dorsi et du teres major. À cette étape, trois épaules ont été exclues : une avait reçu un clou intramédullaire et deux présentaient des remaniements arthrosiques sévères. Le petit pectoral et le ligament coraco-acromial ont été sectionnés au ras

de la coracoïde et une ostéotomie de la coracoïde a été réalisée afin de récliner le tendon conjoint avec les corps musculaires du coraco-biceps et du coracobrachialis. Ceci permettait d'exposer le subscapularis sous-jacent. La gouttière bicipitale était ensuite identifiée et ouverte pour exciser le tendon du long biceps. L'articulation acromio-claviculaire a également été ouverte et les ligaments coraco-claviculaires ont été sectionnés pour permettre la mobilisation de la scapula et l'exposition de l'insertion du serratus anterior à son bord médial. Le serratus anterior a été ensuite excisé au ras du bord médial de la scapula ce qui a permis de « luxer » l'articulation scapulo-thoracique en éloignant la scapula du thorax. Ceci nous a permis d'exposer l'intégralité de la fosse sous-scapulaire. Le nerf axillaire, les vaisseaux circonflexes huméraux antérieurs, le bord inférieur du sous-scapulaire et l'espace quadrangulaire ont tous été identifiés.

Le tissu graisseux situé au-dessus du tendon du latissimus dorsi et du teres major a été retiré et la limite supérieure de ces deux muscles a été séparée du bord inférieur du subscapularis. L'ensemble du tissu adipeux situé au niveau de l'espace quadrangulaire et de l'espace triangulaire a été enlevé afin d'exposer correctement la surface antérieure du tendon du long triceps.

La relation entre le bord inférieur du subscapularis et les vaisseaux circonflexes huméraux antérieurs a été décrite de façon systématique. Les "trois sœurs" ainsi que leur environnement graisseux ont ensuite été soigneusement retirés afin d'exposer la partie inférieure du subscapularis.

L'insertion humérale du subscapularis a ensuite été analysée et la portion musculaire inférieure de l'insertion a été identifiée. Les fibres musculaires ont été suivies en médial jusqu'à leur origine scapulaire. L'orientation des fibres a été notée ainsi que l'existence ou non d'un plan de dissection entre les fibres musculaires allant à la partie tendineuse de l'insertion humérale et

celles allant à la partie musculaire de l'insertion. Lorsqu'un plan de dissection était présent, les fibres allant à la partie tendineuse étaient retirées, ne laissant que les fibres allant à la partie musculaire de l'insertion. Dans tous les cas, l'origine scapulaire des fibres allant à la partie musculaire de l'insertion a été notée sous forme de dessins et de photographies et nous avons mesuré les dimensions de la partie tendineuse supérieure et de la partie musculaire inférieure de l'insertion humérale (Figure 36) et de l'origine scapulaire des fibres allant à la partie musculaire (Figure 37).

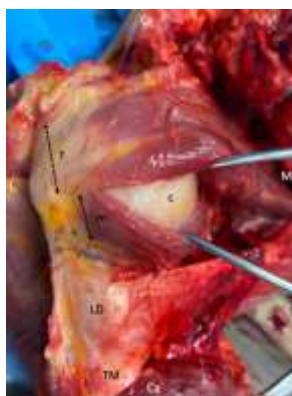


Figure 36 : Épaule droite d'un spécimen cadavérique. La coracoïde, le coraco-biceps et le coraco-brachialis ont été retirés, de même que le plexus brachial. Le latissimus dorsi (LD) et le teres major (TM) sont visibles.

La longueur de la portion tendineuse (t) et de la portion musculaire (m) de l'insertion humérale a été mesurée sur tous les sujets. Sur cette figure, un écarteur de Gelpi a été placé entre les fibres d'orientation différentes allant à la portion tendineuse et celles allant à la portion musculaire. La capsule articulaire (c) sous-jacente est visible.

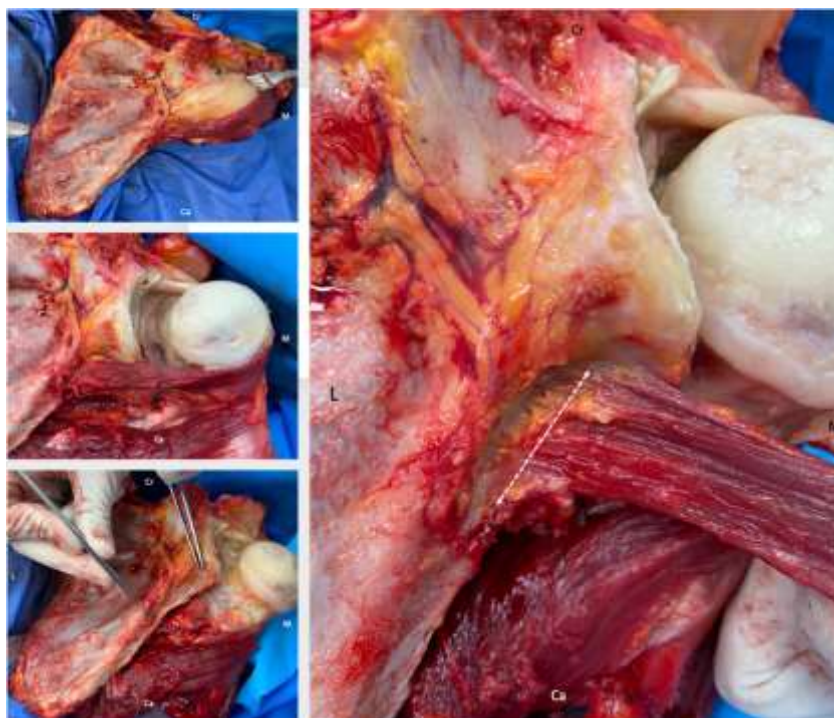


Figure 37 : Épaule gauche d'un spécimen cadavérique. Les fibres allant à la partie tendineuse ont été retirées, ne laissant que les fibres allant à la partie musculaire de l'insertion humérale du subscapularis. L'origine de ces fibres est visible au niveau du col de la scapula et dans une dépression à la partie antéro-médiale du pilier de la scapula. La longueur de cette origine scapulaire a été mesurée sur tous les spécimens.

Dans tous les spécimens cadavériques disséqués, l'insertion du subscapularis était composée d'une portion tendineuse dans les deux tiers supérieurs et d'une portion musculaire au tiers inférieur comme décrit précédemment^{16, 17}. La portion musculaire de l'insertion était toujours située en distal par rapport au tubercule mineur et était systématiquement recouverte en avant par le tissu graisseux entourant les vaisseaux circonflexes antérieurs (les "trois sœurs"). Ainsi, la seule façon de visualiser la partie musculaire de l'insertion du subscapularis était d'exciser les "trois sœurs" avec leur environnement graisseux (Figure 38).

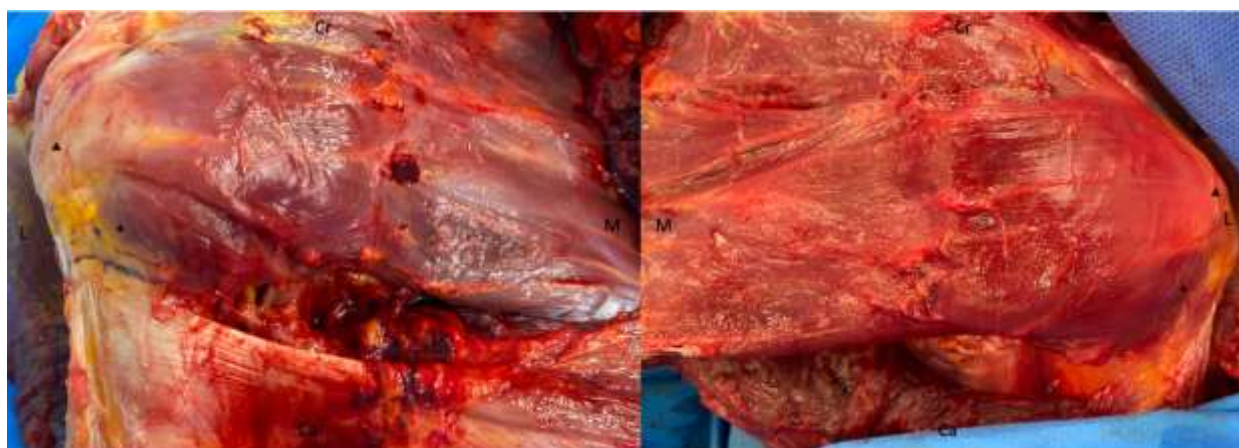


Figure 38 : Dissection du subscapularis (épaule gauche et droite de deux spécimens différents). La seule façon de visualiser la portion musculaire de l'insertion humérale est de retirer les "trois sœurs" et leur environnement graisseux. La portion musculaire (astérisque) de l'insertion humérale est plus médiale que sa portion tendineuse (triangle noir).

Chez tous les sujets, les fibres à destination de la portion tendineuse et celles allant à la portion musculaire de l'insertion avaient une orientation différente (Figure 39).

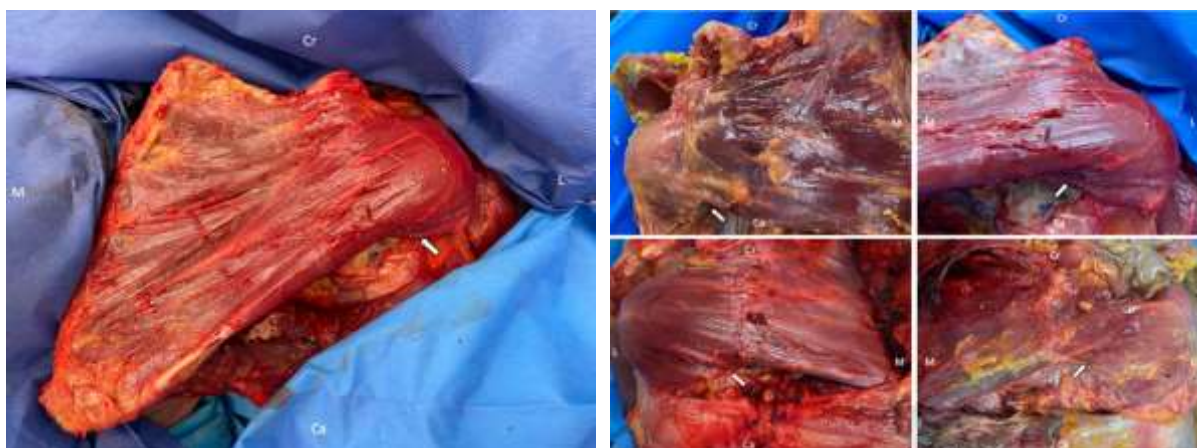


Figure 39 : Dissection de cinq spécimens différents. Dans tous les cas, les fibres à destination de la portion tendineuse et celles allant à la portion musculaire (flèche blanche) de l'insertion avaient une orientation différente. Les fibres allant à la partie inférieure de la portion tendineuse avaient toujours une direction oblique de caudal à crânial en allant de médial à latéral alors que les fibres allant à la portion musculaire de l'insertion avaient une direction opposée, de crânial à caudal en allant de médial à latéral. De plus, les fibres allant à la partie musculaire étaient systématiquement plus profondes que celles allant à la partie tendineuse de l'insertion humérale. Ceci est particulièrement bien visible sur la photo en haut à droite qui est prise d'en bas.

Les fibres allant à la partie inférieure de la portion tendineuse avaient toujours une direction oblique de caudal à crânial en allant de médial à latéral alors que les fibres allant à la portion musculaire de l'insertion avaient une direction opposée, de crânial à caudal en allant de médial à latéral. De plus, les fibres allant à la partie musculaire étaient systématiquement plus profondes que celles allant à la partie tendineuse de l'insertion humérale (Figure 39).

Dans quatre cas (huit épaules), un plan de dissection net a été trouvé entre les fibres allant à la portion tendineuse et celles allant à la partie musculaire (Figure 40).



Figure 40 : Dissection de trois spécimens différents. Dans ces cas, on peut voir un plan de dissection clair entre les fibres allant à la partie tendineuse et celles allant à la partie musculaire. Lorsque ces fibres sont suivies en médial, on constate qu'elles ne proviennent pas de la fosse subscapularis.

Lorsque ces fibres étaient suivies en médial, on s'apercevait qu'elles ne provenaient pas de la fosse sous-scapulaire mais du col de la scapula et d'une dépression située à la partie antéro-médiale du pilier de la scapula (Figure 37 et 41).

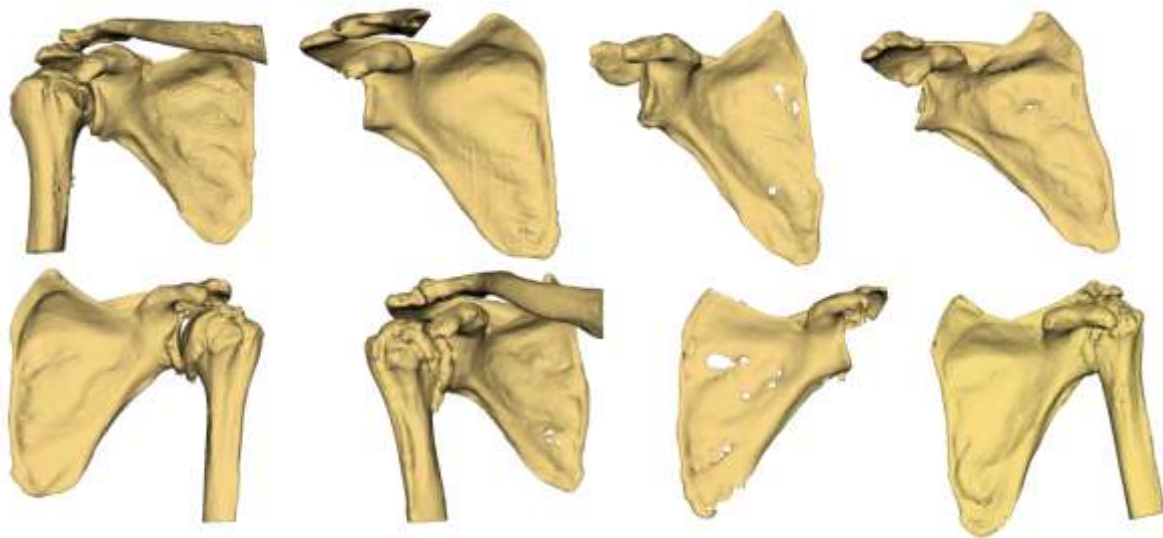


Figure 41 : Exemples de huit reconstructions scanner 3D d'épaules saines et arthrosiques. Sur chaque scapula, on peut voir la dépression située à la partie antéro-médiale du pilier scapulaire correspondant à la zone d'où partent les fibres allant à la partie musculaire de l'insertion humérale du subscapularis.

Ceci était également visible dans les 15 autres épaules où un plan de dissection clair ne pouvait être individualisé. Dans ces cas, on a constaté que les fibres allant à la partie musculaire provenaient du même endroit sur le col et le pilier de la scapula, mais ces fibres s'agrégeaient en médial à des fibres provenant de la fosse sous-scapulaire (Figure 42).

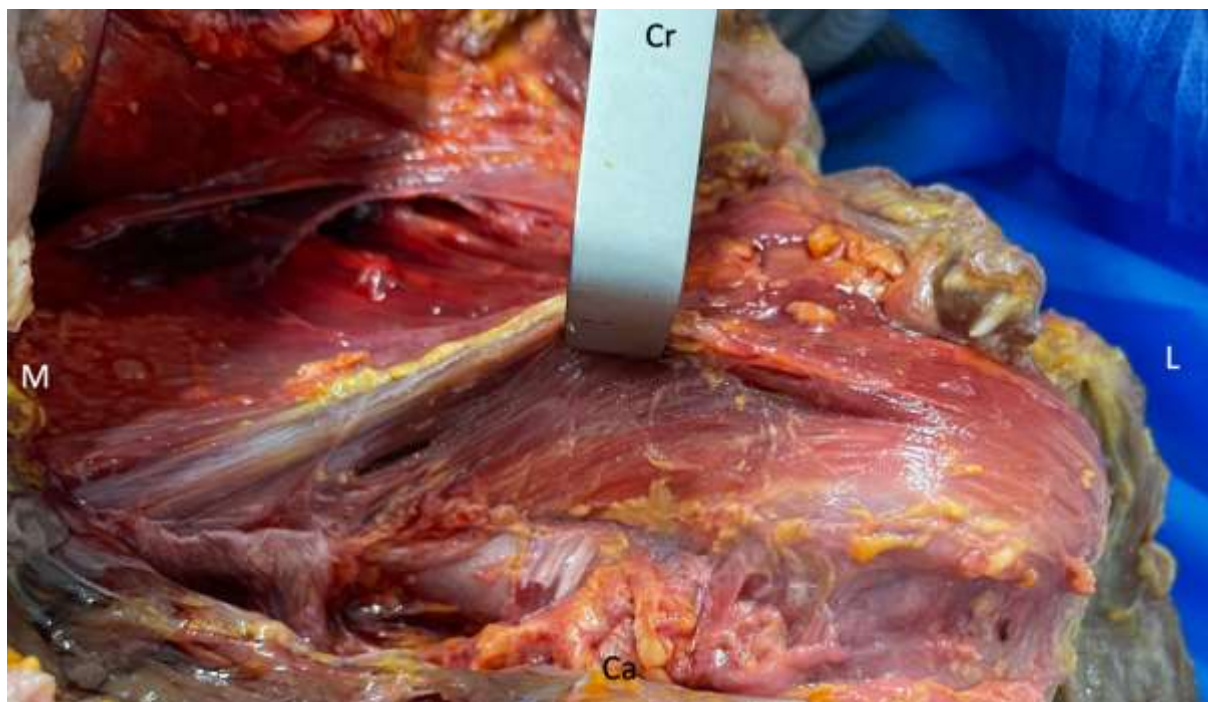


Figure 42 : Épaule gauche d'un spécimen cadavérique chez lequel un plan de dissection clair ne peut être individualisé entre les fibres allant à la portion tendineuse et celles allant à la portion musculaire de l'insertion humérale du subscapularis. Dans ce cas, les fibres allant à la partie musculaire proviennent également du col et du pilier de la scapula mais ces fibres s'agrègent en médial aux fibres provenant de la fosse sous-scapulaire. Un écarteur de Farabeuf a été placé sous les fibres à destination de la portion tendineuse.

Cette étude anatomique montre que, contrairement à ce qui est communément admis¹⁶⁰⁻¹⁶³, les fibres musculaires du subscapularis ne proviennent pas toutes de la fosse sous-scapulaire. En effet, certaines fibres ont une origine distincte sur le col de la scapula et dans une dépression située à la partie antéro-médiale du pilier de la scapula. **Cette origine semble constante dans notre étude cadavérique et toutes les fibres allant à la partie musculaire inférieure du tendon proviennent de cette origine.**

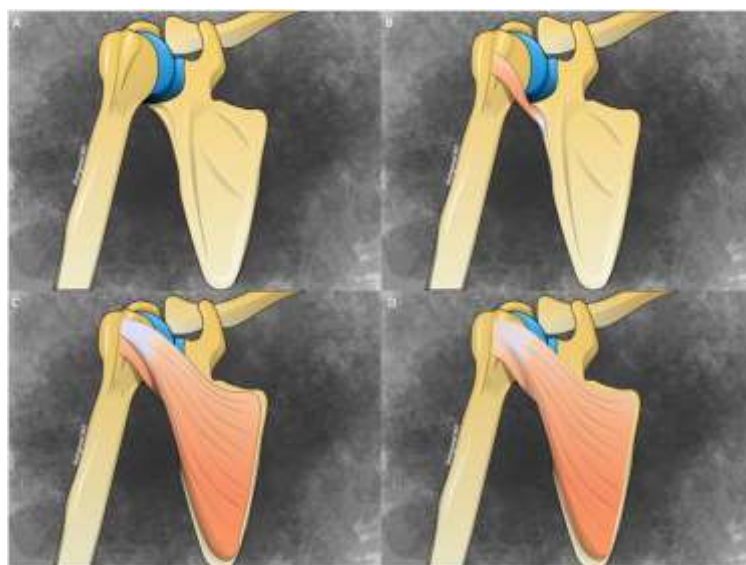


Figure 43 : Schéma d'une épaule droite. La dépression située à la partie antéro-médiale du pilier scapulaire peut être vue (A). C'est de celle-ci que partent les fibres allant à la portion musculaire de l'insertion humérale du subscapularis (B). Ces fibres sont plus profondes que les fibres allant à la partie tendineuse de l'insertion humérale qui prennent naissance, quant à elles, dans la fosse sous-scapulaire. Un plan de dissection net peut être retrouvé entre ces deux portions (C) ou bien les fibres peuvent être agrégées entre elles (D).

3.1.4.3. Segmentation semi-automatisée

Pendant le déroulement de notre travail de thèse, une méthode de segmentation semi-automatisée des parties molles a été développée au LaTIM par Mehran Azimbagirad^{164, 165} sur les muscles de la cuisse. Elle a fait l'objet d'un module additionnel à 3D slicer et d'un dépôt de logiciel. Cette méthode a par la suite été testée sur des épaules et comparée avec succès à nos segmentations manuelles (Tableau 2). Cette technique de segmentation semi-automatisée repose sur la méthode suivante :

- pour chaque muscle de l'épaule, le grand axe était déterminé pour décider si la segmentation semi-automatisée devait être faite sur les coupes axiales (deltoïde, subscapularis) ou sagittales (supraspinatus, infraspinatus, teres minor).
- une segmentation manuelle était faite sur des coupes successives espacées. Afin de trouver les points correspondants entre les contours annotés de chaque muscle (et de pouvoir calculer une interpolation précise entre eux), un recalage de chaque paire successive de contours annotés (du plus petit au plus grand) était effectué de façon séquentielle.
- Après ce recalage, la méthode consiste à n'utiliser que quelques points appariés avec précision (séparés par une distance euclidienne inférieure à 1 mm). Ensuite, des points étaient sélectionnés deux à deux sur chaque coupe pour être appariés entre eux. Un

même nombre de points équidistants était sélectionné et ont été reliés un à un, fournissant tous les points appariés de manière progressive.

- Les listes de points étaient organisées selon une structure arborescente et tous les chemins des racines aux feuilles ont été interpolés à l'aide de *spline curves*. L'interpolation était réalisée en deux phases : une première phase d'interpolation en utilisant des *splines* 3D selon la direction longitudinale et une deuxième phase d'interpolation entre les points des *splines* 3D situés sur le même plan z afin de créer de nouveaux contours continus pour combler l'écart entre les coupes segmentées à la main.
- Afin de reconstruire le volume de chaque muscle, les contours horizontaux créés ont été remplis à l'aide de la fonction *fill* de la librairie Scipy¹⁶⁶ et l'algorithme *marching cubes* a permis d'extraire chaque volume musculaire sous forme de maillage.¹⁶⁷

Cette méthode permet de segmenter les muscles de l'épaule en ne segmentant manuellement que quelques coupes ce qui permet de diminuer considérablement le temps nécessaire à la segmentation (la segmentation d'une coupe ne prend que quelques secondes) avec une précision tout à fait satisfaisante, mesurée grâce à notre cohorte de segmentations manuelles servant de « vérité terrain ».

Tableau 2 : durée moyenne de segmentation et précision en fonction du nombre de coupes segmentées manuellement et de la distance entre les coupes. On voit que les durées sont de l'ordre de quelques minutes à comparer à plusieurs heures par muscle en segmentation manuelle.

ISP : infraspinatus

SSC : subscapularis

DICE : coefficient de DICE et d'autres noms encore est un indicateur statistique qui mesure la similarité de deux échantillons

Muscle	Résolution	Nombre total de coupes	Nombre de coupes segmentées	Distance entre les coupes	Durée de segmentation (s)	Précision (DICE)
ISP	0.6x0.6x0.8	131	16	8 mm	237	0.953
	0.6x0.6x0.8		10	16 mm	157	0.933
	0.6x0.6x0.8		9	24 mm	163	0.910

SSC	0.6x0.6x0.8	132	14	8 mm	220	0.941
Delhoïde	0.5x0.5x0.5	340	14	15 mm	1218	0.974

3.1.4.4. *Segmentation automatisée par atlas statistique de forme*

Il est classique de réaliser des modèles statistiques de structures rigides puisque les seules déformations de la famille d'organes étudiés sont des variations anatomiques. Ces modèles peuvent être utilisés pour retrouver la forme prémorbide, pour compléter des parties manquantes^{168, 169} (champs d'acquisition), pour faire une analyse de formes, pour faire de la segmentation. Dans ce cadre, nous avons tenté d'utiliser un modèle statistique de muscle afin d'utiliser les déformations du modèle pour segmenter des données images.

La construction d'un modèle statistique des muscles de la coiffe a fait l'objet d'un travail de mémoire de fin d'études chez Imascap. Elodie Romero a réalisé des modèles à partir de 17 épaules. Ces modèles reposaient sur plusieurs étapes successives :

- une transformation de mise à l'échelle aux muscles afin d'éviter des erreurs de recalage et de correspondance.
- un alignement afin de placer tous les objets de l'ensemble en établissant un système de coordonnées propre aux muscles.
- un recalage rigide, c'est à dire la recherche d'une transformation rigide, soit uniquement une translation et une rotation entre le nuage points du muscle source et ceux du muscle cible
- un recalage élastique qui consiste à déformer et "superposer" le mieux possible un muscle source sur un muscle cible afin d'apparier chaque point du muscle source à un point du muscle cible pour obtenir les correspondances correctes.

Toutes ces étapes permettent d'obtenir un muscle source dont la forme est très proche du muscle cible. L'algorithme de mise en correspondance a pour but d'apparier les points du muscle source à des points du muscle cible. Pour chaque modèle était construit un muscle moyen qui servait d'objet de référence à l'établissement des correspondances finales et à la modélisation des variations morphologiques des muscles. Pour construire le muscle moyen, une méthode similaire à celle de Heitz et al.¹⁷⁰ était utilisée en choisissant au hasard un objet de référence parmi la population d'apprentissage. Pour tous les muscles de la population d'apprentissage (hors référence), nous avons apparié les points qui les constituent. Les correspondances étaient ensuite moyennées afin d'obtenir une première forme moyenne. Ce processus était répété en intégrant cette fois-ci le muscle référant de la première itération, jusqu'à un certain nombre d'itérations pour obtenir des muscles moyens finaux (Figure 44).



Figure 44 : Exemple de modèle statistique du supraspinatus moyen. Dans l'ordre : coronal antérieur – coronal postérieur – axial supérieur – axial inférieur

Une fois ce modèle moyen obtenu, un modèle statistique permet de caractériser la variabilité et la dispersion d'une population tout en mettant en évidence les modes principaux de variations relatives à la moyenne (Figure 45).

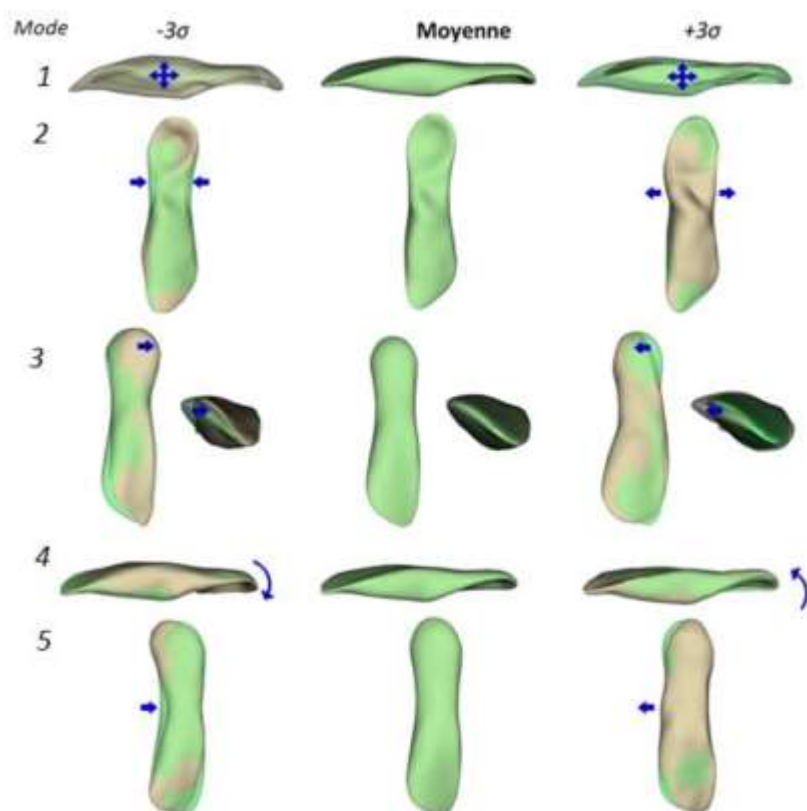


Figure 45 : Modèle statistique du supraspinatus (muscle cible en vert et muscle source en blanc) avec ses cinq premiers modes principaux de variations morphologiques. Mode 1 : vue coronale antérieure. Mode 2 : vue axiale inférieure. Mode 3 : vue axiale supérieure - vue sagittale. Mode 4 : vue coronale antérieure. Mode 5 : vue axiale supérieure.

Ce modèle statistique permettait donc d'obtenir une base de travail sur laquelle échauffer un algorithme de segmentation automatisée. Mais, en construisant ce modèle statistique pour les différents muscles de l'épaule, nous nous sommes rendus compte que cette méthode n'allait probablement pas être la meilleure pour arriver à une segmentation automatisée. En effet, contrairement à la scapula et à l'humérus, les volumes à étudier ici sont des volumes déformables dont la forme peut varier en fonction des autres muscles environnants, d'anomalies

osseuses et de la position du patient sur la table du scanner. Ceci peut notamment affecter le deltoïde en particulier chez les patients minces, chez lesquels le muscle se retrouve directement aplati par le contact avec la table du scanner (Figure 46).

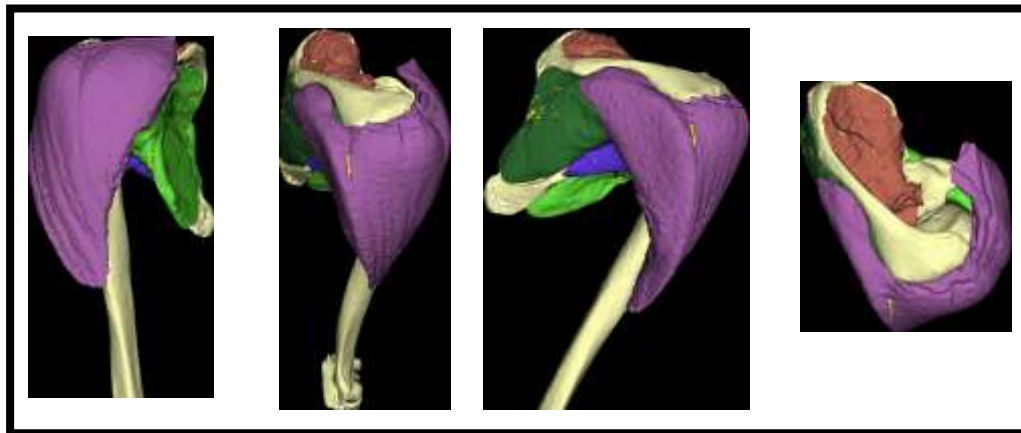


Figure 46 : Exemple de segmentation manuelle des quatre muscles de la coiffe et du deltoïde. Il apparaît très clairement que le deltoïde est déformé par le contact avec la table du scanner.

Suite à cette étude de faisabilité exploratoire sur 17 cas, nous avons estimé que cette méthode n'était pas adaptée aux parties molles. En effet, compte tenu de cette déformabilité des muscles, nous avons décidé d'abandonner cette méthode et avons choisi d'opter pour une méthode de segmentation automatisée par apprentissage machine qui ne dépend pas de la forme moyenne des muscles.

3.1.4.5. Segmentation automatisée par apprentissage machine

Depuis une dizaine d'années, de nombreux travaux de classification ou de segmentation utilisant l'intelligence artificielle ont été publiés. La segmentation des muscles, notamment en IRM est difficile mais les résultats sont prometteurs.¹⁷¹ L'élaboration d'un algorithme de segmentation automatisée des muscles de l'épaule par apprentissage machine a fait l'objet d'un travail de stage de fin d'études chez Imascap, réalisé par Monsieur Cédric Manelli. Cet

algorithme reposait sur l'utilisation d'un réseau neuronal convolutif (*convolutional neural network* - *CNN*). Ce CNN consiste en une répétition de couches de convolution alternées suivies de couches de mise en commun qui permet de réaliser du sous-échantillonnage (appelées couches *max-pooling* ou *subsampling*). Les noyaux convolutifs parcourent l'image 2D ou l'image volumétrique d'entrée (que l'on appellera donnée d'entrée) et permettent d'extraire des informations de textures, de formes ou de contours et les étapes de sous-échantillonnage permettent de réduire le nombre d'informations, tout en conservant les caractéristiques de la donnée d'entrée traitée. Ces informations permettent de segmenter différentes structures à partir de la donnée d'entrée. Chaque couche de convolution comporte plusieurs noyaux de convolution. Tous les poids d'une même matrice de chaque noyau de convolution sont connectés à un neurone artificiel. Une fonction d'activation pour chaque neurone permet de rendre plus ou moins actif ce neurone. Puis chaque neurone d'une couche est connecté à un petit groupe de la couche de convolution suivante. Le réseau que nous avons utilisé possède une architecture de type U-Net 3D. Il s'agit d'une structure U-Net établie par Ronneberger et al.¹⁷² où toutes les opérations 2D sont remplacées par leurs homologues 3D, ce qui est plus adapté aux données de type volumétriques issues de scanner.

Des images 3D de chaque épaule (provenant de notre bibliothèque de segmentations cf. 3.1.4.1) étaient fournies au réseau avec des labels de segmentation pour chaque muscle, réalisés par un humain afin de l'entraîner à reconnaître les cinq muscles et les distinguer du fond. Les données biomédicales étaient alors fragmentées en plusieurs volumes plus petits, de $96 * 96 * 96$ voxels, afin de correspondre au volume d'entrée du réseau. L'objectif était d'obtenir un CNN qui soit capable, à partir d'un fichier DICOM, de fournir en sortie du réseau les structures anatomiques des 5 muscles identiques à celles segmentées par l'humain. L'apprentissage du réseau se réalise en deux étapes, l'entraînement et l'évaluation, suivies d'une phase de test. La cohorte de segmentations était donc divisée en 3 groupes entraînement/évaluation/test (60%/60%/20%).

Les segmentations étaient lissées et étaient mises en miroir si besoin pour que toutes correspondent à des épaules droites. Pendant la phase d'entraînement du réseau, ces segmentations étaient fournies afin d'apprendre au réseau à segmenter automatiquement les parties souhaitées en utilisant le *Projet Monai*¹⁷³ initialement développé pour la segmentation automatisée de la rate à partir de fichiers DICOM modalité CT-scan.

Nos premiers résultats ont été obtenus après un entraînement de 300 *epochs* et sont très encourageants (Figure 47-48) malgré quelques erreurs (Figure 49).

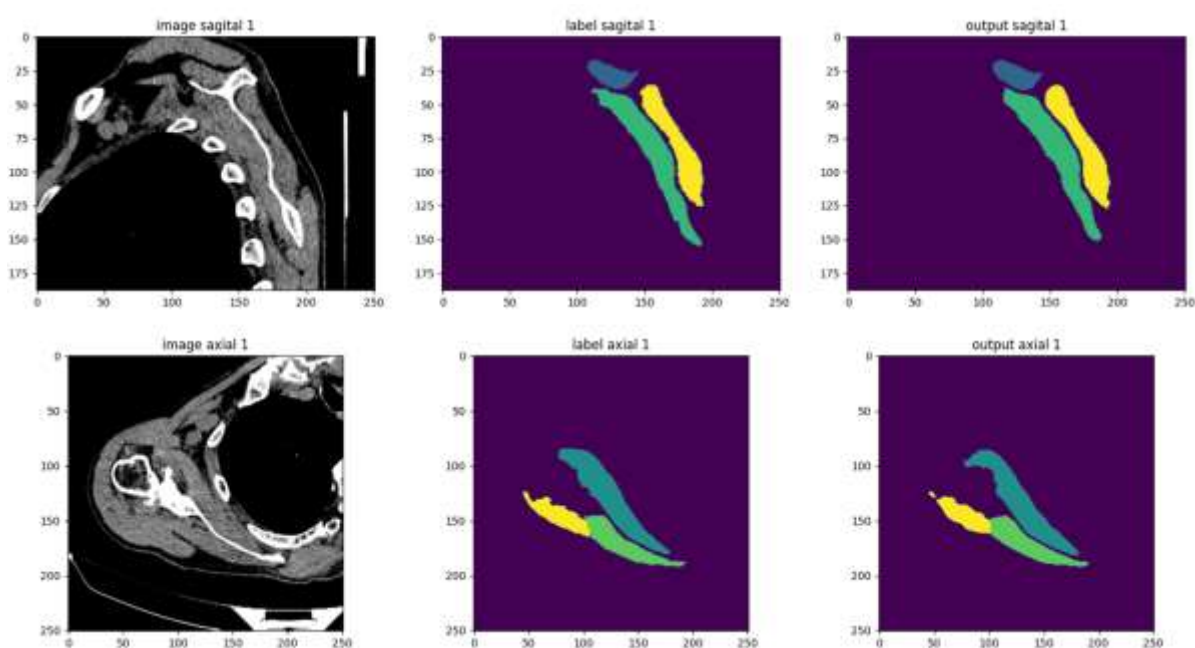


Figure 47 : Exemple de segmentation à partir d'images TDM d'épaules saines en fenêtre parties molles.

En haut : coupe sagittale (supraspinatus en bleu, subscapularis en vert et infrapinatus en jaune)

En bas : coupe axiale (subscapularis en bleu, teres minor en jaune, infrapinatus en vert)

A gauche : segmentation manuelle

A droite : segmentation automatisée

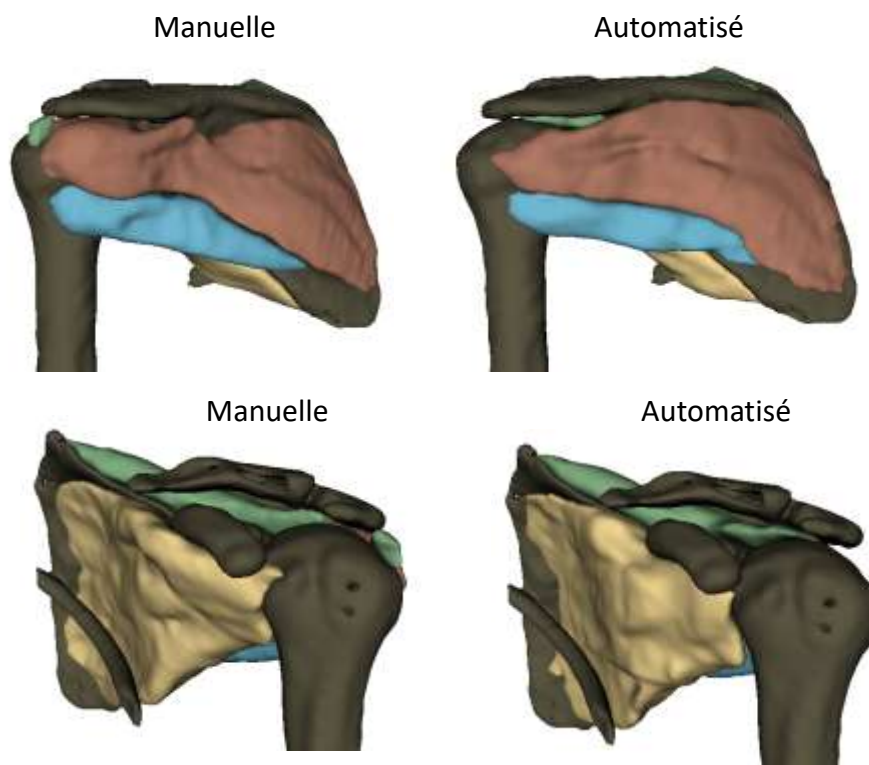


Figure 48 : Exemple de segmentation en 3D d'une épaule gauche (vue postérieure en haut, vue antérieure en bas). Segmentation manuelle à droite et automatisée à gauche. Le supraspinatus est figuré en vert, l'infraspinatus en rouge, le teres minor en bleu et le subscapularis en jaune

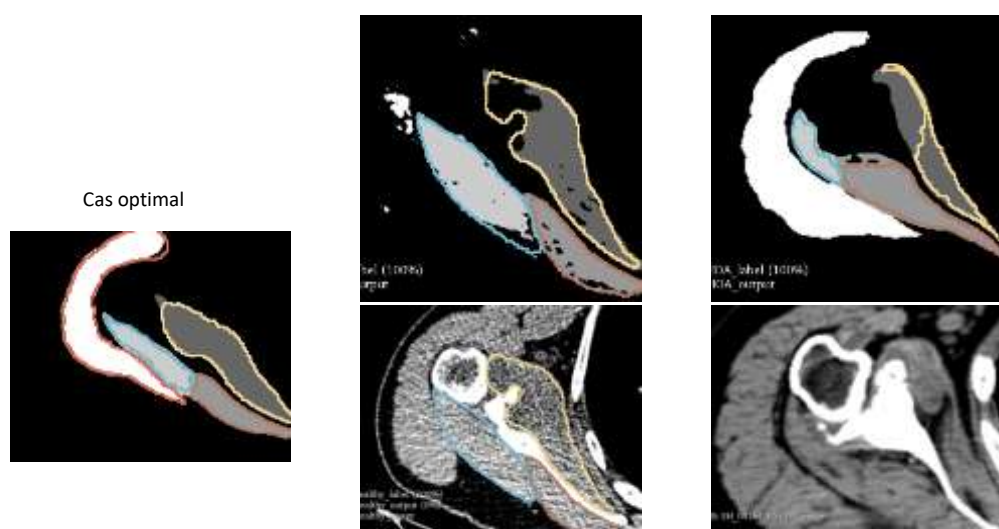


Figure 49 : Exemple d'erreurs de segmentation automatisée sur des vues axiales. Les lignes colorées correspondent à la segmentation manuelle, les zones grisées correspondent à la segmentation automatisée.

A gauche : cas optimal où les lignes colorées et les zones grisées concordent parfaitement.

Au milieu : scanner bruité, certaines zones du tissu musculaire du subscapularis ne sont pas reconnues comme étant du muscle.

A droite : volumineuse collection d'allure liquidienne en avant de la glène, reconnue comme étant du subscapularis par l'algorithme

Ces erreurs ont été corrigées par une méthode classique de « data augmentation » en important des fenêtres os en plus et en appliquant un certain nombre de transformations (étirement gaussien, variation d'intensité, bruit gaussien, flou gaussien, rotation, agrandissement, variation du contraste, artefacts). Ceci permettait de fournir au réseau des images 3D plus diversifiées afin de le rendre plus robuste face à ce type de donnée d'entrée (Figure et Table)

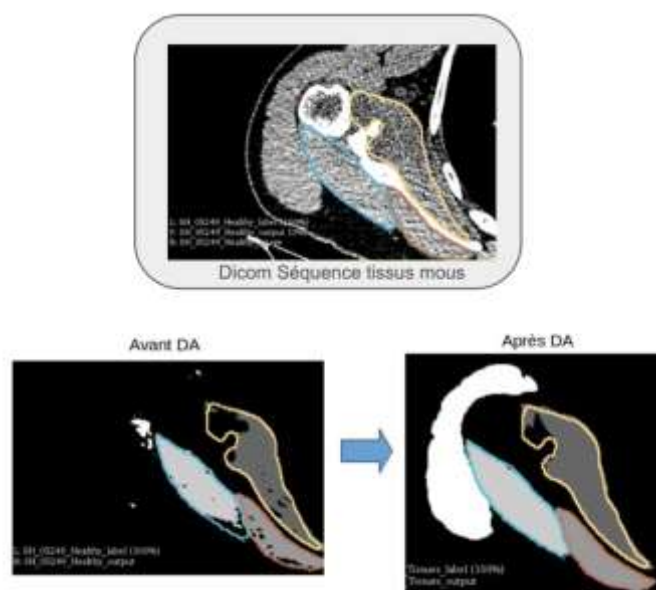


Figure 50 : Erreur de segmentation du subscapularis à gauche corrigée après data augmentation (DA) à droite. Les lignes colorées correspondent à la segmentation manuelle, les zones grisées correspondent à la segmentation automatisée.

Tableau 3 : Précision des segmentations automatisées avant et après data augmentation (DA). DICE : coefficient de DICE est un indicateur statistique qui mesure la similarité de deux échantillons

	Back	Delto	ISP	SSC	SSP	TM
Dice without DA	0,987 ± 0,001	0,896 ± 0,010	0,871 ± 0,007	0,870 ± 0,009	0,881 ± 0,007	0,747 ± 0,012
Dice with DA	0,987 ± 0,001	0,904 ± 0,010	0,887 ± 0,014	0,892 ± 0,008	0,885 ± 0,004	0,796 ± 0,006
Dice with DA and bones	0,986 ± 0,001	0,871 ± 0,001	0,861 ± 0,003	0,871 ± 0,003	0,869 ± 0,002	0,777 ± 0,003

	CTA	Healthy	PGHOA	MRCT	Bones	Tissues
Dice without DA	0,838 ± 0,011	0,856 ± 0,009	0,844 ± 0,005	0,841 ± 0,008		
Dice with DA	0,856 ± 0,009	0,895 ± 0,007	0,848 ± 0,009	0,842 ± 0,006		
Dice with DA and bones	0,756 ± 0,006	0,895 ± 0,004	0,843 ± 0,004	0,862 ± 0,007	0,814 ± 0,003	0,876 ± 0,002

	Without DA	with DA	with DA and bones
Overlapping	0,090 ± 0,016	0,081 ± 0,013	0,085 ± 0,001

Cet outil de segmentation automatisée permet de diminuer énormément le temps de segmentation puisqu'il se retrouve aux alentours de dix secondes pour l'ensemble des cinq muscles d'un cas. Ce travail préliminaire est encourageant et montre la faisabilité d'une telle méthode de segmentation. Il faudra dans un deuxième temps améliorer la méthode scientifique et transformer le langage de code de l'algorithme, qui est à présent en Python, en C++. Une fois cette étape achevée, viendra alors l'étape indispensable de validation sur la cohorte « test » prévue à cet effet. Cet algorithme pourra par la suite être industrialisé et intégré dans le logiciel de planification Blueprint (Tornier, Plouzané).

4. Évaluation 3D quantitative de l'atrophie et de l'infiltration graisseuse

Afin d'intégrer l'effet des muscles dans notre modèle biomécanique patient-spécifique, la première étape était d'obtenir leur forme en 3D. Ceci a été permis par leur segmentation plus ou moins automatisée. L'étape suivante consistait à déterminer leur volume et surtout le volume de tissus musculaire présent car nous savons que les muscles de la coiffe des rotateurs ont la particularité d'être sujets à la survenue d'une infiltration graisseuse. Ceci nous permettra par la suite de calculer la force que ces muscles sont capables d'exercer puisqu'il a été démontré que celle-ci est directement corrélée au volume musculaire^{121, 174, 175}.

L'état des muscles de la coiffe est habituellement déterminé par l'évaluation de l'atrophie musculaire et de l'infiltration graisseuse. Il a été démontré que ces deux paramètres étaient indépendants et prédictifs des résultats fonctionnels après une chirurgie de l'épaule^{81, 82}, l'atrophie musculaire étant réversible et l'infiltration graisseuse étant irréversible⁸²⁻⁸⁶.

4.1. Évaluation de l'atrophie

4.1.1. Méthodes décrites

Bien que rapides et relativement reproductibles, les méthodes existantes telles que la mesure de l'*occupation ratio*⁸⁷, la mesure des *cross-sectional areas*⁸⁷ ou l'évaluation du signe de la tangente⁸⁸ ne permettent pas de quantifier précisément l'atrophie des muscles de la coiffe des rotateurs pour plusieurs raisons : 1 - ces mesures 2D peuvent être affectées par la rétraction du tendon⁸⁹ ; 2 - elles n'ont pas été validées pour mesurer l'atrophie de l'infraspinatus ou du teres minor ; 3 - le calcul de l'*occupation ratio* nécessite une estimation de la zone de pré-atrophie du supraspinatus qui est subjective et qui ne peut être appliquée aux autres muscles de la coiffe des rotateurs; 4 - la mesure de l'atrophie musculaire sous la forme d'un rapport entre la surface de section transversale du muscle et la surface de section transversale de sa fosse repose sur l'hypothèse qu'à mesure que l'atrophie musculaire se produit, l'espace créé est remplacé par de

la graisse extra-musculaire. Cette explication n'est toutefois pas confirmée par la science, car il a été démontré que la quantité de graisse extra-musculaire qui remplit l'espace laissé vide par l'atrophie musculaire est plus importante que s'il ne s'agissait que d'un comblement volume pour volume⁹⁰. Ainsi, avons-nous proposé une méthode quantitative d'évaluation 3D de l'atrophie qui s'affranchirait de ces différentes limites.

4.1.2. Évaluation 3D quantitative de l'atrophie¹⁷⁶

4.1.2.1. Méthode

Nous avons utilisé notre bibliothèque de segmentations pour calculer le volume de l'enveloppe chaque muscle (graisse intramusculaire comprise) en cm³ (volume musculaire global). Les séquences des séries DICOM osseuses ont ensuite été automatiquement segmentées à l'aide d'un logiciel validé (BluePrint, v2.1.6, Tornier, France) qui calcule des modèles 3D de la scapula et qui permet de calculer automatiquement le volume scapulaire osseux en cm³. Chaque volume musculaire global était ensuite normalisé par rapport au volume scapulaire osseux de chaque patient pour tenir compte de l'effet de la taille sur le volume musculaire¹⁷⁷. Cela nous a permis de calculer le volume normalisé (VN) de chaque muscle de la coiffe des rotateurs.

$$VN = \frac{V_{\text{muscle}}}{V_{\text{scapula}}}$$

Les volumes musculaires moyens et le VN moyen ont été calculés pour chaque muscle dans les quatre cohortes de patients (contrôle sain, IRCT, CTA, OA). Le VN moyen des cas sains a été utilisé pour déterminer une valeur VN de référence pour chacun des muscles de la coiffe des rotateurs et pour chaque sexe. L'atrophie musculaire était calculée en divisant le VN d'un muscle donné par le VN de référence de ce muscle et en soustrayant cette valeur à 100%.

$$Atrophie_{\text{femme}} = 100 \% - \frac{VN}{\text{mean}_{\text{healthyFemale}}(VN)} \%$$

$$Atrophie_{\text{homme}} = 100 \% - \frac{VN}{\text{mean}_{\text{healthyMale}}(VN)} \%$$

Par exemple, pour un infraspinatus atrophié d'une femme dont le VN est 0,77, sachant que le VN de référence de l'infraspinatus est de 1,29 pour les femmes (Tableau 4), alors le volume musculaire théorique restant est de $0,77/1,29 = 60\%$. Par conséquent, l'atrophie calculée est de $100\%-60\% = 40\%$.

Le volume relatif de chaque muscle par rapport au volume global des muscles de la coiffe des rotateurs était également calculé car cela permettait une comparaison plus facile avec les données disponibles dans la littérature en négligeant l'effet de la taille des patients sur le volume musculaire.

Tableau 4 : Volume musculaire normalisé par pathologie

		Sain		CTA		IRCT		OA	
Supraspinatus	H	0.66 ± 0.1	0.68 ± 0.1	0.28 ± 0.1	0.33 ± 0.1	0.30 ± 0.1	0.34 ± 0.1	0.39 ± 0.1	0.35 ± 0.1
	F		0.59 ± 0.1		0.27 ± 0.1		0.28 ± 0.1		0.41 ± 0.1
Subscapularis	H	1.91 ± 0.4	2.00 ± 0.3	1.14 ± 0.3	1.08 ± 0.4	1.11 ± 0.2	1.18 ± 0.2	1.08 ± 0.2	1.00 ± 0.2
	F		1.64 ± 0.2		1.16 ± 0.3		1.07 ± 0.2		1.14 ± 0.3
Infraspinatus	H	1.39 ± 0.2	1.43 ± 0.2	0.82 ± 0.2	0.80 ± 0.3	0.83 ± 0.2	0.95 ± 0.1	0.95 ± 0.3	0.93 ± 0.2
	F		1.29 ± 0.2		0.80 ± 0.2		0.74 ± 0.2		0.96 ± 0.2
Teres Minor	H	0.30 ± 0.1	0.32 ± 0.1	0.21 ± 0.1	0.26 ± 0.1	0.22 ± 0.1	0.21 ± 0.1	0.20 ± 0.1	0.20 ± 0.1
	F		0.26 ± 0.1		0.20 ± 0.1		0.22 ± 0.1		0.20 ± 0.1

4.1.2.2. Analyse statistique

Une analyse de variance à sens unique a été utilisée pour tester la différence entre les moyennes de plusieurs sous-groupes qualitatifs (diagnostic : sain, CTA, IRCT, OA) d'une variable continue (qui peut être le volume, le volume normalisé, l'atrophie musculaire globale ou

l'atrophie musculaire). Le test de Levene a été utilisé pour vérifier l'égalité des variances. L'hypothèse selon laquelle les moyennes d'au moins deux des sous-groupes diffèrent significativement est acceptée si la valeur p de la statistique F est inférieure à 0,05, qui est le niveau de signification que nous avons choisi. La comparaison par paires des sous-groupes a ensuite été calculée à l'aide du test de Tukey-Kramer. Le test de Shapiro-Wilk a enfin été réalisé pour vérifier la distribution normale des résidus.

Si le test de Levene est positif ($p < 0,05$), alors les variances des différents groupes sont différentes et nous avons utilisé une statistique non paramétrique. Dans ce cas, le test de Kruskal-Wallis (test H) a été utilisé avec un niveau de signification de 0,05. Le test post-hoc utilisé pour la comparaison par paire des sous-groupes était le test selon Dunn (1964).

Les analyses statistiques ont été réalisées avec MedCal (v19.4.0, MedCalc Software Ltd.).

4.1.2.3. Résultats

Les volumes musculaires moyens pour chaque groupe de patients (sain, CTA, IRCT, OA) sont détaillés dans le tableau 5.

Tableau 5 : Volume musculaire (cm^3) par pathologie et comparaison avec la littérature

Method	Present study				Holzhauser et al ²⁸	Juhl-Kristensen et al ²⁹	Juhl-Kristensen et al ³⁰	Piepers et al ³¹	Vidli et al ³²	Matsumura et al ³³	Henninger et al ³⁴	Jeong et al ³⁵
	CT				MBI	MBI	Dissection	CT	MBI	MBI	MBI	MBI
Subjects	Healthy	CTA	IRCT	OA	Healthy	Healthy	Cadaveric specimens	Healthy	Healthy	Healthy	Cadaveric specimens	Healthy
Age, yrs	36	77	71	69	29	40	79	57	75	72	N/A	43
Supraspinatus volume, mean (SD)	67 (19)	25 (32)	30 (16)	38 (33)	50 (20)	48 (8)	30 (12)	N/A	40 (15)	28 (6)	41 (21)	35 (6)
Subscapularis volume, mean (SD)	195 (62)	98 (40)	111 (60)	107 (36)	145 (64)	154 (22)	90 (20)	123 (34)	103 (32)	95 (26)	107 (45)	30 (13)
Infraspinatus volume, mean (SD)	141 (42)	68 (25)	83 (34)	95 (33)	119 (47)	125 (16)	84 (9)	119 (30)	102 (28)	74 (19)	116 (41)	21 (9)
Teres minor volume, mean (SD)	31 (12)	19 (11)	21 (10)	20 (11)	28 (14)				25 (8)	13 (6)		13 (13)

CTA, cuff tear arthropathy; IRCT, irreparable rotator cuff tear; OA, osteoarthritis; SD, standard deviation.

Les volumes des quatre muscles de la coiffe des rotateurs étaient significativement plus importants dans la cohorte de contrôle saine que dans les trois cohortes malades ($p < 0,0001$), mais ne différaient pas entre les patients CTA, IRCT et OA ($p > 0,1$). De même, après normalisation par le volume scapulaire (tableau 4), les quatre muscles de la coiffe des rotateurs avaient un VN significativement plus important dans la cohorte saine que dans les trois autres ($p < 0,0001$) et ne différaient pas entre les groupes pathologiques, à l'exception du VN du

supraspinatus, qui était significativement plus important chez les patients atteints d'OA que chez les patients CTA ($p=0,01$).

Le volume relatif de chaque muscle par rapport au volume global des muscles de la coiffe des rotateurs est rapporté dans le tableau 6. Le volume relatif de chaque muscle était comparable dans les quatre groupes différents, le sus-épineux représentant 14 % (12-15 %), le sous-scapulaire 45 % (42-47 %), l'infra-épineux 34 % (33-37 %) et le teres minor 8 % (7-9 %) du volume global de la coiffe des rotateurs.

Tableau 6 : Volume relatif de chaque muscle par rapport au volume global des muscles de la coiffe des rotateurs par pathologie et comparaison avec la littérature.

Variable	Present study				Holzbauer et al ²⁴	Juul-Kristensen et al ²⁷	Juul-Kristensen et al ²⁷	Vidt et al ²²	Matsumura et al ²⁰	Henninger et al ²¹	Jeong et al ²³
Method	CT				MRI	Dissection	MRI	MRI	MRI	MRI	MRI
Subjects	Healthy	CTA	IRCT	OA	Healthy	Healthy	Cadaveric specimens	Healthy	Healthy	Cadaveric specimens	Healthy
Age, yrs	36	77	71	69	29	40	79	75	72	N/A	43
Supraspinatus, %	15	12	12	15	14	15	13	15	13	16	19
Subscapularis, %	45	47	45	42	46	47	44	38	45	41	38
Infraspinatus, %	33	33	34	37	33	38	43	38	35	44	27
Teres minor, %	7	9	9	8	8			9	6		16

CTA, cuff tear arthropathy; IRCT, irreparable rotator cuff tear; OA, osteoarthritis.

L'atrophie quantitative pour chaque muscle de la coiffe des rotateurs et pour chaque groupe de patients (sain, CTA, IRCT, OA) est détaillée dans le tableau 7. L'atrophie musculaire était comparable pour tous les muscles de la coiffe des rotateurs entre les patients CTA, IRCT et OA, à l'exception du supraspinatus qui était significativement ($p=0,002$) plus atrophié chez les patients CTA (53%) et IRCT (52%) que chez les patients OA (37%).

Tableau 7 : Atrophie quantitative normalisée. * représente des valeurs significativement différentes ($p=0.002$)

	Sain	CTA	IRCT	OA
Supraspinatus	0%	53%	52%	37%*
Subscapularis	0%	33%	37%	38%
Infraspinatus	0%	39%	38%	29%
Teres Minor	0%	21%	22%	29%

Tout ceci démontre que le volume du muscle de la coiffe des rotateurs est significativement diminué chez les patients atteints d'omarthrose centrée (OA), d'omarthrose excentrée (CTA) ou de rupture irréparable de la coiffe des rotateurs (IRCT) par rapport aux patients sains. De plus, l'analyse de l'atrophie musculaire globale par groupe pathologique montre une atrophie significativement plus importante chez les patients CTA/IRCT dans le muscle supraspinatus que chez les patients OA. Cependant, cette différence n'a étonnamment pas été observée pour le subscapularis, l'infraspinatus et le teres minor, suggérant que la raideur et la moindre utilisation de l'épaule observées dans l'arthrose peuvent conduire à une atrophie musculaire malgré des tendons intacts, ou peut-être que l'âge est plus important pour expliquer l'atrophie musculaire que la rupture de la coiffe des rotateurs. En effet, il y a une grande différence dans l'âge moyen des épaules pathologiques et des épaules saines. Ceci est en accord avec une étude récente de Choate et al. ¹⁷⁸, qui a montré qu'une atrophie sévère de la coiffe des rotateurs était

observée en l'absence de rupture de la coiffe des rotateurs chez 22% d'une cohorte de patients qui avaient subi une prothèse totale anatomique pour une omarthrose centrée. Cependant, comme ci-dessus, cette constatation peut être due au fait que les patients atteints d'arthrose sont plus âgés et que l'atrophie musculaire est plus liée à l'âge qu'à la pathologie¹⁷⁸.

L'atrophie des muscles de l'épaule (en particulier de l'infraspinatus qui est situé juste sous la peau) est une découverte fréquente lors de l'examen clinique des patients ayant une indication de prothèse d'épaule¹⁷⁹. De nombreux auteurs ont essayé de corréler cette atrophie clinique avec l'atrophie radiologique observée au scanner ou à l'IRM. Les résultats publiés ont été variables et on ne sait toujours pas si cette atrophie musculaire est réversible^{82, 91, 180-183} et quelle est sa véritable influence sur les résultats^{82, 94, 184, 185}. Les méthodes actuellement utilisées pour évaluer l'atrophie du muscle de la coiffe des rotateurs sont insuffisantes car elles ne fournissent qu'une évaluation 2D d'une seule zone du muscle^{87, 88, 186}, ce qui ne permet pas de rendre compte de l'intégralité du volume musculaire^{89, 97, 187, 188}. Par conséquent, plusieurs auteurs ont décrit des techniques de segmentation pour calculer le volume du muscle de la coiffe des rotateurs^{106, 121, 175, 189} et les valeurs obtenues dans ces études sont détaillées dans le tableau en comparaison avec nos résultats. Dans l'ensemble, nos résultats sont comparables à ceux de la littérature, mais de grandes différences peuvent être observées, en particulier lorsque l'on compare des groupes ethniques, comme les Européens aux Asiatiques. De plus, il a été rapporté que la taille des muscles de la coiffe des rotateurs est corrélée à la surface de la fosse sus-épineuse⁸⁸, il semble donc important de normaliser les volumes de la coiffe des rotateurs à la morphologie du patient afin de comprendre la signification de l'atrophie musculaire.

Dans notre étude, une nouvelle méthode a été utilisée pour normaliser les volumes des muscles de la coiffe des rotateurs au volume de la scapula osseuse afin de s'affranchir de la taille du patient. La normalisation au volume scapulaire est possible étant donné le fait que malgré

l'érosion glénoïdienne et/ou acromiale observée dans les cas sévères d'OA ou de CTA, aucune différence significative du volume scapulaire n'a été observée dans les 4 différents groupes.

La plupart des études qui analysent le volume musculaire sont basées sur l'IRM, en utilisant des techniques modernes. Nous avons au contraire choisi d'utiliser le scanner en fenêtres parties molles pour plusieurs raisons. Premièrement, notre objectif est d'utiliser cette méthode dans le cadre de la planification préopératoire de la prothèse d'épaule et le scanner est l'examen de choix à cette fin. Deuxièmement, il a été démontré que l'IRM et le TDM sont aussi efficaces l'un que l'autre pour évaluer l'atrophie du supraspinatus¹⁹⁰ et pour mesurer la *cross-sectional area* de la coiffe des rotateurs. Ensuite, le scanner nous a permis de segmenter automatiquement les scapulas à l'aide d'un logiciel 3D validé (BluePrint, v2.1.6, Tornier, France), ce qui nous a permis de calculer automatiquement le volume scapulaire en cm³. Enfin, le scanner est largement disponible, rapide et utilisé en routine dans la planification préopératoire des prothèses¹⁹¹ et l'ajout de fenêtres parties molles aux fenêtres osseuses est simple, rapide et bon marché.

Dans les méthodes quantitatives 2D, la mesure de la surface de la *cross-sectional area* d'un muscle de la coiffe des rotateurs n'est pas suffisante pour calculer l'atrophie et il faut diviser cette surface par la surface présumée de toute la fosse sus-épineuse pour obtenir l'occupation *ratio*. De même, en 3D, la mesure du volume d'un muscle de la coiffe des rotateurs n'est pas suffisante pour calculer quantitativement l'atrophie et il faut déterminer une référence. Pour y remédier, nous avons mesuré les volumes de la coiffe des rotateurs dans une cohorte de patients sains afin d'obtenir des volumes normalisés sains pour chaque muscle, qui pourraient ensuite être utilisés comme référence pour déterminer une mesure quantitative 3D de l'atrophie musculaire. Ceci permet donc une mesure quantitative 3D du volume musculaire et de l'atrophie musculaire des muscles de la coiffe des rotateurs comprenant la graisse intramusculaire pour

mimer les méthodes 2D traditionnelles telles que le signe de la tangente⁸⁸, le *occupation ratio*^{87, 103, 192} ou les mesures de *cross-sectional area*^{89, 188, 193}.

Cependant, les différences minimales entre les différents groupes pathologiques observées chez nos patients suggèrent que l'influence du volume et de l'atrophie des muscles de la coiffe des rotateurs (lorsqu'elle comprend la graisse intramusculaire) en tant que facteur indépendant du résultat est probablement surestimée, ce qui explique potentiellement pourquoi il a été si difficile dans la littérature de déterminer si l'atrophie musculaire est réversible¹⁸⁰⁻¹⁸² ou non^{82, 91, 183}.

4.2. Évaluation de l'infiltration graisseuse¹⁹⁴

4.2.1. Méthodes décrites

Goutallier et al.⁸¹ ont rapporté pour la première fois une méthode permettant de classer subjectivement et qualitativement l'infiltration graisseuse intramusculaire en 5 grades en utilisant le scanner sur des vues axiales. Cette méthode a ensuite été adaptée par Fuchs et al. pour son application IRM sur des séquences T1⁹¹. Ces deux classifications qualitatives 2D sont connues pour avoir une faible fiabilité intra et inter-observateur entre 0,26 et 0,81 pour la fiabilité intra-observateur et entre 0,36 et 0,6 pour la fiabilité inter-observateur⁹⁷⁻⁹⁹, et plusieurs études récentes ont montré comment des séquences et techniques d'imagerie modernes ont le potentiel de fournir une meilleure estimation de l'infiltration graisseuse en permettant un calcul quantitatif précis de la fraction graisseuse intramusculaire après segmentation manuelle des limites du muscle de la coiffe des rotateurs, soit sur des vues sagittales en Y en 2D¹⁰⁰⁻¹⁰⁴, soit sur des images 3D^{97, 100, 105, 106}. Un certain nombre de techniques d'imagerie (spectroscopie RM monovoxel¹⁰¹, imagerie spectroscopique par écho de gradient¹⁰², imagerie de Dixon en deux points^{103, 105, 106} ou techniques de séparation eau-graisse basées sur le déplacement chimique^{100, 104}) ont été rapportées en corrélation avec les scores de Goutallier. Cependant, le pourcentage

quantitatif objectif de graisse intramusculaire calculé avec ces méthodes était beaucoup plus faible que le taux de graisse attendu tel que déterminé qualitativement selon Goutallier^{97, 100}. Cela est probablement dû à deux raisons : premièrement, la distribution de la graisse intramusculaire n'est pas uniforme à l'intérieur du corps musculaire^{107 100, 108-110} et, de ce fait, les évaluations 2D ne peuvent pas rendre compte des mesures 3D de l'infiltration graisseuse^{97, 111}; et deuxièmement, l'évaluation qualitative subjective du score de Goutallier peut parfois être difficile à appliquer, car la distinction précise entre atrophie et infiltration graisseuse n'est souvent pas claire dans la littérature, car il est souvent difficile de distinguer les limites entre la graisse intra- et extra-musculaire dans les cas d'atrophie musculaire sévère et d'infiltration graisseuse avancée.

4.3. Évaluation 3D quantitative de l'infiltration graisseuses et création d'une mesure composite : la perte musculaire 3D (*3D muscle loss – 3DML*)

Nous avons donc émis l'hypothèse que le score qualitatif de Goutallier⁸¹ serait mieux traduit quantitativement en calculant le pourcentage de tissu musculaire restant (indépendamment de la graisse intra- ou extra-musculaire) plutôt qu'en calculant le pourcentage de graisse dans le muscle. Notre objectif principal était donc de définir une nouvelle mesure 3D quantitative de la perte musculaire (3DML). Notre objectif secondaire était de comparer cette nouvelle méthode de mesure à l'évaluation qualitative 2D traditionnelle de l'infiltration graisseuse selon Goutallier et al.⁸¹ et à une mesure quantitative 3D de l'infiltration graisseuse (*3D Fatty Infiltration-3DFI*).

4.3.1. Méthode

Nous avons utilisé notre bibliothèque de segmentations pour calculer le volume des fibres musculaires sans graisse intra-musculaire (Vfibers) et le volume de la graisse intra-musculaire (Vimfat) en cm³ pour chaque muscle.

Le calcul quantitatif 3D de l'infiltration graisseuse (3DFI) a été possible une fois ces volumes calculés selon la formule suivante appliquée à chaque muscle de la coiffe des rotateurs :

$$3DFI = \frac{V_{imfat}}{V_{fibers} + V_{imfat}}$$

Les séries DICOM osseuses ont ensuite été automatiquement segmentées à l'aide d'un logiciel 3D validé (BluePrint, v2.1.6, Tornier SAS, France) qui fournit un modèle 3D de la scapula et permet de calculer automatiquement son volume en cm³. Chaque mesure du volume des fibres musculaires a ensuite été normalisée au volume scapulaire du patient pour tenir compte de l'effet de la taille sur le volume musculaire¹⁷⁷. Ceci nous a permis de calculer le volume normalisé des fibres musculaires (NVfibers) pour chaque muscle de la coiffe des rotateurs. Les NVfibers moyens ont été calculés pour chaque muscle dans les 4 différents groupes de patients (témoins sains, IRCT, CTA, OA). Afin d'établir une valeur de référence pour le volume musculaire normal, la valeur des NVfibers pour chaque muscle a été divisée par le volume théorique que ce muscle aurait s'il était sain. Ce volume théorique a été déterminé en calculant les NVfibers moyens des épaules saines. Ceux-ci ont été utilisés pour obtenir une valeur de référence pour les hommes et les femmes pour chacun des muscles de la coiffe des rotateurs (Ref NVfibers). Le tableau 8 résume les NVfibers moyens pour chaque muscle et chaque groupe.

Tableau 8 : Volume normalisé des fibres musculaires (NVfibers) pour chaque condition.

		Contrôles Sains		CTA		IRCT		OA	
Supraspinatus	M	0.65 ± 0.1	0.67 ± 0.1	0.24 ± 0.1	0.32 ± 0.1	0.27 ± 0.1	0.31 ± 0.1	0.37 ± 0.1	0.34 ± 0.1
	F		0.59 ± 0.1		0.21 ± 0.1		0.24 ± 0.1		0.39 ± 0.1
Subscapularis	M	1.89 ± 0.3	1.98 ± 0.3	1.06 ± 0.3	1.04 ± 0.4	1.03 ± 0.2	1.05 ± 0.2	1.04 ± 0.2	0.97 ± 0.2
	F		1.63 ± 0.2		1.07 ± 0.3		1.02 ± 0.3		1.09 ± 0.3
Infraspinatus	M	1.37 ± 0.2	1.40 ± 0.2	0.65 ± 0.3	0.73 ± 0.3	0.74 ± 0.2	0.88 ± 0.1	0.92 ± 0.2	0.90 ± 0.2
	F		1.29 ± 0.2		0.62 ± 0.3		0.66 ± 0.2		0.93 ± 0.2
Teres Minor	M	0.30 ± 0.1	0.32 ± 0.1	0.21 ± 0.1	0.25 ± 0.1	0.21 ± 0.1	0.20 ± 0.1	0.19 ± 0.1	0.20 ± 0.1
	F		0.26 ± 0.1		0.20 ± 0.1		0.21 ± 0.1		0.19 ± 0.1

Le calcul quantitatif de la masse musculaire 3D (*3D Muscle Mass* - 3DMM) a été effectué en divisant la valeur des NVfibers pour un muscle donné par les RefNVfibers de ce muscle.

$$3DMM = \frac{NV_{fibers}}{Ref\ NV_{fibers}},$$

La perte musculaire 3D (*3D Muscle Loss* - 3DML) était ensuite déterminée en soustrayant 3DMM de 100%.

$$3DML = 100 - 3DMM$$

Par exemple, la valeur moyenne de RefNVfibers de l'infraspinatus pour les hommes est de 1,4 (Tableau 8). Si la mesure du NVfibers de l'infraspinatus d'une épaule donnée d'un patient

masculin est de 0,88, le 3DMM de l'infraspinatus pour cette épaule serait de $0,88/1,40 = 63\%$, ce qui signifie que 63% de la masse musculaire attendue est encore présente et que les 37% restants ont été remplacés par de la graisse infiltrée ($3DML = 1 - 0,88/1,4 = 37\%$). Deux exemples peuvent être observés dans la Figure 51

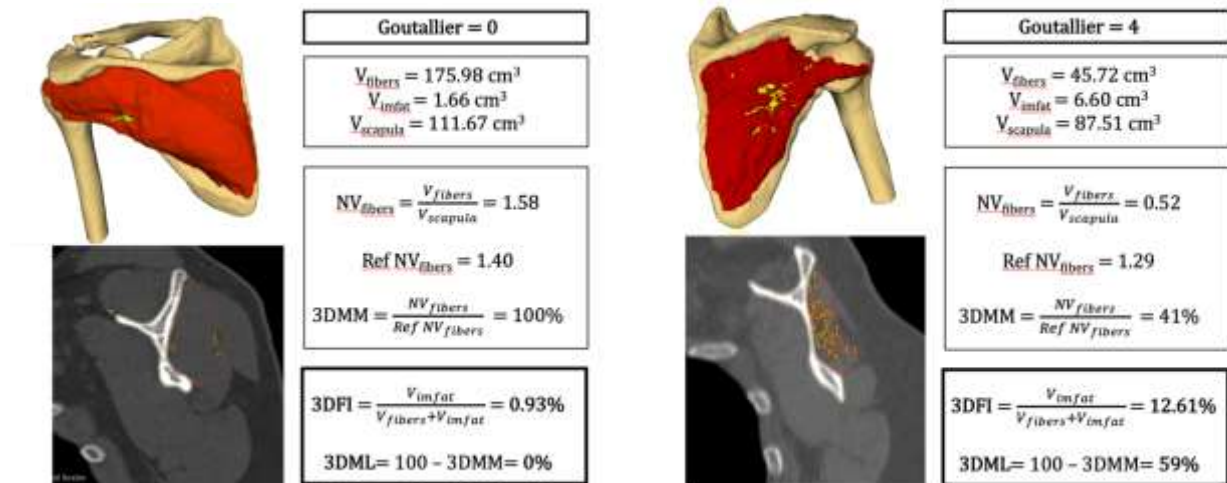


Figure 51 : Exemple d'un homme de 42 ans issu de la cohorte saine (gauche) et d'une femme de 72 ans issue de la cohorte des ruptures irréparables de la coiffe des rotateurs (IRCT). Reconstruction 3D et vue sagittale de l'infra-épineux gauche (rouge) et de la graisse intra-musculaire (jaune).

V_{fibers} : volume des fibres musculaires

V_{infat} : volume de graisse intra-musculaire

$V_{scapula}$: volume scapulaire

NV_{fibers} : volume normalisé des fibres musculaires

$Ref NV_{fibers}$: valeur de référence pour les hommes pour l'infraspinatus

$3DMM$: 3D muscle mass

$3DFI$: calcul quantitatif 3D de l'infiltration graisseuse

$3DML$: 3D muscle loss

4.3.2. Analyse statistique

Dans le cadre de l'étude, chaque cas était évalué selon la classification de Goutallier par trois chirurgiens de l'épaule. La fiabilité de l'accord entre les trois évaluateurs du grade de Goutallier a été évaluée en utilisant un kappa de Fleiss (k). La valeur du kappa de Fleiss et l'IC à 95 % ont été calculés pour chaque muscle, pour l'ensemble de la cohorte mais aussi pour chaque groupe

de diagnostic (témoins sains, CTA, IRCT, OA). La concordance a été évaluée à l'aide du tableau de Landis et al.¹⁹⁵.

L'analyse de variance ANOVA à sens unique a été utilisée pour tester la différence entre les moyennes de plusieurs sous-groupes diagnostiques (contrôles sains, CTA, IRCT, OA) d'une variable continue (3DFI ou 3DML). Le test de Levene a été utilisé pour vérifier l'égalité des variances. L'hypothèse selon laquelle les moyennes d'au moins deux des sous-groupes diffèrent significativement est acceptée si la valeur p de la statistique F est inférieure à 0,05. La comparaison par paire des sous-groupes a ensuite été calculée à l'aide du test de Tukey-Kramer. Si le test de Levene est positif ($p < 0,05$), alors les variances des différents groupes sont différentes et nous avons utilisé une statistique non paramétrique. Dans ce cas, le test de Kruskal-Wallis (test H) a été utilisé. Pour l'ensemble de la cohorte, mais aussi pour chaque groupe de diagnostic (témoins sains, CTA, MRCT, OA), la corrélation entre le score de consensus de Goutallier et l'analyse quantitative 3D de l'infiltration graisseuse (3DFI) et 3DML a été calculée en utilisant une corrélation de rang de Spearman. Le coefficient de corrélation de rang, rho, a été évalué à l'aide d'un test de Steiger.

Pour tous les tests, le niveau de signification statistique a été fixé à $p < 0,05$. Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de R (v3.6.1, R Foundation) ou de MedCal (v19.4.0, MedCalc Software Ltd.) en fonction du test.

4.3.3. Résultats

Nous avons retrouvé une fiabilité inter-observateur passable pour l'infiltration graisseuse du supraspinatus, du subscapularis et du teres minor, avec des valeurs k de 0,38 (0,31-0,44), 0,27 (0,22 -0,33) et 0,27 (0,19-0,36) respectivement. La fiabilité inter-observateur était modérée pour l'infiltration graisseuse de l'infraspinatus, avec une valeur k de 0,42 (0,35-0,48). La fiabilité inter-observateur est détaillée dans le tableau 9.

Tableau 9 : Accord inter-observateur pour la classification de Goutallier (Kappa de Fleiss)

	Globale	
	Fleiss Kappa	95% CI
Supraspinatus	0.38	0.31 - 0.44
Subscapularis	0.27	0.22 – 0.33
Infraspinatus	0.42	0.35 – 0.48
Teres Minor	0.27	0.19 – 0.36

Le 3DFI et le 3DML moyens sont détaillés pour chaque muscle de la coiffe des rotateurs et pour chaque groupe de patients (témoins sains, CTA, MRCT, OA) dans les tableaux 10 et 11.

Tableau 10 : Infiltration graisseuse 3D quantitative (3DFI). * représente des valeurs significativement différentes

	Contrôles Sains		CTA		IRCT		OA		Kruskal-Wallis test
	2D Goutallier	3D-FI	2D Goutallier	3D-FI	2D Goutallier	3D-FI	2D Goutallier	3D-FI	
SSP	0.2 ±0.5	0.8% ±1.1%	2.3 ±0.9	15.9%* ±19% OA	2 ±0.7	11.7%* ±11% OA	1.4 ±0.7	4.6%* ±4% CTA/MRCT	P<0.02
SSC	0 ±0	0.7% ±1.0%	1.2 ±0.6	8.9% ±10%	1.1 ±1.1	7.5% ±10%	0.4 ±0.5	3.9% ±%3	
ISP	0.2 ±0.4	0.6% ±0.9%	2.9 ±1.2	21%* ±19% OA	2.2 ±1.3	9.9% ±13%	1.2 ±0.8	3.3%* ±3% CTA	P<0.001
Tm	0 ±0.1	0.7% ±2.0%	1.4 ±1.4	9% ±22%	0.9 ±1.1	4.4% ±10%	0.5 ±1	2.4% ±4%	

Tableau 11 : Perte musculaire 3D (3D Muscle loss / 3D-ML) * représente des valeurs significativement différentes

	Contrôles Sains		CTA		IRCT		OA		ANOVA
	2D Goutallier	3D-ML	2D Goutallier	3D-ML	2D Goutallier	3D-ML	2D Goutallier	3D-ML	
SSP	0.2 ±0.5	0%	2.3 ±0.9	61%* ±13% OA	2 ±0.7	56%* ±16% OA	1.4 ±0.7	39%* ±14% CTA/MRCT	P<0.001
SSC	0 ±0	0%	1.2 ±0.6	37% ±21%	1.1 ±1.1	41% ±14%	0.4 ±0.5	40% ±17%	
ISP	0.2 ±0.4	0%	2.9 ±1.2	51%* ±22% OA	2.2 ±1.3	44% ±16%	1.2 ±0.8	30%* ±15% CTA	P<0.005
Tm	0 ±0.1	0%	1.4 ±1.4	22% ±36%	0.9 ±1.1	25% ±33%	0.5 ±1	30% ±44%	

Le pourcentage 3DFI moyen était significativement plus élevé pour les quatre muscles de la coiffe des rotateurs dans les groupes pathologiques que dans le groupe de témoins sains ($p<0,0001$). Parmi les groupes pathologiques, l'infiltration graisseuse moyenne était significativement plus élevée pour le supraspinatus des patients CTA et IRCT que pour les patients OA ($p<0.02$) et pour l'infraspinatus des patients CTA que pour les patients OA ($p<0.001$).

Le 3DML moyen était significativement plus élevé pour les quatre muscles de la coiffe des rotateurs dans les groupes pathologiques que dans le groupe témoin sain ($p<0,0001$). Parmi les groupes pathologiques, le 3DML moyen était significativement plus élevé pour le supraspinatus

des patients ayant une CTA et une IRCT que pour les patients atteints d'OA ($p<0,001$) et pour l'infraspinatus des patients ayant une CTA que pour les patients atteints d'OA.

La corrélation entre le score de Goutallier 2D traditionnel et l'analyse quantitative 3D de l'infiltration graisseuse et du ML est détaillée dans le tableau 12.

Pour tous les muscles de la coiffe des rotateurs, les valeurs moyennes du 3DFI étaient de $0,9 \% \pm 1,5$ pour les muscles Goutallier 0, $2,9 \% \pm 4,6$ pour les muscles Goutallier 1, $11,4 \% \pm 9,9$ pour les muscles Goutallier 2, $20,7 \% \pm 17,5$ pour les muscles Goutallier 3 et $29,3 \% \pm 23,4$ pour les muscles de Goutallier 4. Les valeurs moyennes de 3DML pour les quatre muscles de la coiffe des rotateurs étaient de $5,3 \% \pm 17,4$ pour les muscles Goutallier 0, $25,6 \% \pm 22,3$ pour les muscles Goutallier 1, $49,5 \% \pm 16,3$ pour les muscles Goutallier 2, $59,7 \% \pm 13,9$ pour les muscles Goutallier 3 et $70,2 \% \pm 16,3$ pour les muscles Goutallier 4. Le score de Goutallier 2D était significativement et fortement corrélé à la mesure du volume de 3DFI et 3DML pour les quatre muscles de la coiffe des rotateurs ($p<0,0001$). Cette corrélation était significativement plus élevée pour le 3DML que pour la mesure du 3DFI pour le supraspinatus ($p=0.01$).

Tableau 12 : Corrélation entre le score consensuel de Goutallier et l'analyse quantitative 3D de l'infiltration graisseuse (3DFI) et de la perte musculaire (3DML) pour chaque muscle et pour les quatre muscles de la coiffe des rotateurs combinés.

	Goutallier	0	1	2	3	4	rho	p-value
Supraspinatus	<i>n</i>	38	24	30	7	3		
	3DFI (%)	0.7 ± 1.2	2.2 ± 2.7	11.2 ± 10.2	25.3 ± 27	24.2 ± 13.9	0.79	<0.0001
	3DML (%)	0.7 ± 0.5	25.6 ± 22.8	53.1 ± 15.2	72.7 ± 10.4	74.8 ± 4.0	0.87	<0.0001
Subscapularis	<i>n</i>	65	25	9	3	0		-
	3DFI (%)	1.2 ± 1.6	6.3 ± 7.3	13.7 ± 8.7	22.2 ± 14.1	N/A	0.69	<0.0001
	3DML (%)	10 ± 16.9	37.6 ± 18.5	50.2 ± 17.5	58.4 ± 12.2	N/A	0.69	<0.0001
Infraspinatus	<i>n</i>	43	26	9	12	12		-
	3DFI (%)	0.6 ± 1.0	1.9 ± 2.2	7.5 ± 7.0	18.0 ± 14.1	29.7 ± 20.0	0.83	<0.0001
	3DML (%)	2.3 ± 7.0	20.3 ± 18.6	36.5 ± 11.4	55.9 ± 10.5	62.6 ± 12.5	0.85	<0.0001
Teres Minor	<i>n</i>	71	20	4	2	5		-
	3DFI (%)	0.8 ± 1.8	1.0 ± 1.3	17.4 ± 15.3	21.0 ± 10.1	31.7 ± 36.8	0.45	<0.0001
	3DML (%)	5.3 ± 24.3	17.6 ± 25.3	50 ± 21.3	31 ± 21.2	84.2 ± 19.5	0.46	<0.0001
All muscles	<i>n</i>	217	95	52	24	20		
	3DFI (%)	0.9 ± 1.5	2.9 ± 4.6	11.4 ± 9.9	20.7 ± 17.6	29.3 ± 23.4	0.71	<0.0001
	3DML (%)	5.3 ± 17.4	25.6 ± 22.3	49.5 ± 16.3	59.7 ± 13.9	70.2 ± 16.3	0.74	<0.0001

Ces résultats indiquent que la fiabilité inter-observateur de la classification 2D de Goutallier au scanner n'est que passable à modérée, conformément aux études antérieures^{97, 98, 196}. Dans notre étude, lorsque nous avons calculé les valeurs 3DFI, nous avons trouvé un pourcentage de rapport graisse/muscle très différent de celui attendu selon les critères de Goutallier. En effet, les grades 3 et 4 de Goutallier sont traditionnellement considérés comme correspondant à un remplacement du muscle par la graisse de 50% ou plus, mais nos valeurs moyennes de 3DFI étaient respectivement de 20,7% et 29,3%. Ce résultat est en accord avec les études précédentes^{97, 100} qui ont également trouvé des valeurs quantitatives beaucoup plus faibles que celles attendues après une évaluation qualitative. En d'autres termes, il suffit d'une infiltration graisseuse de 30% du volume musculaire pour se traduire par une estimation visuelle 2D de plus de 50% de remplacement de l'infiltration graisseuse.

Pour ces raisons, nous avons pensé que l'évaluation de la dégénérescence musculaire de la coiffe des rotateurs pourrait être grandement améliorée en développant des évaluations quantitatives tridimensionnelles de la masse musculaire restante et de la perte musculaire. La méthode présentée ici est complexe et fastidieuse, car elle nécessite une segmentation manuelle et deux étapes de normalisation. Cependant ces étapes ont vocation à être automatisées dans un futur proche. En outre, l'un des principaux avantages de la mesure 3DML proposée est qu'elle intègre à la fois l'atrophie et l'infiltration graisseuse en une seule valeur qui permet de s'affranchir des limites de l'évaluation indépendante de ces deux paramètres qui ne reflètent pas la réalité puisque qu'ils sont par définition intimement liés.

Il est intéressant de noter que si le score de Goutallier s'est avéré relativement peu fiable lorsqu'il était évalué par un seul chirurgien, ce n'était plus le cas lorsqu'un consensus de score de Goutallier était obtenu entre 3 chirurgiens. En effet, les valeurs de consensus étaient fortement et significativement corrélées avec les mesures 3DFI et 3DML, avec une corrélation supérieure avec les mesures 3DML pour le muscle supraspinatus (Tableau 12). En

outre, les valeurs 3DML se sont avérées beaucoup plus proches du rapport de graisse de Goutallier attendu que les valeurs 3DFI. En effet, les valeurs moyennes de 3DML étaient de 5,3 % pour les muscles Goutallier 0, 25,6 % pour ceux Goutallier 1, 49,5 % pour ceux Goutallier 2, 59,7 % pour ceux Goutallier 3 et 70,2 % pour ceux Goutallier 4, ce qui suggère que les valeurs de 3DML correspondent mieux à la classification traditionnelle de Goutallier actuellement utilisée dans la pratique. Nous pensons que le calcul des valeurs 3DML sera le paramètre le plus utile à prendre en compte pour l'évaluation de l'état musculaire lorsque son calcul sera entièrement automatisé.

4.4. Effet de l'âge sur l'état musculaire

La principale limite que nous avons rencontrée dans notre évaluation quantitative 3D de l'atrophie, de l'infiltration graisseuse et surtout de la perte musculaire (3DML) est que nous n'avons pas pu déterminer clairement l'effet de l'âge sur l'état des muscles de la coiffe et du deltoïde car les patients de notre groupe contrôles sains étaient tous jeunes avec un âge moyen de 36 ans. Ainsi avons-nous décidé de compléter notre cohorte comme décrit dans la partie 3.1.3 en ajoutant 10 cas masculins (5 gauches et 5 droits) et 10 cas féminins (5 gauches et 5 droits) de chacune des six tranches d'âge suivantes : 18-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69, 70-79, soit un total de 120 cas sains supplémentaires incluant tous l'intégralité des muscles de la coiffe et le deltoïde. Notre objectif était de comparer le volume musculaire et l'infiltration graisseuse dans chaque tranche d'âge et surtout de se servir de ces données pour définir des valeurs de référence de volume normalisé de muscles sains par âge et par sexe pour calculer le 3DML d'un patient donné. Ce travail est en cours et les segmentations manuelles sont en cours d'analyse.

5. Vers un modèle biomécanique patient-spécifique : prise en compte de la cinétique scapulo-thoracique

A l'heure actuelle, il existe plusieurs logiciels de planification de prothèse inversée. Ceux-ci permettent d'obtenir une reconstruction 3D de l'humérus et de la scapula et de réaliser une implantation virtuelle de la prothèse (c'est-à-dire de simuler le fraisage glénoïdien, la coupe humérale et le positionnement des implants), de faire varier les différents paramètres de la prothèse. Une fois la configuration validée, il est possible de simuler les amplitudes articulaires gléno-humérales passives sans conflit osseux. Cette simulation permet au chirurgien de comparer différentes configurations et différentes positions des implants afin d'optimiser cette mobilité estimée. Cependant cet outil, aussi performant soit-il, présente des manques que nous aimerions combler dans les années à venir :

- Il ne prend en compte que les mobilités gléno-humérales et ne tiennent pas compte de la position de repos de la scapula sur le gril costal et encore moins de la cinétique scapulo-thoracique
- Il ne tient pas compte des muscles scapulo-huméraux et ne peuvent donc pas simuler les mobilités actives.

Plusieurs études ont analysé la cinétique scapulaire après prothèse inversée et ont cherché à évaluer précisément l'influence de la pose d'une prothèse inversée sur le rythme scapulo-huméral^{126, 128, 129, 132-136}. Ces études ont montré une modification significative de ce rythme après prothèse inversée mais ne permettent pas d'en tirer des conclusions pour la pratique clinique puisqu'elles ne mettent pas en relation le type d'implants, la position des implants, la position de repos de la scapula, les mobilités scapulo-thoraciques pré- et post-opératoires avec les résultats fonctionnels.

5.1. Prise en compte de la position de la scapula dans la planification préopératoire

Récemment, Moroder et al.¹⁹⁷ ont démontré que la posture du corps et l'orientation scapulo-thoracique qui en découle affectent les rotations après prothèse inversée. Dans cette étude, ils ont défini différents types de posture allant du type A (posture droite avec une scapula rétractée) au type C (posture cyphotique avec une scapula en position de protraction) et ils ont montré que lorsque la rotation interne de la scapula augmente (posture de type C), une plus grande rétrotorsion du composant huméral est nécessaire pour équilibrer la rotation externe et interne (Figure .52).

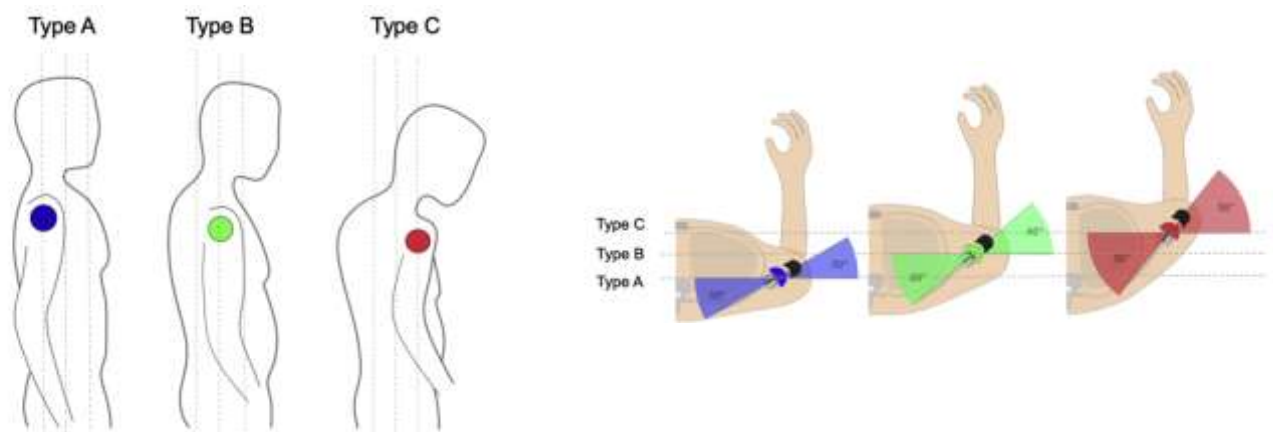


Figure 52 : Les trois types de postures acquises (A, B, C) sont représentées avec une rotation interne et une protraction progressive de la scapula. Le centre de rotation de l'épaule est représenté par le point de couleur.

A droite, l'équilibre entre rotation interne de la scapula et rétrotorsion du composant humérale compensatrice est représenté.

Actuellement, la planification de la prothèse inversée se concentre principalement sur l'anatomie gléno-humérale et ne tient généralement pas compte de la posture du patient. Bien que la théorie décrite plus haut de l'adaptation de la rétrotorsion du composant huméral à l'orientation scapulo-thoracique du patient offre un aperçu de l'importance théorique de la prise en compte de la posture lors de la planification d'une prothèse inversée, une étude plus approfondie est nécessaire pour élargir l'horizon de la planification de la prothèse inversée au-delà des limites de l'articulation gléno-humérale. Plus précisément, on ignore dans quelle mesure la posture d'un patient peut influencer les mobilités après prothèse inversée, et si les

différents paramètres de l'implant peuvent et/ou doivent être adaptés pour optimiser les mobilités chez des patients ayant différentes postures et différentes positions de repos de la scapula.

Les logiciels de planification conventionnels prennent pour référence leur système de coordonnées sur la scapula. Ainsi avons-nous décidé de créer un modèle qui référence son système de coordonnées sur les axes du corps, ce qui nous a permis de déterminer l'orientation scapulo-thoracique et le type de posture, ainsi que leur effet sur les mobilités simulées. Les objectifs étaient :

- d'évaluer dans quelle mesure la posture d'un patient est susceptible d'influencer les amplitudes articulaires simulées après implantation virtuelle d'une prothèse inversée ;
- d'évaluer comment les modifications des différents paramètres de l'implant (angle cervico-diaphysaire, rétrotorsion de l'implant huméral, taille et offset de la glénosphère) peuvent affecter les amplitudes articulaires simulées après implantation virtuelle d'une prothèse inversée chez des patients présentant différents types de posture.

5.1.1. Méthode

Dans cette étude, nous avons utilisé des scanners incluant le torse entier de 30 patients (20 hommes et 10 femmes avec un âge moyen de 65 ± 17 ans) pour étudier l'influence de la posture du patient sur les mobilités gléno-humérales passives simulées après implantation virtuelle d'une prothèse inversée. Les critères d'inclusion suivants ont été utilisés : ≥ 18 ans ; position standardisée dans le même scanner (Discovery MI, GE Healthcare) en position couchée, les bras sur le côté et les coudes reposant sur la table d'examen ; visualisation complète dans le champ du scanner du tronc de l'occiput à la tubérosité ischiatique et d'au moins un des humérus ; paramètres d'imagerie (épaisseur de coupe minimale de 1,25 mm) identiques à ceux utilisés pour la planification préopératoire conventionnelle de prothèse d'épaule. Tous les examens

tomodensitométriques du torse entier ont été réalisés initialement pour un traumatisme, une infection ou un bilan d'extension de cancer.

Les fichiers DICOM ont été chargés dans un logiciel de planification chirurgicale (Glenosys version 10.5.1, Imascap), modifié spécifiquement pour notre étude avec un nouveau système de coordonnées basé sur les axes du corps au lieu d'utiliser les axes de la scapula.

Les patients ont ensuite été divisés en trois groupes en fonction de la rotation interne de leur scapula au repos (type A-posture droite, scapula rétractée ; type B-intermédiaire ; type C-posture cyphotique avec scapula protractée) comme décrit précédemment¹⁹⁷. Sur les 30 épaules incluses, 16 n'avaient aucun signe d'arthrose et 14 présentaient des signes d'arthrose.

Les images scanner des 30 patients ont été chargées dans le logiciel de planification préopératoire. Plusieurs points de repère ont été sélectionnés manuellement pour définir un nouveau repère comme suit :

- au milieu de la colonne vertébrale
- au milieu du sternum
- au niveau de l'acromion
- au niveau des épicondyles de l'humérus

Une prothèse inversée d'épaule était ensuite implantée virtuellement par trois chirurgiens de l'épaule de 3 différents centres, qui ne connaissaient pas les types de posture assignés à chaque patient. Les amplitudes articulaires passives sans conflit étaient ensuite calculées. La position initiale de l'humérus pour le calcul des mobilités était fixée à 10° d'abduction, avec l'axe transépicondylien positionné de telle sorte à être perpendiculaire au plan sagittal ce qui permettait d'aligner la rotation humérale sur le plan sagittal (0° de rotation).

Le système de coordonnées de référence du patient était défini comme suit :

- l'axe vertical est l'axe du scanner projeté sur le plan sagittal (plan le mieux ajusté sur les points du sternum et de la colonne vertébrale)

- l'axe transversal est orthogonal au plan sagittal (plan le mieux ajusté sur les points du sternum et de la colonne vertébrale)
- et l'axe antérieur est le produit vectoriel de l'axe supérieur et de l'axe transversal.

À l'aide de ce système de coordonnées de référence, nous avons défini les plans de référence suivants : plan sagittal, orthogonal à l'axe transversal ; plan coronal, orthogonal à l'axe antérieur ; et plan transversal, orthogonal à l'axe vertical. Les trois angles scapulaires ont ensuite été mesurés comme suit :

- la rotation interne de la scapula est l'angle entre l'axe transversal de la scapula projeté sur le plan transversal et l'axe transversal
- la rotation ascendante de la scapula est l'angle entre l'axe transversal de la scapula projeté sur le plan coronal et l'axe transversal
- l'inclinaison de la scapula est l'angle entre un axe orthogonal au plan de la scapula projeté sur le plan sagittal et l'axe antérieur

5.1.1.1. Différentes configurations d'implants

Les implantations virtuelles devaient obéir aux critères suivants : embase glénoïdienne entre 0° et 10° de rétroversion et de tilt inférieur.

Après avoir finalisé la position de l'implant, les modifications de configuration suivantes ont été automatiquement générées sur la base du positionnement original des composants :

- rétrotorsion du composant huméral de 0°, 20° et 40°, ainsi qu'une rétrotorsion individualisée identique à la rétrotorsion anatomique de la tête humérale (34° ; 9° - 57°) et identique à la rotation interne de la scapula (44° ; 20° - 64°)
- modification de l'angle cervico-diaphysaire (*neck-shaft angle* -NSA) de 135°, 145° et 155°
- glénosphère concentrique de 36 mm, excentrique de 36 mm et concentrique de 42 mm.

Ceci permit d'obtenir 4050 conditions différentes de prothèses inversées simulées comprenant différentes rétrotorsions et inclinaisons humérales ainsi que différents diamètres et excentricités de la glénosphère. Trois cent trente configurations ont été exclues en raison des limitations des combinaisons de composants dans le logiciel de planification, laissant 3720 configurations pour l'analyse.

Sur ces 3720 configurations simulées, 660 ont été attribuées à cinq patients présentant une posture de type A, 1650 à 13 patients présentant une posture de type B, et 1410 à 12 patients présentant une posture de type C.

Afin de mieux visualiser l'amplitudes articulaires simulées globales réalisables avec chaque configuration différente dans les trois différents types de posture, nous avons attribué un score de mouvement combiné en additionnant les degrés de mouvement médians pour tous les plans examinés.

5.1.2. Analyse Statistique

Pour analyser les données, nous avons utilisé la version 26 du software SPSS Statistics (<https://www.ibm.com/fr-fr/analytics/spss-statistics-software>). La distribution normale de toutes les variables de résultat a été testée à l'aide du test de Kolmogorov-Smirnov. Toutes les variables de résultat liées à la ROM n'étaient pas distribuées normalement. Par conséquent, les résultats sont présentés en termes de médianes et d'intervalles interquartiles dans le texte et dans les diagrammes à barres, et un test de Kruskal-Wallis avec une correction de Bonferroni a été utilisé pour comparer les distributions entre les groupes. Pour une meilleure illustration, les diagrammes à barres ont été préférés aux diagrammes en boîte, même si cela signifiait que certaines différences de distribution significatives n'étaient pas clairement visualisées. Pour comparer les mesures de l'orientation scapulaire entre les groupes, nous avons utilisé une ANOVA à sens unique avec un test post hoc de Tukey sur les différences significatives, car les

trois paramètres étaient normalement distribués. Le niveau de signification statistique a été fixé à un alpha de 0,05 et tous les tests étaient bilatéraux.

5.1.3. Résultats

5.1.3.1. Influence de la posture sur les amplitudes simulées

Indépendamment de la configuration de l'implant, le type de posture a eu un effet important sur les amplitudes calculées quel que soit le plan du mouvement, à l'exception de la flexion (Figure 53). En particulier, les amplitudes simulées chez les patients présentant une posture de type C étaient moins bonnes que chez les patients ayant une posture de type A en adduction (médiane de 5° [intervalle interquartile -7° à 20°] contre 15° [IQR 7° à 22°] ; $p < 0,01$), en abduction (63° [IQR 48° à 78°] contre 72° [IQR 63° à 82°] ; $p < 0,01$), en extension (4° [IQR -8° à 12°] contre 19° [IQR 8° à 27°] ; $p < 0,01$), et en rotation externe (7° [IQR -5° à 22°] contre 28° [IQR 13° à 39°] ; $p < 0,01$), tout en ayant seulement un avantage dans en rotation interne (104° [IQR 92° à 121°] contre 92° [IQR 80° à 102°] ; $p < 0,01$).

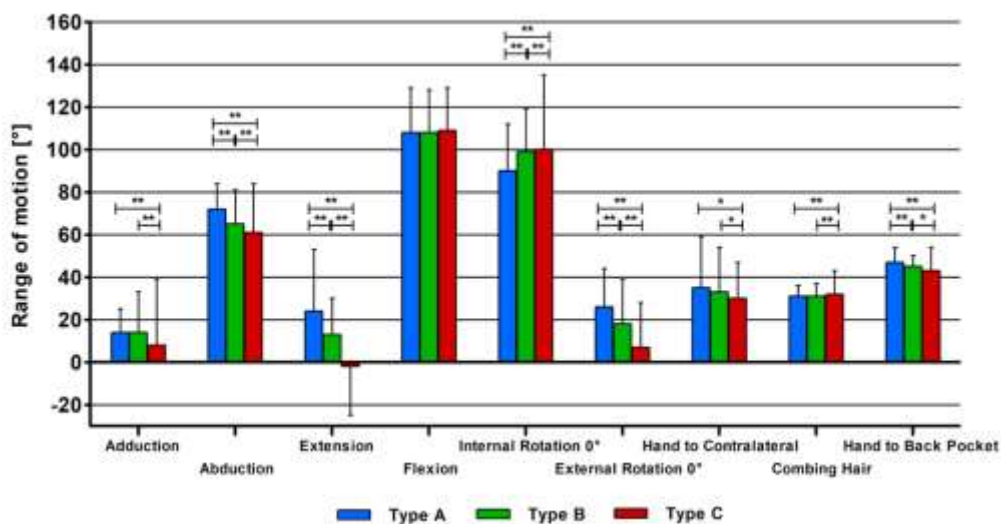


Figure 53 : Ce graphique montre la médiane des amplitudes simulées et l'écart interquartile dans différents plans de mouvement en fonction du type de posture, indépendamment de la configuration des composants de la prothèse inversée. Les différences significatives sont marquées par * ($p < 0,05$) ou ** ($p < 0,01$).

5.1.3.2. Influence de la configuration de l'implant sur les amplitudes simulées dans différents types de postures

Une rétrotorsion plus faible et un angle cervico-diaphysaire (neck-shaft angle : NSA) plus élevé, ainsi qu'une petite glénosphère concentrique, entraînaient des amplitudes globalement moins bonnes chez les patients présentant une posture de type C que chez ceux présentant une posture de type A, avec une restriction sévère des mouvements en adduction, extension et rotation externe, comme décrit ci-dessous.

Rétrotorsion du composant huméral

Chez les patients présentant une posture de type A, l'augmentation de la rétrotorsion du composant huméral entraînait une amélioration progressive de l'adduction, de l'abduction, et de la rotation externe. Le choix d'une rétrotorsion individualisée du composant huméral basée sur la rétrotorsion anatomique de la tête humérale ou sur la rotation interne de l'omoplate conduisait à des amplitudes plus équilibrées, similaires à un choix général de 20° de rétrotorsion (Fig. A). Chez les patients présentant une posture de type B et C on retrouvait également une amélioration de l'adduction, de l'abduction, de l'extension, de la rotation externe, du mouvement de la main vers le côté controlatéral et du mouvement de la main vers la poche arrière avec une rétrotorsion croissante. La flexion, la rotation interne et le mouvement de peignage des cheveux diminuaient progressivement. Il est intéressant de noter qu'une faible rétrotorsion du composant huméral chez les patients présentant une posture de type B et a fortiori chez ceux présentant une posture de type C entraînait des restrictions sévères en adduction, extension et en rotation externe jusqu'à des valeurs négatives (Figure 54).

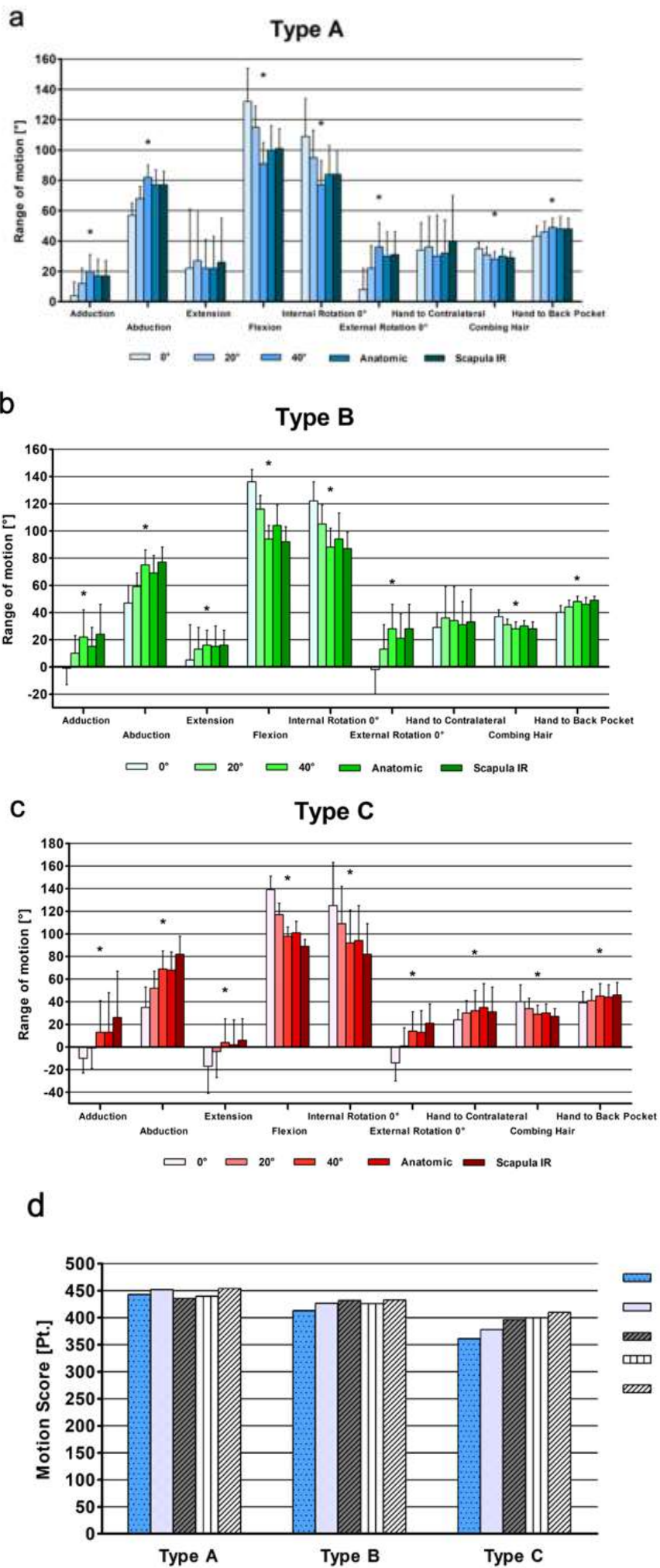
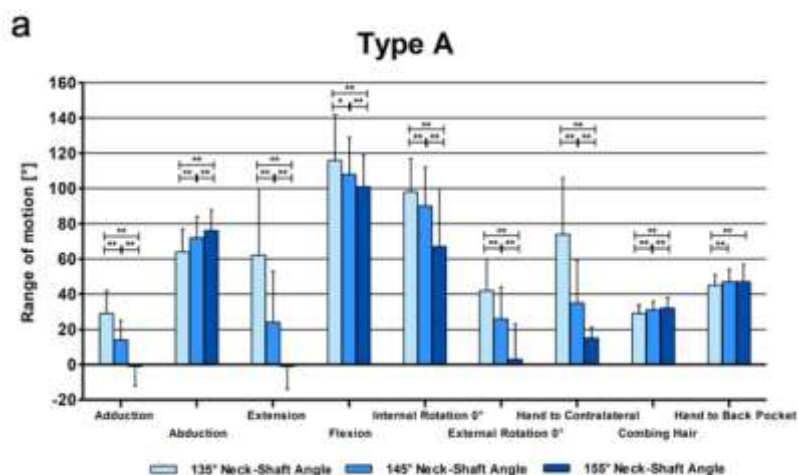


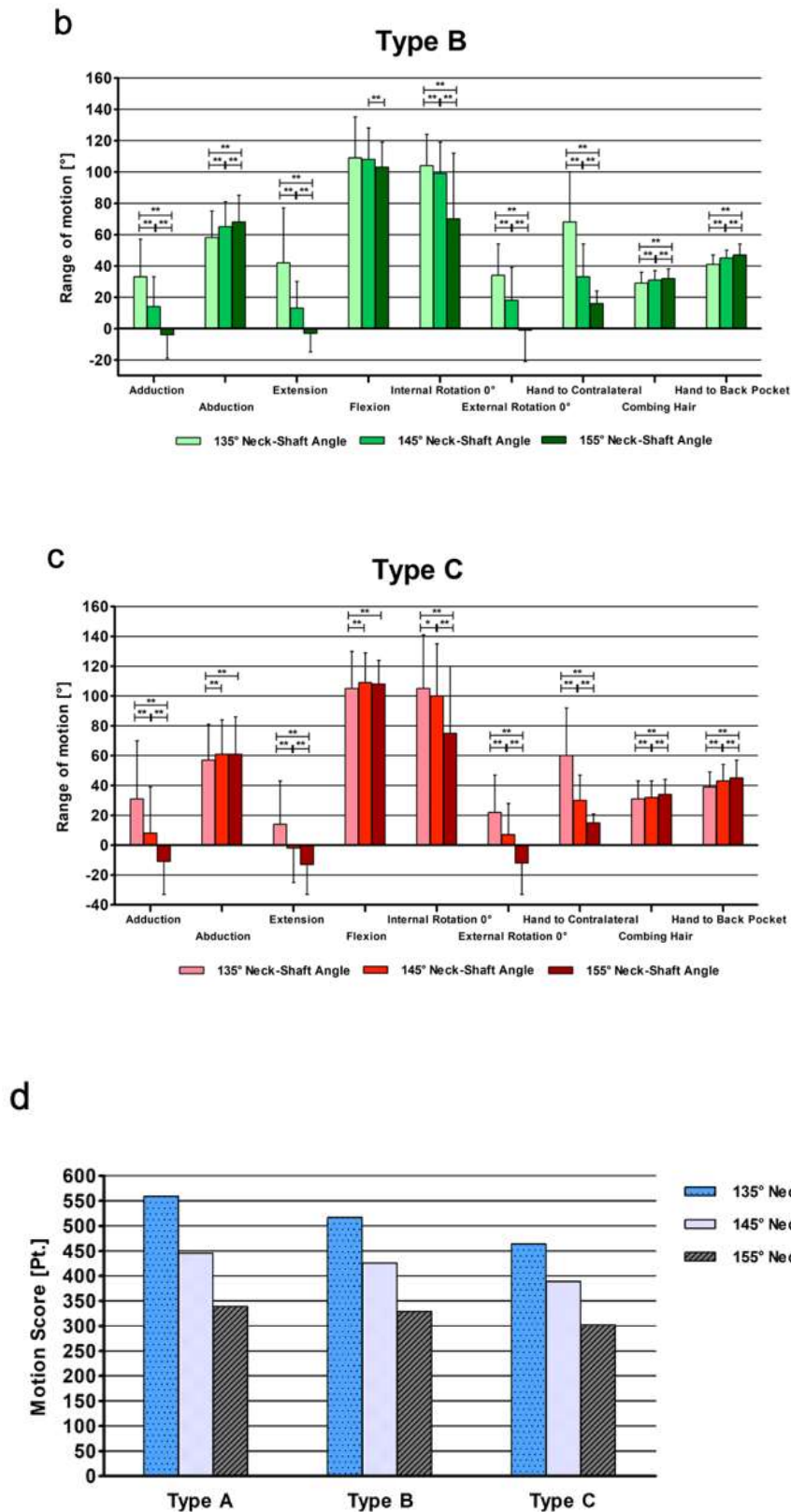
Figure 54 : Ces graphiques montrent les amplitudes médianes simulées et l'écart interquartile dans différents plans de mouvement en fonction de la rétrotorsion du composant huméral, analysés par (A) posture de type A, (B) posture de type B, et (C) posture de type C. (D) Ce graphique montre le score de mouvement combiné (points = la somme de toutes les valeurs médianes des amplitudes) pour chaque type de posture en fonction de la rétrotorsion du composant huméral. Les différences significatives sont marquées par * ($p<0,05$) ou ** ($p<0,01$). IR = rotation interne.

Dans l'ensemble, chez les patients présentant une posture de type A et B, la rétrotorsion du composant huméral a eu un effet sur les amplitudes, mais une modification dans un sens ou dans un autre créait des avantages et des inconvénients. En revanche, chez les patients présentant une posture de type C, une rétrotorsion plus importante et une rétrotorsion individualisée basée sur la rétrotorsion anatomique de la tête humérale et la rotation interne de la scapula conduisait à une meilleure amplitude globale (Fig. 54D).

Angle cervico-diaphysaire

La configuration à 155° chez les patients présentant une posture de type C a entraîné une restriction sévère de l'adduction, de l'extension et de la rotation externe (Figure 55 C). En général, chez les patients présentant une posture de type C, on observait de moins bonnes amplitudes globales pour les trois configurations de NSA. Un NSA à 135° procurait des amplitudes globales meilleures dans les trois types de postures même si cet avantage était moins marqué dans les postures de type B et encore moins dans les postures de type C. (Figure 55D).



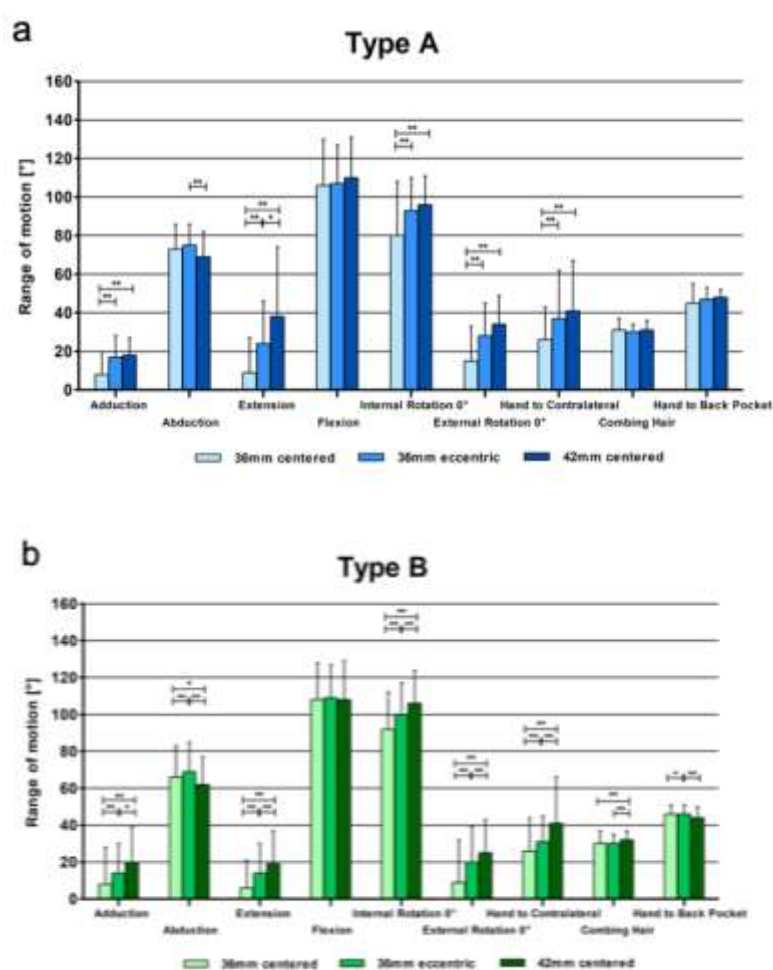


*Figure 55 : Amplitudes théoriques moyennes et écart-type dans différents mouvements en fonction de l'angle cervico-diaphysaire analysé dans a) le type de posture A, b) le type de posture B, et c) le type de posture C. Les différences significatives sont marquées par * ($p < 0,05$) ou ** ($p < 0,01$). (d) Score moyen de mouvement (somme de toutes les valeurs*

d'amplitude) dans chaque type de posture en fonction de l'inclinaison de l'angle cervico-diaphysaire.

Configuration des glénosphères

Dans l'ensemble, avec l'aggravation des types de posture de A à B et à C, les amplitudes diminuaient pour toutes les configurations de glénosphère. Les glénosphères excentriques quel que soit leur diamètre avaient de meilleures mobilités que les glénosphères concentriques 36 mm. dans tous les types de posture. Bien que la glénosphère 42 mm ait obtenu la meilleure amplitude globale chez les patients ayant une posture de type B et chez ceux ayant une posture de type A, la glénosphère 36 mm excentrique permettait d'obtenir un score de mouvement combiné similaire chez ceux ayant une posture de type C (Figure 56).



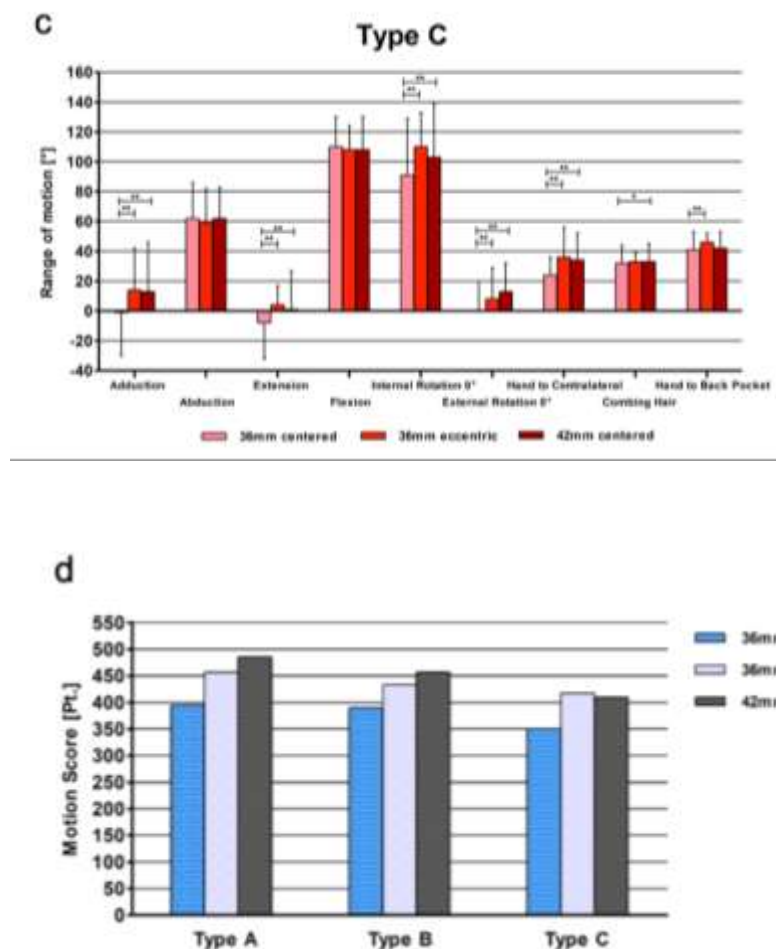


Figure 56 : Amplitude théorique moyenne et écart-type dans différents mouvements en fonction de la configuration de la glénosphère analysée dans a) le type de posture A, b) le type de posture B, et c) le type de posture C. Les différences significatives sont marquées par * ($p<0,05$) ou ** ($p<0,01$). (d) Score moyen de mouvement (somme de toutes les valeurs d'amplitude) dans chaque type de posture en fonction de la configuration de la glénosphère.

Ces résultats sont un premier pas vers la prise en compte de l'articulation scapulo-thoracique dans la planification prothétique. Nous avons constaté que les différents types de posture ont effectivement un effet important sur les amplitudes articulaires passives simulées dans différents plans après prothèse inversée, et ce quelle que soit la configuration de l'implant.

Ainsi, il paraît essentiel de progresser dans cette direction puisqu'il semble qu'un choix individualisé de la configuration des implants basé sur l'orientation scapulo-thoracique atténue les effets négatifs liés à certaines postures. Chez les patients ayant une posture de type C, qui

présentaient une restriction sévère, notamment en extension et en rotation externe, nous avons constaté qu'une rétrotorsion plus élevée, un angle NSA plus faible et une glénosphère excentrique plus grande ou avec un offset inférieur permettaient d'améliorer les amplitudes simulées.

Notre étude a permis de montrer que le type de posture a un effet important sur les amplitudes calculées. La principale explication de cette observation est que les patients ayant une posture de type C ont des scapulas en rotation interne et inclinées vers l'avant, ce qui influence les amplitudes simulées après prothèse inversée en raison de l'altération de la position de départ entre la scapula et l'humérus. Cependant, notre étude montre également que plusieurs ajustements de la configuration de l'implant permettent d'améliorer les mobilités simulées en fonction des types de posture.

Une étude biomécanique a indiqué qu'une rétrotorsion plus importante entraîne une meilleure rotation externe¹⁹⁸ cependant les recommandations concernant la rétrotorsion idéale du composant huméral varient selon les études et il n'existe à ce jour aucun consensus sur la rétrotorsion idéale des implants. Il semble acquis que selon le degré de rétrotorsion, il existe un compromis entre la rotation externe et interne avec le bras coude au corps. Avec l'augmentation de l'abduction, cette restriction de rotation dans les deux directions est réduite^{198, 199}. Une étude plus récente sur modèle informatique a montré que des degrés plus élevés de rétrotorsion permettaient d'améliorer les amplitudes globales, tandis qu'une rétrotorsion moindre pourrait être meilleure pour les activités de la vie quotidienne, car celles-ci impliquent souvent des tâches nécessitant une rotation interne²⁰⁰. Cependant ceci n'a jamais été confirmé par les différentes études cliniques sur le sujet.^{201, 202}. Oh et al.²⁰³ ont démontré que l'adaptation de la rétrotorsion des implants huméraux à la rétrotorsion humérale native permettait d'obtenir des meilleures amplitudes postopératoires ce qui est également retrouvé dans notre étude. Cependant, il semble plus logique d'adapter la torsion de l'implant à l'orientation scapulo-

thoracique puisque l'objectif est d'obtenir un alignement entre l'implant huméral et l'implant glénoïdien afin d'avoir des amplitudes le mieux équilibrées possibles entre rotation interne et externe. Notre étude a montré que si chez les patients ayant une posture de type A et B, il y avait des avantages et des inconvénients à différents degrés de rétrotorsion du composant huméral, ceci n'était pas vrai chez les patients ayant une posture de type C où un degré plus élevé de rétrotorsion du composant huméral ou une rétrotorsion individualisée basée sur la rétrotorsion anatomique de la tête humérale ou la rotation interne de la scapula permettait d'obtenir de meilleurs amplitudes articulaires simulées. (Fig. 9).

Ainsi cette étude montre que la prise en compte de l'orientation scapulo-thoracique statique permettait d'affiner la planification préopératoire pour améliorer les amplitudes articulaires après prothèse inversée et ce d'autant plus que le patient présente une posture anormale avec une cyphose importante et une rotation interne de la scapula. Une meilleure analyse dynamique de la mobilité scapulo-thoracique permettrait donc sans doute d'améliorer nos futures planifications préopératoires.

5.2. Prise en compte de la position de la scapula sur les résultats cliniques

La cyphose thoracique a un effet connu sur les mobilités natives de l'épaule et en particulier sur les mobilités scapulo-thoraciques. La base de cette relation entre l'alignement vertébral et la fonction de l'épaule est liée au muscles scapulo-thoraciques dont le trajet est modifié en cas de cyphose importante et à la position de la scapula sur le gril costal¹³⁷. Dans les épaules natives, la scapula se rétracte pendant l'élévation progressive vers l'avant et s'incline vers l'arrière pendant l'abduction²⁰⁴. Comme la pente thoracique diminue à mesure que la cyphose augmente, la scapula présente une inclinaison antérieure plus importante, une abduction moindre et, par conséquent, une diminution de l'amplitude de mouvement de l'épaule^{137, 204}. On peut également supposer que cette position d'inclinaison scapulaire accrue prédispose les patients à une

faiblesse des muscles périscapulaire. L'orientation scapulo-thoracique peut également jouer un rôle dans d'éventuels conflits mécaniques entre l'implant huméral et la scapula comme vu précédemment chez les patients présentant une rotation interne accrue de la scapula. Aucune étude n'a analysé directement comment les variations de la courbure de la colonne vertébrale interagissent avec cette mécanique altérée ou comment ces variations affectent la fonction de l'épaule. L'objectif principal de cette étude était d'évaluer l'effet de la cyphose thoracique sur les amplitudes articulaires actives et sur la fonction de l'épaule après prothèse inversée.

5.2.1. Méthode

Tous les patients ayant subi une PTI primaire pour omarthrose excentrée ou centrée dans un centre de chirurgie de l'épaule entre 2007 et 2017 avec un suivi d'au moins 2 ans étaient éligibles pour l'inclusion. Les critères d'exclusion comprenaient une fracture aiguë, une infection, un néoplasie, une chirurgie de révision et les patients ayant déjà subi une chirurgie de la colonne cervicale ou thoracique. Dans le cadre du protocole d'autorisation préopératoire, l'équipe d'anesthésie demande systématiquement une radio du thorax de face et de profil ce qui nous a permis de mesurer rétrospectivement la cyphose thoracique.

Trois cent cinq épaules de 279 patients (135 hommes, 144 femmes) ont été incluses. L'âge moyen des patients était de 70 ans (41-87 ans). Les données démographiques complètes sont détaillées dans le tableau 13.

Tableau 13 : Données démographiques

Demographics	Kyphosis < 25°	Kyphosis 25°-45°	Kyphosis > 45°	P
Number of rTSA	17	193	95	—
Age	66.6 (41-79)	70.5 (52-84)	71.1 (41-87)	0.089
Male/female	9/8	105/88	35/60	0.013
Follow-up (mo)	50.3 (24-99)	47.2 (22-116)	48.5 (23-104)	0.808
BMI	31.3 (17.9-46.0)	30.6 (16.6-57.2)	28.8 (19.2-39.8)	0.075
Inflammatory arthritis	1 (3%)	16 (9.1%)	11 (11.7%)	0.300
Hypertension	23 (69.7%)	111 (63.1%)	58 (61.7%)	0.896
Heart disease	12 (36.4%)	35 (19.9%)	9 (9.6%)	0.009
Tobacco use	5 (15.2%)	10 (5.7%)	7 (7.4%)	0.743
Diabetes	6 (18.2%)	43 (24.4%)	17 (18.1%)	0.272

Un seul modèle de prothèse était utilisé (Equinox ; Exactech, Gainesville, FL) par voie delto-pectorale. Les mobilités actives (élévation antérieure, abduction et rotation externe) étaient évaluées en degrés à l'aide d'un goniomètre. La rotation interne a été mesurée par segments vertébraux et notée selon l'affectation suivante : 0 = 0, hanche = 1, fesses = 2, sacrum = 3, L5-L4 = 4, L3-L1 = 5, Th12-Th8 = 6, et Th7 ou plus = 7. La douleur a été évaluée à l'aide de l'échelle visuelle analogique (EVA) de la douleur. Les *patient-reported outcome measures*-PROM (SPADI, SST- 12, ASES, UCLA et SF-12) ont été évalués à chaque visite. En outre, le score de Constant a été calculé. Les complications et les réopérations ont été examinées. Les radiographies postopératoires ont été évaluées pour rechercher des signes de descellement (évalués selon la classification de Sanchez-Sotelo^{205, 206}) ou une encoche (évaluée selon la classification de Sirveaux⁵⁵).

5.2.2. Analyse Statistique

Les patients ont été séparés en trois groupes en fonction de leur angle de cyphose thoracique : $<25^\circ$, 25° - 45° , et $>45^\circ$. Étant donné que la cyphose physiologique varie généralement entre 30° et 50° , ces catégories ont été créées pour représenter les populations de patients hypocyphotiques, à cyphose normale et hypercyphotiques. L'angle de cyphose a également été analysé séparément en tant que variable continue à l'aide des coefficients de corrélation de Pearson. Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de SPSS Version 25 (IBM, Armonk NY). Les résultats ont été analysés à l'aide de l'analyse de la variance avec le test post hoc de Tukey et le test du chi-deux, comme indiqué. Le niveau de signification a été fixé a priori à $p \leq 0,05$.

5.2.3. Résultats

Trois cent cinq épaules ont été évaluées à un recul moyen de 3,9 ans (2-10 ans). La cyphose thoracique moyenne pour tous les patients était de 40° ($2,4^\circ$ à $85,2^\circ$). Dix-sept épaules

présentaient une cyphose thoracique <25°, 193 épaules entre 25° et 45°, et 95 épaules >45°. En préopératoire, les trois groupes étaient statistiquement comparables.

Au dernier recul, nous avons retrouvé une augmentation moyenne de l'élévation antérieure active de 45° dans tous les groupes sans différence significative entre les groupes ni corrélation avec le degré de cyphose thoracique. (Tableau 14 et tableau 15).

Tableau 14 : Mobilités pré- et post-opératoires en fonction du degré de cyphose thoracique

ROM	Kyphosis <25°	Kyphosis 25-45°	Kyphosis >45°	P	Pearson Correlation Coefficient
Pre-op ROM					
FE	86	84	83	0.918	-0.02
Abduction	83	80	79	0.923	-0.03
ER	15	20	18	0.392	-0.002
IR	2.6	3.1	3.5	0.431	0.1
Post-op ROM					
FE	133	132	127	0.199	-0.08
Abduction	123	122	117	0.330	-0.04
ER	30	34	29	0.160	-0.08
IR	4	4.2	4.5	0.351	0.08
Delta ROM					
FE	48	45	46	0.900	0.02
Abduction	41	39	42	0.826	0.06
ER	19	13	13	0.675	-0.03
IR	1.0	1.0	0.8	0.919	-0.05

De même, l'abduction active a augmenté de 40° en moyenne. La rotation externe active a augmenté de 14°. Les amplitudes articulaires complètes sont indiquées dans le tableau 14.

L'angle de cyphose a également été analysé séparément en tant que variable continue et, là encore, aucune influence sur les résultats postopératoires n'a été retrouvée. L'ASES et tous les autres scores fonctionnels ont augmenté en post-opératoire (tableau 15). Les scores de douleur VAS ont diminué en moyenne de 4,8 points.

Tableau 15 : Scores fonctionnels pré- et post-opératoires en fonction du degré de cyphose thoracique

ROM	Kyphosis <25°	Kyphosis 25-45°	Kyphosis >45°	P	Pearson Correlation Coefficient
SPADI					
Pre-op	71.9	67.9	69.0	0.532	-0.03
Post-op	21.5	22.2	22.0	0.987	-0.01
Delta	-50.4	-47.2	-46.5	0.798	0.04
SST12					
Pre-op	3.3	3.8	3.8	0.746	0.04
Post-op	9.4	9.4	9.5	0.976	0.03
Delta	6.1	5.9	5.7	0.821	-0.03
ASES					
Pre-op	34.5	36.0	36.9	0.805	0.05
Post-op	78.8	78.9	80.5	0.822	0.06
Delta	44.3	44.2	42.9	0.906	-0.001
UCLA					
Pre-op	13.5	13.4	13.6	0.918	0.04
Post-op	30.4	29.8	28.9	0.425	-0.02
Delta	16.5	16.6	15.7	0.600	-0.04
Normalized Constant					
Pre-op	36.2	38.5	40.0	0.566	0.08
Post-op	75.9	75.3	74.2	0.870	0.02
Delta	38.9	37.0	34.7	0.606	-0.07
SF12_Total					
Pre-op	83.2	84.4	84.8	0.928	0.06
Post-op	90.3	93.5	96.0	0.311	0.1
Delta	7.0	9.6	10.9	0.666	0.03

Des radiographies postopératoires à un minimum de 2 ans après l'opération étaient disponibles pour 229 épaules (75 %). L'encoche scapulaire était présente dans 16 (7 %) épaules et était répartie uniformément entre les groupes ($p = 0,291$). Treize patients présentaient une encoche scapulaire de grade 1, un patient de grade 2 et deux patients de grade 3.

Des complications ont été retrouvées chez 14 patients, sans différence entre les groupes ($p = 0,558$). Contrairement à ce que nous pouvions supposer compte tenu des résultats de notre étude précédente prenant en compte la position de repos de la scapula dans la simulation des mobilités après prothèse inversée, la cyphose thoracique n'a pas eu d'effet sur les amplitudes postopératoires ou sur les scores fonctionnels après prothèse inversée. Les patients avec une cyphose <25° entre 25° et 45°, et >45° présentaient une augmentation de l'élévation antérieure active comparable après prothèse inversée de 47,5°, 44,5° et 46,4°, respectivement.

Il s'agit de la première étude à évaluer l'effet de la cyphose thoracique sur les amplitudes articulaires actives. Une limite de cette étude est que la réductibilité de la courbure n'a pas été évaluée ; cependant, toutes les radiographies thoraciques ont été obtenues en position debout et

représentent probablement l'état actif de l'épaule lors des mouvements au-dessus du plan de l'épaule. De plus, nous n'avons pas évalué l'alignement coronal ou sagittal global de la colonne vertébrale car il est impossible de les déterminer sur les radiographies du thorax. Il est intéressant de voir que cette étude clinique n'a pas confirmé les différences observées dans notre étude de modélisation. Ceci est possiblement lié en partie au fait que le dessin de la prothèse utilisée dans cette étude a un angle cervico-diaphysaire de 145° et des glénosphères de gros diamètre ce qui permet d'atténuer l'effet d'une mauvaise posture comme vu dans l'étude précédente. Cependant cette étude montre surtout que si l'articulation scapulo-thoracique est un paramètre important à prendre en compte dans la planification de prothèse d'épaule inversée, celle-ci nécessite une évaluation dynamique et pas uniquement de la position de repos de la scapula. De futures études prospectives pourraient évaluer l'équilibre sagittal et le mouvement dynamique de la colonne vertébrale et surtout de l'articulation scapulo-thoracique pour déterminer s'ils génèrent une différence cliniquement significative dans les résultats postopératoires après prothèse inversée.

5.2.4. Pistes d'amélioration du modèle biomécanique patient-spécifique

Pendant ce travail de thèse, nous avons mis en place des moyens d'évaluer prospectivement les amplitudes articulaires scapulo-thoraciques de façon dynamique :

- Préopératoires du côté opéré
- Préopératoire controlatérales afin d'avoir une référence et d'évaluer les amplitudes scapulo-thoraciques saines du patient.
- Postopératoires du côté opéré à intervalles réguliers

5.2.5. Fluoroscopie biplan

Nous avons conçu et fabriqué un cube de calibration (Figure 57) selon les recommandations de l'article de Akbari et al. ¹³⁹. L'objectif était d'utiliser le fluoroscope biplan du service de

neurovasculaire de l'hôpital Sainte-Anne à Paris et nous devions commencer en avril 2020. Malheureusement ce travail a été interrompu à cause de l'épidémie de Covid qui a limité l'accès à des patients extérieurs au service.



Figure 57 : image CAD et photo du cube de calibration avec les couches successives de plexiglas au sein desquelles sont fixées des billes d'acier radio-opaques.

5.2.6. Tracking MIMU

Nous avons donc cherché une solution alternative pour ne pas avoir à envoyer nos patients dans un notre hôpital parisien et pour pouvoir réaliser l'évaluation dynamique scapulo-thoracique en consultation. Le système *Showmotion* (NCS, Carpi, Italie) permet, à l'aide de trackers MIMU de mesurer en direct les mobilités scapulo-thoraciques in vivo (Figure 58).

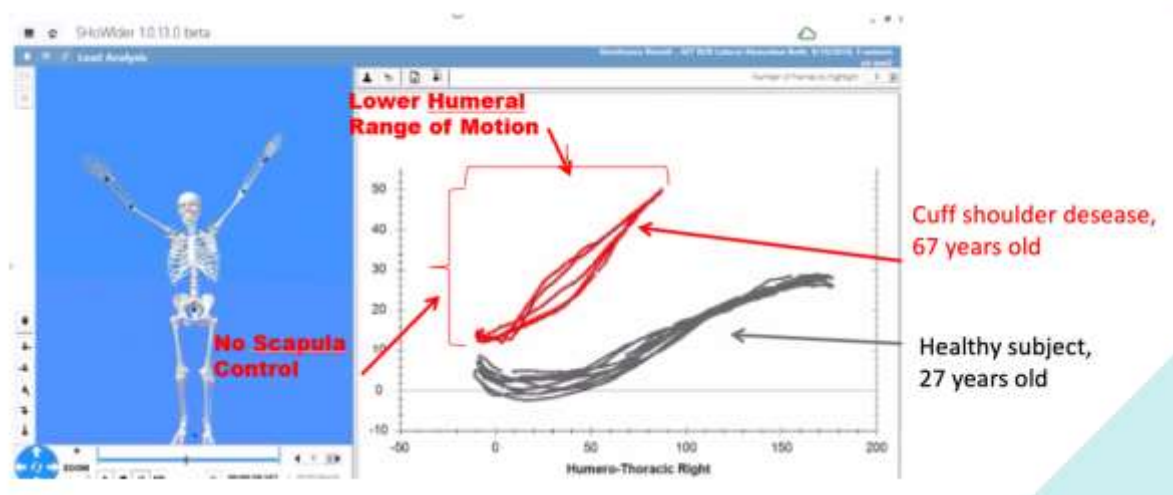


Figure 58 : exemple de tracé des mobilités huméro-thoraciques obtenue par tracking MIMU avec Showmotion (NCS, Carpi, Italie)

L'objectif est de mesurer systématiquement les amplitudes articulaires scapulo-thoraciques de tous nos patients opérés d'une prothèse inversée pour collecter une bibliothèque de *patterns* de mobilités scapulo-thoraciques après prothèse inversée :

- afin d'appliquer un algorithme d'apprentissage machine permettant de simuler des mobilités scapulo-thoraciques génériques après prothèse inversée pour les inclure dans notre modèle biomécanique patient-spécifique.
- afin de déterminer l'influence des mobilités scapulo-thoraciques sur les résultats fonctionnels
- afin de déterminer l'influence du positionnement et du dessin des implants sur les mobilités scapulo-thoraciques
- afin de déterminer l'influence des mobilités scapulo-thoraciques saines controlatérales sur les mobilités scapulo-thoraciques après prothèse et donc sur les résultats fonctionnels après prothèse inversée.

5.2.7. Excursion des muscles

Le dernier élément que nous avons commencé à étudier pour l'incorporer par la suite dans notre modèle biomécanique patient-spécifique est la simulation de l'enroulement dynamique des différents muscles autour de la prothèse inversée et des structures osseuses lors des mouvements de celle-ci. En effet, contrairement à l'épaule native qui se comporte comme une porte à tambour, la prothèse inversée se comporte comme une porte à charnière latérale ce qui demande plus d'espace et qui contraint les muscles de la coiffe à une élongation plus importante (Figure 59).

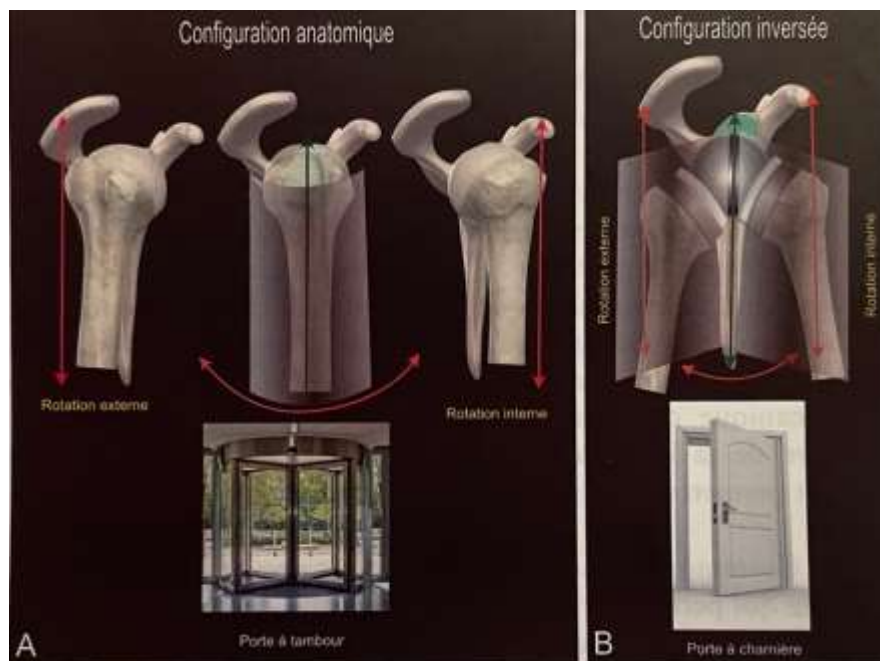


Figure 59 : schématisation du fonctionnement d'une épaule lors des rotations en configuration anatomique (A) et en configuration inversée (B). (courtoisie Verstuyft et al.)

Dans une étude récente, Burnier et al.²⁰⁷ ont mesuré l'élongation des muscles de la coiffe lors de différents mouvements avec différents modèles de prothèse inversée d'épaule en rotation axiale. Cette étude a permis de montrer que le subscapularis et dans une moindre mesure l'infraspinatus et le teres minor subissent une élongation importante après prothèse inversée ce qui peut d'une part modifier l'action de ces muscles et d'autre part limiter les mobilités passives si cette élongation devient trop importante (Figure 60). Notre objectif futur est d'utiliser la fonction de simulation des amplitudes articulaires passives gléno-humérales pour y ajouter une modélisation géométrique de chaque muscle à partir de ses points d'insertion scapulaires et huméraux. L'excursion des muscles sera modélisée par une ligne d'action pour les muscles de petite taille (infraspinatus, supraspinatus, teres minor) et par plusieurs lignes d'action pour les muscles plus volumineux comme le deltoïde et le subscapularis.

L'objectif ultime étant de coupler ces informations des lignes d'action des muscles à leur volume musculaire segmenté automatiquement pour obtenir la force exercée par ceux-ci. Ceci nous permettra d'obtenir à terme une simulation des mobilités gléno-humérales actives.

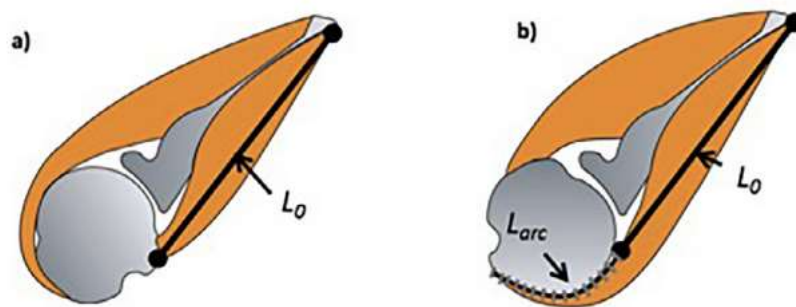


Figure 60 : Ce schéma montre l'élongation du subscapularis en comparant sa longueur en rotation neutre (a) et en rotation externe (b). Courtoisie Burnier et al.

5.2.8. Prise en compte de l'élasticité des muscles.

Il n'est pas possible avec les méthodes d'imagerie actuelles d'intégrer la perte d'élasticité du muscle, or il s'agit sans doute d'un facteur éminemment important dans la réalisation d'un modèle biomécanique patient-spécifique.

Plusieurs travaux ont été réalisés sur le sujet et ont montré que l'élastographie pouvait être une méthode satisfaisante pour quantifier les propriétés mécaniques (extensibilité) des muscles de la coiffe et du deltoïde²⁰⁸⁻²¹⁰. En 2021, nous avons rapporté les résultats de l'effet de l'implantation d'une prothèse inversée sur la tension du deltoïde à l'aide d'une sonde d'élastographie²¹¹ et avons retrouvé une augmentation significative de la rigidité du deltoïde après prothèse inversée. Cependant cette méthode présente des désavantages importants qui n'en font sans doute pas une méthode de choix pour évaluer l'élasticité des muscles de façon plus généralisée dans le cadre d'un modèle biomécanique patient-spécifique. En effet, il s'agit d'une méthode manuelle, consommatrice en temps, opératrice-dépendant et qui n'est pas automatisable. Des travaux récents semblent montrer que certaines séquences IRM (multi-écho de type gradient) pourraient permettre de quantifier l'élasticité des muscles de l'épaule (Figure 61) sur des images IRM (MR-élastographie)^{212, 213}.

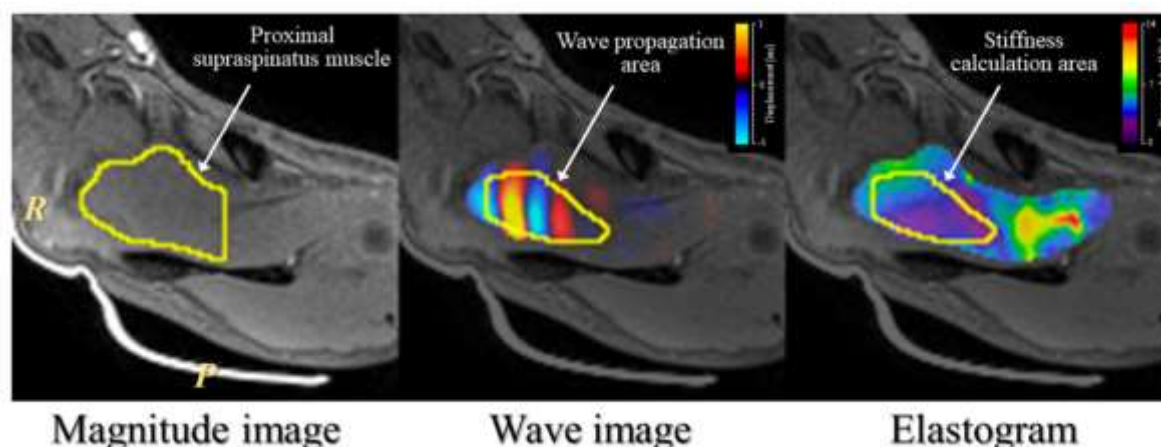


Figure 61 : Exemple de mesure de la rigidité du supraspinatus par MR-élastographie.
Courtoisie Ito et al.

Cette méthode repose notamment sur la sélection manuelle des régions d'intérêt (muscle) au sein desquelles la rigidité doit être mesurée et pourrait donc être couplée avec une segmentation automatisée des muscles qui permettrait de déterminer ces régions d'intérêt de façon automatique.

5.2.9. Vers une meilleure compréhension de la configuration idéale de prothèse inversée en fonction du nombre et de l'état des muscles résiduels.

La prothèse inversée a été initialement développée pour les épaules ayant une rupture irréparable coiffe des rotateurs. Cependant, de plus en plus de prothèses inversées sont implantées dans des épaules dont la coiffe des rotateurs est totalement intacte. Ainsi se pose de plus en plus la question de savoir quels types d'implants utiliser et comment les positionner pour valoriser au maximum la fonction de ces muscles résiduels. Jusqu'à présent il a été très difficile de progresser sur ces questions car il n'existe pas vraiment de moyen d'évaluer précisément, de façon fiable et reproductible la qualité, la forme et le volume des muscles résiduels. Une fois que notre algorithme de segmentations automatisée des muscles sera validé, nous analyserons rétrospectivement tous les scanners des patients opérés dans notre base de données afin de collecter les données osseuses et musculaires pré-opératoires, la planification réalisée et les résultats fonctionnels. Notre objectif est d'utiliser des algorithmes d'intelligence artificielle pour déterminer le type d'implant idéal et sa position optimale en fonction des conditions musculaires préopératoires.

6. Conclusion

Cette thèse a donc permis de poser les premières briques nécessaires à l'élaboration d'un modèle biomécanique patient-spécifique afin d'améliorer les outils disponibles aujourd'hui. Il s'agit d'une tâche complexe qui nécessitera bien entendu encore de nombreuses étapes. Les logiciels actuels de planification les plus performants sont capables de réaliser une segmentation automatisée de la scapula et de l'humérus. Il nous paraissait donc essentiel comme première étape à l'amélioration de ces logiciels de ne plus se contenter d'une analyse des os mais d'y inclure la modélisation des muscles.

Nous avons donc constitué une cohorte de scanners comportant l'ensemble des muscles de l'épaule de différentes pathologies et surtout de façon plus importante une bibliothèque de segmentations manuelles d'environ 500 muscles de l'épaule permettant de servir de « *vérité terrain* ».

Cette base de données a permis d'aider à l'élaboration et à la validation de deux nouvelles techniques de segmentation à la fois semi-automatisée par interpolation et complètement automatisée à l'aide d'un réseau de neurones convolutif. Les résultats préliminaires de ces deux techniques sont très encourageants et permettront d'augmenter considérablement notre base de données de segmentations de muscles.

L'obtention de modèles 3D des muscles de l'épaule nous a également permis de progresser dans la compréhension de l'évaluation de l'atrophie et de l'infiltration graisseuse de ceux-ci. En effet, de nombreuses méthodes qualitatives 2D ont été développées pour évaluer ces deux paramètres réputés indépendants. Nous avons, dans un premier temps, répliqué en 3D et de façon quantitative les méthodes 2D subjectives traditionnelles. L'analyse quantitative 3D de l'atrophie nous a cependant montré que ce paramètre ne variait que de façon très minime ce qui nous a amené à nous demander s'il était vraiment logique de dissocier l'atrophie de l'infiltration graisseuse. En effet, ces paramètres sont intimement liés de par la façon que nous avons de les

analyser qui les rend intimement liés par essence. En effet l'atrophie telle que nous la mesurons classiquement comprend la graisse intramusculaire et la proportion de graisse intramusculaire évaluée dans la classification de Goutallier dépend du volume musculaire et donc de l'atrophie. Ainsi, nous a-t-il paru indispensable de développer un nouveau paramètre composite permettant de traduire avec précision l'état musculaire en analysant uniquement le volume de muscle restant. Nous avons appelé ce paramètre *3D Muscle Loss* ou 3DML et ses valeurs se sont avérées très proches du rapport de graisse de Goutallier attendu, ce qui suggère que les valeurs de 3DML correspondent mieux à la classification traditionnelle de Goutallier actuellement utilisée dans la pratique. Nous pensons que le calcul des valeurs 3DML sera le paramètre le plus utile à prendre en compte pour l'évaluation de l'état musculaire lorsque son calcul sera entièrement automatisé.

Une fois que nous avons un moyen d'évaluer précisément l'état du muscle en 3D et de l'incorporer de façon automatique à nos logiciels de planification existants, notre objectif était de progresser dans l'élaboration du modèle biomécanique et pour ce faire il nous paraissait nécessaire d'inclure une évaluation dynamique des muscles d'une part en travaillant sur les lignes d'excursion et en élargissant le repère habituel de nos logiciels, de la scapula au corps entier en prenant compte de l'articulation scapulo-thoracique.

A notre connaissance, nous avons donc élaboré **le premier modèle de planification tenant compte de la position de la scapula dans l'espace** et nous avons constaté que la position de repos de celle-ci avait une influence significative sur les mobilités simulées après implantation virtuelle d'une prothèse inversée. De plus, notre modèle a permis de montrer que certaines adaptations de la configuration de l'implant permettaient d'atténuer les effets néfastes liés à un mauvais positionnement de la scapula sur le gril costal. Ces effets n'ont cependant pas été retrouvés de façon aussi claire dans une étude clinique comparant les résultats de prothèse inversée chez des patients ayant différents degrés de cyphose dorsale.

Ceci traduit donc la nécessité de faire progresser notre modèle en y intégrant de nouveaux paramètres dynamiques tels que la contraction et l'élongation musculaire et la cinétique scapulo-thoracique qui devraient à terme nous permettre de simuler les amplitudes actives après prothèse en préopératoire.

7. Légendes des figures

Figure 1 : Exemple de logiciel de planification 3D avec implantation virtuelle de la prothèse inversée (Blueprint, Tornier, Plouzané)

Figure 2 : Modèle patient spécifique géométrique permettant la simulation des amplitudes articulaires passives gléno-humérales sans conflit (Blueprint, Tornier, Plouzané)

Figure 3 : Exemple de systèmes permettant de reproduire de façon fiable et reproductible la planification préopératoire pendant le geste chirurgical.

A : Navigation à l'aide de trackers optiques et d'une caméra infrarouge (système GPS, Exactech, Gainesville, FLA, USA)

B : Navigation en réalité augmentée à l'aide de QR codes et d'une caméra standard (système in.nav, Perceive 3D, Coimbra, Portugal)

C : Guides et viseurs patient-spécifiques (système PSI, Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, USA)

D : Exemple de guide réutilisable A gauche, modèle de scapula imprimé en 3D avec broche-guide insérée dans la position planifiée préalablement. A droite, mise en place du guide réutilisable (Global steptech APG Glenoid Component ; DePuy Synthes, Warsaw, IN)

Figure 4 : Superposition de l'axe biépicondyliens (ligne bleue) et de l'axe du col de l'humérus (ligne rouge) montrant la rétrorsion de 20° de l'épiphyse proximale (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Figure 5 : mouvement d'abduction avec abduction gléno-humérale et rotation latérale de la scapula (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Figure 6 : mouvement de flexion et d'extension d'épaule (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Figure 7 : mouvement de rotation interne et externe de l'épaule (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Figure 8 : Mouvement d'abduction de l'épaule. (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Ligne A : abduction gléno-humérale

Ligne B : rotation latérale de scapula

Ligne C : inclinaison rachidienne

Figure 9 : abduction et adduction de la scapula (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Figure 10 : rotation médiale et latérale de la scapula (courtoisie Kamina, Anatomie Clinique)

Figure 11 : Anatomie de la coiffe des rotateurs et insertion humérale des tendons de la coiffe des rotateurs (courtoisie Mayo Clinic Principles of Shoulder Surgery, Sanchez-Sotelo)

Figure 12 : représentations classiques de l'origine du subscapularis dans la fosse sous-scapulaire. Il est intéressant de noter que d'après ces schémas, le subscapularis ne prend pas origine au niveau du pilier de la scapula (courtoisie Netter en haut, Kamina en bas)

Figure 13 : Dissection du subscapularis (épaule gauche et droite de deux spécimens différents). Les vaisseaux circonflexes antérieurs entourés de leur environnement graisseux peuvent être visualisés à la partie inférieure du subscapularis. Sur la photographie de gauche, le nerf musculo-cutané a été coupé et le nerf médian est visible. Sur la photographie de droite, le plexus brachial a été excisé.

Figure 14 : Couple de force vertical opposant la force ascendante du deltoïde à la force descendante de la coiffe des rotateurs.

Figure 15 : Couple de force vertical opposant la force ascendante du deltoïde à l'ensemble de la coiffe des rotateurs qui permet de maintenir la tête humérale face à la glène de la scapula ce qui est nécessaire pour avoir un centre de rotation fixe indispensable à la réalisation d'un mouvement d'élévation ou d'abduction.

Figure 16 : Rupture du couple de force vertical. En l'absence d'une coiffe fonctionnelle, rien ne s'oppose à la force ascendante du deltoïde qui tire l'ensemble de l'humérus vers le haut et ne permet pas d'avoir un centre de rotation fixe nécessaire à un mouvement d'abduction ou d'élévation.

Figure 17 : Couple de force horizontal entre la coiffe antérieure (subscapularis et la coiffe postérieure (infraspinatus et teres minor).

Figure 18 : Muscles scapulo-thoraciques principaux. Le trapèze permet la rotation latérale de la scapula indispensable au mouvement d'abduction et le serratus anterior stabilise la scapula sur le gril costal.

Figure 19 : Omarthrose excentrée Hamada IVb bien tolérée avec des mobilités parfaitement satisfaisantes.

Figure 20 : Prothèse inversée Delta III (DePuy, Warsaw, IN, USA)

Figure 21 : Médialisation du centre de rotation, distalisation de l'humérus, élongation du deltoïde, modification du bras de levier du deltoïde après implantation d'une prothèse inversée (courtoisie Gerber et al.)

Figure 22 : Coupe sagittale TDM en fenêtre parties molles d'une épaule. Infiltration graisseuse stade quatre du supraspinatus et de l'infraspinatus. La limite précise entre graisse intra- et extra-musculaire est impossible à déterminer précisément.

Figure 23 : Abduction gléno-humérale (GH) de 60° puis de 100° pour une rotation latérale de la scapula (ST) de 30° puis de 50°, soit un rythme scapulo-huméral de 2 :1.

Figure 24 : Mesure de l'inclinaison scapulaire à l'aide d'un niveau à bulle numérique (courtoisie Scibek et al.)

Figure 25 : Calcul des mobilités scapulo-thoraciques sur des radiographies standard en mesurant la distance entre l'épine de la vertèbre thoracique et l'angle inférieur de la scapula (a) et l'inclinaison scapulaire définie comme étant l'angle formé entre une ligne verticale coupant en deux le corps vertébral et une ligne oblique tracée de l'angle supérieur à l'angle inférieur de la scapula. (courtoisie Kovacevic et al.)

Figure 26 : Des modèles 3D des implants sont projetés sur les images fluoroscopiques ce qui permet le calcul du déplacement de l'implant huméral, de l'implant glénoïdien, de l'humérus et de la scapula et donc de calculer le rythme scapulo-huméral (courtoisie Walker et al.)

Figure 27 : position dans le scanner, sur le ventre à 0° (a) puis 120° (b) d'élévation antérieure.

Figure 28 : Reconstruction 3D et superposition des scanners de l'épaule à 0° et 120° d'élévation permettant de calculer les mobilités gléno-humérales et scapulo-thoraciques (courtoisie Sugamoto et al.)

Figure 29 : cube de calibration tournant de façon aléatoire dans le champ de vision de la fluoroscopie biplan, permettant de déterminer un système de coordonnées de référence. (courtoisie Akbari et al.)

Figure 30 : Fluoroscopie biplan du spécimen cadavérique permettant le suivi dynamique de l'articulation scapulo-thoracique. (courtoisie Akbari et al.)

Figure 31 : Exemple de mesure des mobilités scapulo-thoraciques à l'aide d'une technique de tracking optique. Le sujet réalise une abduction dans le plan de la scapula. (courtoisie Lee et al.)

Figure 32 : Les capteurs MIMU sont portés au poignet, au bras, sur le relief de l'épine de la scapula et sur une épine vertébrale.

Figure 33 : Exemple de segmentation d'un muscle de la coiffe des rotateurs sur une vue sagittale de la série DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) des tissus mous. Vue sagittale d'une épaule droite chez un patient ayant une omarthrose excentrée.

B : L'outil de dessin du seuil dans le module d'édition du logiciel Slicer version 4.10.0 (Slicer Community Boston, MA ; <http://slicer.org>) est utilisé pour dessiner une ligne le long du contour du supraspinatus.

C : un seuil prédéfini de la densité du tissu musculaire est utilisé pour sélectionner spécifiquement les tissus musculaires.

D : un outil de lissage est ensuite utilisé pour inclure la graisse intra-musculaire dans les limites du tissu musculaire du supraspinatus.

E : l'opération décrite de B-D est répétée pour chacun des muscles de la coiffe des rotateurs et leur volume (graisse intra-musculaire comprise) peut alors être inclus.

F : le tissu musculaire et la graisse intra-musculaire sont ensuite séparés à l'aide de l'outil de seuil.

Figure 34 : Exemple de segmentations 3D de deux épaules saines sans (gauche) et avec (droite) deltoïde.

Figure 35 : Coupes sagittales scanner de deux patients différents montrant la répartition inhomogène de l'infiltration graisseuse entre les moitiés supérieure et inférieure du subscapularis.

Figure 36 : Épaule droite d'un spécimen cadavérique. La coracoïde, le coraco-biceps et le coraco-brachialis ont été retirés, de même que le plexus brachial. Le latissimus dorsi (LD) et le teres major (TM) sont visibles.

La longueur de la portion tendineuse (t) et de la portion musculaire (m) de l'insertion humérale a été mesurée sur tous les sujets. Sur cette figure, un écarteur de Gelpi a été placé entre les fibres d'orientation différentes allant à la portion tendineuse et celles allant à la portion musculaire. La capsule articulaire (c) sous-jacente est visible.

Figure 37 : Épaule gauche d'un spécimen cadavérique. Les fibres allant à la partie tendineuse ont été retirées, ne laissant que les fibres allant à la partie musculaire de l'insertion humérale du subscapularis. L'origine de ces fibres est visible au niveau du col de la scapula et dans une dépression à la partie antéro-médiale du pilier de la scapula. La longueur de cette origine scapulaire a été mesurée sur tous les spécimens.

Figure 38 : Dissection du subscapularis (épaule gauche et droite de deux spécimens différents). La seule façon de visualiser la portion musculaire de l'insertion humérale est de retirer les "trois sœurs" et leur environnement graisseux. La portion musculaire (astérisque) de l'insertion humérale est plus médiale que sa portion tendineuse (triangle noir).

Figure 39 : Dissection de cinq spécimens différents. Dans tous les cas, les fibres à destination de la portion tendineuse et celles allant à la portion musculaire (flèche blanche) de l'insertion avaient une orientation différente. Les fibres allant à la partie inférieure de la portion tendineuse avaient toujours une direction oblique de caudal à crânial en allant de médial à latéral alors que les fibres allant à la portion musculaire de l'insertion avaient une direction opposée, de crânial à caudal en allant de médial à latéral. De plus, les fibres allant à la partie musculaire étaient systématiquement plus profondes que celles allant à la partie tendineuse de l'insertion humérale. Ceci est particulièrement bien visible sur la photo en haut à droite qui est prise d'en bas.

Figure 40 : Dissection de trois spécimens différents. Dans ces cas, on peut voir un plan de dissection clair entre les fibres allant à la partie tendineuse et celles allant à la partie musculaire. Lorsque ces fibres sont suivies en médial, on constate qu'elles ne proviennent pas de la fosse subscapularis.

Figure 41 : Exemples de huit reconstructions scanner 3D d'épaules saines et arthrosiques. Sur chaque scapula, on peut voir la dépression située à la partie antéro-médiale du pilier scapulaire correspondant à la zone d'où partent les fibres allant à la partie musculaire de l'insertion humérale du subscapularis.

Figure 42 : Épaule gauche d'un spécimen cadavérique chez lequel un plan de dissection clair ne peut être individualisé entre les fibres allant à la portion tendineuse et celles allant à la portion musculaire de l'insertion humérale du subscapularis. Dans ce cas, les fibres allant à la partie musculaire proviennent également du col et du pilier de la scapula mais ces fibres s'agrègent en médial aux fibres provenant de la fosse sous-scapulaire. Un écarteur de Farabeuf a été placé sous les fibres à destination de la portion tendineuse.

Figure 43 : Schéma d'une épaule droite. La dépression située à la partie antéro-médiale du pilier scapulaire peut être vue (A). C'est de celle-ci que partent les fibres allant à la portion musculaire de l'insertion humérale du subscapularis (B). Ces fibres sont plus profondes que les fibres allant à la partie tendineuse de l'insertion humérale qui prennent naissance, quant

à elles, dans la fosse sous-scapulaire. Un plan de dissection net peut être retrouvé entre ces deux portions (C) ou bien les fibres peuvent être agrégées entre elles (D).

Figure 44 : Exemple de modèle statistique du supraspinatus moyen. Dans l'ordre : coronal antérieur – coronal postérieur – axial supérieur – axial inférieur

Figure 45 : Modèle statistique du supraspinatus avec ses cinq premiers modes principaux de variations morphologiques. Mode 1 : vue coronale antérieure. Mode 2 : vue axiale inférieure. Mode 3 : vue axiale supérieure - vue sagittale. Mode 4 : vue coronale antérieure. Mode 5 : vue axiale supérieure.

Figure 46 : Exemple de segmentation manuelle des quatre muscles de la coiffe et du deltoïde. Il apparaît très clairement que le deltoïde est déformé par le contact avec la table du scanner.

Figure 47 : Exemple de segmentation.

En haut : coupe sagittale

En bas : coupe axiale

A gauche : segmentation manuelle

A droite : segmentation automatisée

Figure 48 : Exemple de segmentation en 3D d'une épaule gauche (vue postérieure en haut, vue antérieure en bas). Segmentation manuelle à droite et automatisée à gauche.

Figure 49 : Exemple d'erreurs de segmentation automatisée sur des vues axiales. Les lignes colorées correspondent à la segmentation manuelle, les zones grisées correspondent à la segmentation automatisée.

A gauche : cas optimal où les lignes colorées et les zones grisées concordent parfaitement.

Au milieu : scanner bruité, certaines zones du tissu musculaire du subscapularis ne sont pas reconnues comme étant du muscle.

A droite : volumineuse collection d'allure liquidienne en avant de la glène, reconnue comme étant du subscapularis par l'algorithme

Figure 50 : Erreur de segmentation du subscapularis à gauche corrigée après data augmentation (DA) à droite. Les lignes colorées correspondent à la segmentation manuelle, les zones grisées correspondent à la segmentation automatisée.

Figure 51 : Exemple d'un homme de 42 ans issu de la cohorte saine (gauche) et d'une femme de 72 ans issue de la cohorte des ruptures irréparables de la coiffe des rotateurs (IRCT).

Reconstruction 3D et vue sagittale de l'infra-épineux gauche (rouge) et de la graisse intra-musculaire (jaune).

Vfibers : volume des fibres musculaires

Vimfat : volume de graisse intra-musculaire

Vscapula : volume scapulaire

NVfibers : volume normalisé des fibres musculaires

Ref NVfibers : valeur de référence pour les hommes pour l'infraspinatus

3DMM : 3D muscle mass

3DFI : calcul quantitatif 3D de l'infiltration graisseuse

3DML : 3D muscle loss

Figure 52 : Les trois types de postures acquises (A, B, C) sont représentées avec une rotation interne et une protraction progressive de la scapula. Le centre de rotation de l'épaule est représenté par le point de couleur.

A droite, l'équilibre entre rotation interne de la scapula et rétrotorsion du composant humérale compensatrice est représenté.

Figure 53 : Ce graphique montre la médiane des amplitudes simulées et l'écart interquartile dans différents plans de mouvement en fonction du type de posture, indépendamment de la configuration des composants de la prothèse inversée. Les différences significatives sont marquées par $p < 0,01$.

Figure 54 : Ces graphiques montrent les amplitudes médianes simulées et l'écart interquartile dans différents plans de mouvement en fonction de la rétrotorsion du composant huméral, analysés par (A) posture de type A, (B) posture de type B, et (C) posture de type C. (D) Ce graphique montre le score de mouvement combiné (points = la somme de toutes les valeurs médianes des amplitudes) pour chaque type de posture en fonction de la rétrotorsion du composant huméral. Les différences significatives sont marquées par $p < 0,01$. IR = rotation interne.

*Figure 55 : Amplitudes théoriques moyennes et écart-type dans différents mouvements en fonction de l'angle cervico-diaphysaire analysé dans a) le type de posture A, b) le type de posture B, et c) le type de posture C. Les différences significatives sont marquées par * ($p < 0,05$) ou ** ($p < 0,01$). (d) Score moyen de mouvement (somme de toutes les valeurs d'amplitude) dans chaque type de posture en fonction de l'inclinaison de l'angle cervico-diaphysaire.*

*Figure 56 : Amplitude théorique moyenne et écart-type dans différents mouvements en fonction de la configuration de la glénosphère analysée dans a) le type de posture A, b) le type de posture B, et c) le type de posture C. Les différences significatives sont marquées par * ($p < 0,05$) ou ** ($p < 0,01$). (d) Score moyen de mouvement (somme de toutes les valeurs d'amplitude) dans chaque type de posture en fonction de la configuration de la glénosphère.*

Figure 57 : image CAD et photo du cube de calibration avec les couches successives de plexiglas au sein desquelles sont fixées des billes d'acier radio-opaques

Figure 58 : exemple de tracé des mobilités huméro-thoraciques obtenue par tracking MIMU avec Showmotion (NCS, Carpi, Italie)

Figure 59 : schématisation du fonctionnement d'une épaule lors des rotations en configuration anatomique (A) et en configuration inversée (B). (courtoisie Verstuyft et al.)

Figure 60 : Ce schéma montre l'élongation du subscapularis en comparant sa longueur en rotation neutre (a) et en rotation externe (b). Courtoisie Burnier et al.

Figure 61 : Exemple de mesure de la rigidité du supraspinatus par MR-élastrographie. Courtoisie Ito et al.

8. Articles publiés dans la thèse et présentations en congrès

8.1. Articles

1/ CT-based volumetric assessment of rotator cuff muscle in shoulder arthroplasty preoperative planning.

Werthel JD, Boux de Casson F, Burdin V, Athwal GS, Favard L, Chaoui J, Walch G
Bone Jt Open. 2021 Jul;2(7):552-561. doi: 10.1302/2633-1462.27.BJO-2021-0081.R1.PMID: 34315280

2/ 3D Muscle Loss (3DML) assessment: A novel CT-based quantitative method to evaluate rotator cuff muscle fatty infiltration.

Werthel JD, Boux de Casson F, Walch G, Gaudin P, Moroder P, Sanchez-Sotelo J, Chaoui J, Burdin V.

J Shoulder Elbow Surg. 2021 Aug 31:S1058-2746(21)00645-5. doi: 10.1016/j.jse.2021.07.029. Online ahead of print.PMID: 34478865

3/ Subscapularis Minor – Does it exist?

Werthel JD, Champain G, Villaret G, Soubeyrand M, Walch G
Accepted International Orthopaedics

4/ Influence of Thoracic Kyphosis on Reverse Total Shoulder Arthroplasty Outcomes.

Reintgen C, Armington S, Vigan M, **Werthel JD**, Patrick M, King J, Wright T, Schoch B.
J Am Acad Orthop Surg. 2021 Oct 1;29(19):840-847. doi: 10.5435/JAAOS-D-20-01368.PMID: 33999909

5/ Patient Posture Affects Simulated ROM in Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Modeling Study Using Preoperative Planning Software

Moroder P, Urvoy M, Raiss P, **Werthel JD**, Akgün D, Chaoui J, Siegert P.
Clin Orthop Relat Res. 2021 Oct 20. doi: 10.1097/CORR.0000000000002003.

8.2. Congrès

1/ Subscapularis Minor – Does it exist?

Werthel JD, Champain G, Villaret G, Soubeyrand M, Walch G
SECEC annual meeting 2021, Poznan (e-poster)

2/ Et les parties molles ?

Werthel JD
Congrès annuel du CAOS 2021 (podium)

3/ Influence de la cyphose thoracique sur les résultats des prothèses inversées.

Reintgen C, Armington S, Vigan M, **Werthel JD**, Patrick M, King J, Wright T, Schoch B.
Congrès annuel de la SOFCOT 2021, Paris (Podium)

4/ Effet de la posture sur les mobilités théoriques et la configuration idéale de l'implant après prothèse inversée.

Moroder P, Urvoy M, Raiss P, **Werthel JD**, Akgün D, Chaoui J, Siegert P.
Congrès annuel de la SOFCOT 2021, Paris (Podium)

9. Bibliographie

1. Grammont PT, P. Laffay, JP. Deries, X. Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rhumatologie*. 1987;39:407-18.
2. Boileau P, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I. Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2006;15(5):527-40.
3. Matsen FA, Boileau P, Walch G, Gerber C, Bicknell RT. The reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(3):660-7.
4. Mulieri P, Dunning P, Klein S, Pupello D, Frankle M. Reverse Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Irreparable Rotator Cuff Tear without Glenohumeral Arthritis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2010 2010-11-03 00:00:00;92(15):2544-56.
5. Gallinet D, Cazeneuve JF, Boyer E, Menu G, Obert L, Ohl X, et al. Reverse shoulder arthroplasty for recent proximal humerus fractures: Outcomes in 422 cases. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2019 Sep;105(5):805-11. Epub 2019/07/08.
6. Raiss P, Edwards TB, Collin P, Bruckner T, Zeifang F, Loew M, et al. Reverse Shoulder Arthroplasty for Malunions of the Proximal Part of the Humerus (Type-4 Fracture Sequelae). *J Bone Joint Surg Am*. 2016 Jun 1;98(11):893-9. Epub 2016/06/03.
7. Gauci MO, Cavalier M, Gonzalez JF, Holzer N, Baring T, Walch G, et al. Revision of failed shoulder arthroplasty: epidemiology, etiology, and surgical options. *J Shoulder Elbow Surg*. 2020 Mar;29(3):541-9. Epub 2019/10/09.
8. Collin P, Herve A, Walch G, Boileau P, Muniandy M, Chelli M. Mid-term results of reverse shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis with posterior glenoid deficiency and humeral subluxation. *J Shoulder Elbow Surg*. 2019 Oct;28(10):2023-30. Epub 2019/08/14.
9. Heifner JJ, Kumar AD, Wagner ER. Glenohumeral osteoarthritis with intact rotator cuff treated with reverse shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*. 2021 Jul 20. Epub 2021/07/23.
10. Werthel JD, Walch G, Vegehan E, Deransart P, Sanchez-Sotelo J, Valenti P. Lateralization in reverse shoulder arthroplasty: a descriptive analysis of different implants in current practice. *Int Orthop*. 2019 Oct;43(10):2349-60. Epub 2019/06/30.
11. Werner BS, Chaoui J, Walch G. The influence of humeral neck shaft angle and glenoid lateralization on range of motion in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Oct;26(10):1726-31.
12. Favard LM, P.; SOFCOT. Prothèse totale d'épaule inversée. Masson E, editor 2020.
13. Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br*. 1997 Sep;79(5):857-65.
14. Braman JP, Engel SC, Laprade RF, Ludewig PM. In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009 Nov-Dec;18(6):960-7.
15. Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clin Orthop Relat Res*. 1996 Sep(330):3-12.

16. Hinton MA, Parker AW, Drez D, Jr., Altcheck D. An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. *J Shoulder Elbow Surg.* 1994 Jul;3(4):224-9. Epub 1994/07/01.
17. Arai R, Sugaya H, Mochizuki T, Nimura A, Moriishi J, Akita K. Subscapularis tendon tear: an anatomic and clinical investigation. *Arthroscopy.* 2008 Sep;24(9):997-1004. Epub 2008/09/02.
18. Burkhart SS. Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 Jun(267):45-56. Epub 1991/06/01.
19. White JJ, Titchener AG, Fakis A, Tambe AA, Hubbard RB, Clark DI. An epidemiological study of rotator cuff pathology using The Health Improvement Network database. *Bone Joint J.* 2014 Mar;96-B(3):350-3. Epub 2014/03/05.
20. Tashjian RZ. Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clin Sports Med.* 2012 Oct;31(4):589-604. Epub 2012/10/09.
21. Viehöfer AF, Gerber C, Favre P, Bachmann E, Snedeker JG. A larger critical shoulder angle requires more rotator cuff activity to preserve joint stability. *J Orthop Res.* 2016 Jun;34(6):961-8. Epub 20151229.
22. Nyffeler RW, Werner CM, Sukthankar A, Schmid MR, Gerber C. Association of a large lateral extension of the acromion with rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Apr;88(4):800-5.
23. Moor BK, Bouaicha S, Rothenfluh DA, Sukthankar A, Gerber C. Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint?: A radiological study of the critical shoulder angle. *Bone Joint J.* 2013 Jul;95-B(7):935-41. Epub 2013/07/03.
24. Tétreault P, Krueger A, Zurakowski D, Gerber C. Glenoid version and rotator cuff tears. *J Orthop Res.* 2004 Jan;22(1):202-7.
25. Moosmayer S, Tariq R, Stiris M, Smith HJ. The natural history of asymptomatic rotator cuff tears: a three-year follow-up of fifty cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2013 Jul 17;95(14):1249-55. Epub 2013/07/19.
26. Keener JD, Galatz LM, Teefey SA, Middleton WD, Steger-May K, Stobbs-Cucchi G, et al. A prospective evaluation of survivorship of asymptomatic degenerative rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2015 Jan 21;97(2):89-98. Epub 2015/01/23.
27. Sher JS, Uribe JW, Posada A, Murphy BJ, Zlatkin MB. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am.* 1995 Jan;77(1):10-5. Epub 1995/01/01.
28. Collin P, Matsumura N, Ladermann A, Denard PJ, Walch G. Relationship between massive chronic rotator cuff tear pattern and loss of active shoulder range of motion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Aug;23(8):1195-202.
29. Boileau P, McClelland WB, Jr., Rumian AP. Massive irreparable rotator cuff tears: how to rebalance the cuff-deficient shoulder. *Instr Course Lect.* 2014;63:71-83. Epub 2014/04/12.
30. Kany J, Anis H, Werthel JD. Massive irreparable rotator cuff tears. *Obere Extremität.* 2018 2018/12/01;13(4):246-54.
31. Gerber C, Vinh TS, Hertel R, Hess CW. Latissimus dorsi transfer for the treatment of massive tears of the rotator cuff. A preliminary report. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Jul(232):51-61. Epub 1988/07/01.
32. Elhassan BT, Wagner ER, Werthel JD. Outcome of lower trapezius transfer to reconstruct massive irreparable posterior-superior rotator cuff tear. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Aug;25(8):1346-53. Epub 2016/03/13.

33. Valenti P, Werthel JD. Lower trapezius transfer with semitendinosus tendon augmentation: Indication, technique, results. *Obere Extremität*. 2018;13(4):261-8. Epub 2018/12/14.
34. Walch G, Edwards TB, Boulahia A, Nove-Josserand L, Neyton L, Szabo I. Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: clinical and radiographic results of 307 cases. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005 May-Jun;14(3):238-46. Epub 2005/05/13.
35. Hamada K, Fukuda H, Mikasa M, Kobayashi Y. Roentgenographic findings in massive rotator cuff tears. A long-term observation. *Clin Orthop Relat Res*. 1990 May(254):92-6. Epub 1990/05/01.
36. Wall B, Nove-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Jul;89(7):1476-85. Epub 2007/07/04.
37. Young AA, Walch G, Pape G, Gohlke F, Favard L. Secondary rotator cuff dysfunction following total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study with more than five years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2012 Apr 18;94(8):685-93. Epub 2012/03/16.
38. Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A. Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Arthroplasty*. 1999 Sep;14(6):756-60. Epub 1999/10/08.
39. Bercik MJ, Kruse K, 2nd, Yalozis M, Gauci MO, Chaoui J, Walch G. A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging. *J Shoulder Elbow Surg*. 2016 Oct;25(10):1601-6. Epub 2016/06/11.
40. Domos P, Checchia CS, Walch G. Walch B0 glenoid: pre-osteoarthritic posterior subluxation of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 Jan;27(1):181-8. Epub 2017/10/03.
41. Meyer DC, Ernstbrunner L, Boyce G, Imam MA, El Nashar R, Gerber C. Posterior Acromial Morphology Is Significantly Associated with Posterior Shoulder Instability. *J Bone Joint Surg Am*. 2019 Jul 17;101(14):1253-60. Epub 2019/07/19.
42. Aleem AW, Chalmers PN, Bechtold D, Khan AZ, Tashjian RZ, Keener JD. Association Between Rotator Cuff Muscle Size and Glenoid Deformity in Primary Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 2019 Nov 6;101(21):1912-20. Epub 2019/10/01.
43. Chalmers PN, Beck L, Stertz I, Aleem A, Keener JD, Henninger HB, et al. Do magnetic resonance imaging and computed tomography provide equivalent measures of rotator cuff muscle size in glenohumeral osteoarthritis? *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 Oct;27(10):1877-83. Epub 2018/05/15.
44. Donohue KW, Ricchetti ET, Ho JC, Iannotti JP. The Association Between Rotator Cuff Muscle Fatty Infiltration and Glenoid Morphology in Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 2018 Mar 7;100(5):381-7. Epub 2018/03/07.
45. Walker KE, Simcock XC, Jun BJ, Iannotti JP, Ricchetti ET. Progression of Glenoid Morphology in Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 2018 Jan 3;100(1):49-56. Epub 2018/01/04.
46. O'Neill DC, Christensen GV, Hillyard B, Kawakami J, Tashjian RZ, Chalmers PN. Glenoid retroversion associates with deltoid muscle asymmetry in Walch B-type glenohumeral osteoarthritis. *JSES Int*. 2021 Mar;5(2):282-7. Epub 2021/03/09.
47. Iannotti JP, Norris TR. Influence of preoperative factors on outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 2003 Feb;85(2):251-8. Epub 2003/02/07.

48. Walch G, Moraga C, Young A, Castellanos-Rosas J. Results of anatomic nonconstrained prosthesis in primary osteoarthritis with biconcave glenoid. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012 Nov;21(11):1526-33. Epub 2012/03/27.
49. Mizuno N, Denard PJ, Raiss P, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis in patients with a biconcave glenoid. *J Bone Joint Surg Am.* 2013 Jul 17;95(14):1297-304. Epub 2013/07/19.
50. Flatow EL, Harrison AK. A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2432-9. Epub 2011/01/08.
51. Grammont PL, JP; Deries, X. Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rhumatologie.* 1987;39:407-18.
52. Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics.* 1993;16(1):65-8.
53. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 Suppl S):147S-61S.
54. Werthel JD, Walch G, Vegehan E, Deransart P, Sanchez-Sotelo J, Valenti P. Lateralization in reverse shoulder arthroplasty: a descriptive analysis of different implants in current practice. *Int Orthop.* 2019 Jun 28.
55. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Mole D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Apr;86(3):388-95. Epub 2004/05/06.
56. Naveed MA, Kitson J, Bunker TD. The Delta III reverse shoulder replacement for cuff tear arthropathy: a single-centre study of 50 consecutive procedures. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 Jan;93(1):57-61.
57. Werner CM, Steinmann PA, Gilbert M, Gerber C. Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 2005 Jul;87(7):1476-86.
58. Favard L, Levigne C, Nerot C, Gerber C, De Wilde L, Mole D. Reverse prostheses in arthropathies with cuff tear: are survivorship and function maintained over time? *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2469-75.
59. Favard L, Spiry C, Bacle G. Scapular notching is the main cause of late glenoid loosening: longitudinal follow-up of a cohort of 91 reverse total shoulder prostheses. *SECEC Annual Meeting; Geneva2018.*
60. Ernstbrunner L, Suter A, Catanzaro S, Rahm S, Gerber C. Reverse Total Shoulder Arthroplasty for Massive, Irreparable Rotator Cuff Tears Before the Age of 60 Years: Long-Term Results. *J Bone Joint Surg Am.* 2017 Oct 18;99(20):1721-9. Epub 2017/10/19.
61. Henninger HB, Barg A, Anderson AE, Bachus KN, Burks RT, Tashjian RZ. Effect of lateral offset center of rotation in reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012 Sep;21(9):1128-35.
62. Gutierrez S, Levy JC, Lee WE, 3rd, Keller TS, Maitland ME. Center of rotation affects abduction range of motion of reverse shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2007 May;458:78-82.
63. Boulahia A, Edwards TB, Walch G, Baratta RV. Early results of a reverse design prosthesis in the treatment of arthritis of the shoulder in elderly patients with a large rotator cuff tear. *Orthopedics.* 2002;25(2):129-33.

64. Rojas J, Joseph J, Liu B, Srikumaran U, McFarland EG. Can patients manage toileting after reverse total shoulder arthroplasty? A systematic review. *Int Orthop*. 2018 Oct;42(10):2423-8.
65. Boileau P, Moineau G, Roussanne Y, O'Shea K. Bony increased-offset reversed shoulder arthroplasty: minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Sep;469(9):2558-67.
66. Katz D, Valenti P, Kany J, Elkholti K, Werthel J-D. Does lateralisation of the centre of rotation in reverse shoulder arthroplasty avoid scapular notching? Clinical and radiological review of one hundred and forty cases with forty five months of follow-up. *Int Orthop*. 2016;40(1):99-108.
67. Valenti P, Sauzieres P, Katz D, Kalouche I, Kilinc AS. Do less medialized reverse shoulder prostheses increase motion and reduce notching? *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Sep;469(9):2550-7.
68. Ladermann A, Denard PJ, Boileau P, Farron A, Deransart P, Walch G. What is the best glenoid configuration in onlay reverse shoulder arthroplasty? *Int Orthop*. 2018 Jun;42(6):1339-46.
69. Franceschetti E, de Sanctis EG, Ranieri R, Palumbo A, Paciotti M, Franceschi F. The role of the subscapularis tendon in a lateralized reverse total shoulder arthroplasty: repair versus nonrepair. *Int Orthop*. 2019 Jan 5.
70. Routman HD, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, Hamilton MA, Roche CP. Reverse Shoulder Arthroplasty Prosthesis Design Classification System. *Bull Hosp Jt Dis (2013)*. 2015 Dec;73 Suppl 1:S5-14.
71. Langohr GD, Giles JW, Athwal GS, Johnson JA. The effect of glenosphere diameter in reverse shoulder arthroplasty on muscle force, joint load, and range of motion. *J Shoulder Elbow Surg*. 2015 Jun;24(6):972-9.
72. Giles JW, Langohr GD, Johnson JA, Athwal GS. Implant Design Variations in Reverse Total Shoulder Arthroplasty Influence the Required Deltoid Force and Resultant Joint Load. *Clin Orthop Relat Res*. 2015 Nov;473(11):3615-26.
73. Costantini O, Choi DS, Kontaxis A, Gulotta LV. The effects of progressive lateralization of the joint center of rotation of reverse total shoulder implants. *J Shoulder Elbow Surg*. 2015 Jul;24(7):1120-8.
74. Vourazeris JD, Wright TW, Struk AM, King JJ, Farmer KW. Primary reverse total shoulder arthroplasty outcomes in patients with subscapularis repair versus tenotomy. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Mar;26(3):450-7.
75. Werner BS, Chaoui J, Walch G. Glenosphere design affects range of movement and risk of friction-type scapular impingement in reverse shoulder arthroplasty. *Bone Joint J*. 2018 Sep;100-B(9):1182-6. Epub 2018/09/01.
76. Werner BC, Lederman E, Gobeze R, Denard PJ. Glenoid lateralization influences active internal rotation after reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2021 Mar 19. Epub 2021/03/24.
77. Merolla G, Walch G, Ascione F, Paladini P, Fabbri E, Padolino A, et al. Grammont humeral design versus onlay curved-stem reverse shoulder arthroplasty: comparison of clinical and radiographic outcomes with minimum 2-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 Apr;27(4):701-10. Epub 2018/01/02.
78. Matsuki K, King JJ, Wright TW, Schoch BS. Outcomes of reverse shoulder arthroplasty in small- and large-stature patients. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 May;27(5):808-15. Epub 2018/01/03.

79. Boutsiadis A, Lenoir H, Denard PJ, Panisset JC, Brossard P, Delsol P, et al. The lateralization and distalization shoulder angles are important determinants of clinical outcomes in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jul;27(7):1226-34. Epub 2018/04/01.
80. Bacle G, Nove-Josserand L, Garaud P, Walch G. Long-Term Outcomes of Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Follow-up of a Previous Study. *J Bone Joint Surg Am.* 2017 Mar 15;99(6):454-61. Epub 2017/03/16.
81. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Jul(304):78-83. Epub 1994/07/01.
82. Gladstone JN, Bishop JY, Lo IK, Flatow EL. Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor functional outcome. *Am J Sports Med.* 2007 May;35(5):719-28. Epub 2007/03/06.
83. Matsumoto F, Uhthoff HK, Trudel G, Loehr JF. Delayed tendon reattachment does not reverse atrophy and fat accumulation of the supraspinatus--an experimental study in rabbits. *J Orthop Res.* 2002 Mar;20(2):357-63. Epub 2002/03/29.
84. Gerber C, Fuchs B, Hodler J. The results of repair of massive tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am.* 2000 Apr;82(4):505-15. Epub 2000/04/13.
85. Gerber C, Meyer DC, Schneeberger AG, Hoppeler H, von Rechenberg B. Effect of tendon release and delayed repair on the structure of the muscles of the rotator cuff: an experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Sep;86(9):1973-82. Epub 2004/09/03.
86. Uhthoff HK, Seki M, Backman DS, Trudel G, Himori K, Sano H. Tensile strength of the supraspinatus after reimplantation into a bony trough: an experimental study in rabbits. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002 Sep-Oct;11(5):504-9. Epub 2002/10/16.
87. Thomazeau H, Rolland Y, Lucas C, Duval JM, Langlais F. Atrophy of the supraspinatus belly. Assessment by MRI in 55 patients with rotator cuff pathology. *Acta Orthop Scand.* 1996 Jun;67(3):264-8. Epub 1996/06/01.
88. Zanetti M, Gerber C, Hodler J. Quantitative assessment of the muscles of the rotator cuff with magnetic resonance imaging. *Invest Radiol.* 1998 Mar;33(3):163-70. Epub 1998/04/03.
89. Fukuta S, Tsutsui T, Amari R, Wada K, Sairyo K. Tendon retraction with rotator cuff tear causes a decrease in cross-sectional area of the supraspinatus muscle on magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Jul;25(7):1069-75. Epub 2016/02/26.
90. Trudel G, Ryan SE, Rakhra K, Uhthoff HK. Extra- and intramuscular fat accumulation early after rabbit supraspinatus tendon division: depiction with CT. *Radiology.* 2010 May;255(2):434-41. Epub 2010/04/24.
91. Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, Gerber C. Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999 Nov-Dec;8(6):599-605. Epub 2000/01/14.
92. Hashimoto T, Nobuhara K, Hamada T. Pathologic evidence of degeneration as a primary cause of rotator cuff tear. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Oct(415):111-20. Epub 2003/11/13.
93. Simovitch RW, Helmy N, Zumstein MA, Gerber C. Impact of fatty infiltration of the teres minor muscle on the outcome of reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 May;89(5):934-9. Epub 2007/05/03.

94. Lapner PL, Jiang L, Zhang T, Athwal GS. Rotator cuff fatty infiltration and atrophy are associated with functional outcomes in anatomic shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2015 Feb;473(2):674-82. Epub 2014/10/01.
95. Lambers Heerspink FO, Dorrestijn O. Editorial Commentary: Rotator Cuff Tear: Know When Not to Operate So You Don't Make It Worse. *Arthroscopy*. 2020 Aug;36(8):2091-3. Epub 2020/08/05.
96. Jensen AR, Taylor AJ, Sanchez-Sotelo J. Factors Influencing the Reparability and Healing Rates of Rotator Cuff Tears. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020 Jul 17. Epub 2020/07/19.
97. Vidt ME, Santago AC, 2nd, Tuohy CJ, Poehling GG, Freehill MT, Kraft RA, et al. Assessments of Fatty Infiltration and Muscle Atrophy From a Single Magnetic Resonance Image Slice Are Not Predictive of 3-Dimensional Measurements. *Arthroscopy*. 2016 Jan;32(1):128-39. Epub 2015/09/24.
98. Oh JH, Kim SH, Choi JA, Kim Y, Oh CH. Reliability of the grading system for fatty degeneration of rotator cuff muscles. *Clin Orthop Relat Res*. 2010 Jun;468(6):1558-64. Epub 2009/04/07.
99. Spencer EE, Jr., Dunn WR, Wright RW, Wolf BR, Spindler KP, McCarty E, et al. Interobserver agreement in the classification of rotator cuff tears using magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med*. 2008 Jan;36(1):99-103. Epub 2007/10/13.
100. Nardo L, Karampinos DC, Lansdown DA, Carballido-Gamio J, Lee S, Maroldi R, et al. Quantitative assessment of fat infiltration in the rotator cuff muscles using water-fat MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2014 May;39(5):1178-85. Epub 2013/10/12.
101. Pfirrmann CW, Schmid MR, Zanetti M, Jost B, Gerber C, Hodler J. Assessment of fat content in supraspinatus muscle with proton MR spectroscopy in asymptomatic volunteers and patients with supraspinatus tendon lesions. *Radiology*. 2004 Sep;232(3):709-15. Epub 2004/08/31.
102. Kenn W, Bohm D, Gohlke F, Hummer C, Kostler H, Hahn D. 2D SPLASH: a new method to determine the fatty infiltration of the rotator cuff muscles. *Eur Radiol*. 2004 Dec;14(12):2331-6. Epub 2004/08/19.
103. Nozaki T, Tasaki A, Horiuchi S, Osakabe C, Ohde S, Saida Y, et al. Quantification of Fatty Degeneration Within the Supraspinatus Muscle by Using a 2-Point Dixon Method on 3-T MRI. *AJR Am J Roentgenol*. 2015 Jul;205(1):116-22. Epub 2015/06/24.
104. Lansdown DA, Morrison C, Zaid MB, Patel R, Zhang AL, Allen CR, et al. Preoperative IDEAL (Iterative Decomposition of Echoes of Asymmetrical Length) magnetic resonance imaging rotator cuff muscle fat fractions are associated with rotator cuff repair outcomes. *J Shoulder Elbow Surg*. 2019 Oct;28(10):1936-41. Epub 2019/08/03.
105. Kalin PS, Crawford RJ, Marcon M, Manoliu A, Bouaicha S, Fischer MA, et al. Shoulder muscle volume and fat content in healthy adult volunteers: quantification with DIXON MRI to determine the influence of demographics and handedness. *Skeletal Radiol*. 2018 Oct;47(10):1393-402. Epub 2018/04/25.
106. Matsumura N, Oguro S, Okuda S, Jinzaki M, Matsumoto M, Nakamura M, et al. Quantitative assessment of fatty infiltration and muscle volume of the rotator cuff muscles using 3-dimensional 2-point Dixon magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Oct;26(10):e309-e18. Epub 2017/05/13.
107. Jo CH, Shin JS. Changes in appearance of fatty infiltration and muscle atrophy of rotator cuff muscles on magnetic resonance imaging after rotator cuff repair: establishing new time-zero traits. *Arthroscopy*. 2013 Mar;29(3):449-58. Epub 2013/01/15.

108. Beeler S, Ek ET, Gerber C. A comparative analysis of fatty infiltration and muscle atrophy in patients with chronic rotator cuff tears and suprascapular neuropathy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013 Nov;22(11):1537-46. Epub 2013/05/07.
109. Nakagaki K, Ozaki J, Tomita Y, Tamai S. Alterations in the supraspinatus muscle belly with rotator cuff tearing: Evaluation with magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg.* 1994 Mar;3(2):88-93. Epub 1994/03/01.
110. Khanna R, Saltzman MD, Elliott JM, Hoggarth MA, Marra GM, Omar I, et al. Development of 3D method to assess intramuscular spatial distribution of fat infiltration in patients with rotator cuff tear: reliability and concurrent validity. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019 Jun 21;20(1):295. Epub 2019/06/22.
111. Kuzel BR, Grindel S, Papandrea R, Ziegler D. Fatty infiltration and rotator cuff atrophy. *J Am Acad Orthop Surg.* 2013 Oct;21(10):613-23. Epub 2013/10/03.
112. Alpert SW, Pink MM, Jobe FW, McMahon PJ, Mathiyakom W. Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000 Jan-Feb;9(1):47-58. Epub 2000/03/16.
113. Colachis SC, Jr., Strohm BR. Effect of suprascapular and axillary nerve blocks on muscle force in upper extremity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1971 Jan;52(1):22-9. Epub 1971/01/01.
114. Gerber C, Blumenthal S, Curt A, Werner CM. Effect of selective experimental suprascapular nerve block on abduction and external rotation strength of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007 Nov-Dec;16(6):815-20. Epub 2007/10/13.
115. McCully SP, Suprak DN, Kosek P, Karduna AR. Suprascapular nerve block results in a compensatory increase in deltoid muscle activity. *J Biomech.* 2007;40(8):1839-46. Epub 2006/10/13.
116. Werthel JD, Bertelli J, Elhassan BT. Shoulder function in patients with deltoid paralysis and intact rotator cuff. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017 Oct;103(6):869-73.
117. Groh GI, Simoni M, Rolla P, Rockwood CA. Loss of the deltoid after shoulder operations: An operative disaster. *J Shoulder Elbow Surg.* 1994 Jul;3(4):243-53. Epub 1994/07/01.
118. Yoon JP, Seo A, Kim JJ, Lee CH, Baek SH, Kim SY, et al. Deltoid muscle volume affects clinical outcome of reverse total shoulder arthroplasty in patients with cuff tear arthropathy or irreparable cuff tears. *PLoS One.* 2017;12(3):e0174361. Epub 2017/03/30.
119. Turkmen I, Altun G. Increasing the deltoid muscle volume positively affects functional outcomes after arthroscopic rotator cuff repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2019 Jan;27(1):259-66. Epub 2018/09/10.
120. Pons C, Sheehan FT, Im HS, Brochard S, Alter KE. Shoulder muscle atrophy and its relation to strength loss in obstetrical brachial plexus palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2017 Oct;48:80-7. Epub 2017/08/08.
121. Holzbaur KR, Murray WM, Gold GE, Delp SL. Upper limb muscle volumes in adult subjects. *J Biomech.* 2007;40(4):742-9. Epub 2007/01/24.
122. Sanchis-Moysi J, Idoate F, Serrano-Sanchez JA, Dorado C, Calbet JA. Muscle hypertrophy in prepubescent tennis players: a segmentation MRI study. *PLoS One.* 2012;7(3):e33622. Epub 2012/03/20.
123. Piepers I, Boudt P, Van Tongel A, De Wilde L. Evaluation of the muscle volumes of the transverse rotator cuff force couple in nonpathologic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Jul;23(7):e158-62. Epub 2013/12/18.
124. Codman E. *The shoulder.* Boston: Thomas Todd Company; 1934.

125. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001 May-Jun;10(3):269-77. Epub 2001/06/16.
126. Walker D, Matsuki K, Struk AM, Wright TW, Banks SA. Scapulohumeral rhythm in shoulders with reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015 Jul;24(7):1129-34. Epub 2015/01/17.
127. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Feb;91(2):378-89. Epub 2009/02/03.
128. Kim MS, Lim KY, Lee DH, Kovacevic D, Cho NY. How does scapula motion change after reverse total shoulder arthroplasty? A preliminary report. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012 Oct 29;13:210. Epub 2012/10/31.
129. Kwon YW, Pinto VJ, Yoon J, Frankle MA, Dunning PE, Sheikhzadeh A. Kinematic analysis of dynamic shoulder motion in patients with reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012 Sep;21(9):1184-90. Epub 2011/11/01.
130. Scibek JS, Carcia CR. Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World J Orthop.* 2012 Jun 18;3(6):87-94. Epub 2012/06/22.
131. Robert-Lachaine X, Allard P, Godbout V, Tetreault P, Begon M. Scapulohumeral rhythm relative to active range of motion in patients with symptomatic rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Oct;25(10):1616-22. Epub 2016/05/18.
132. Kim E, Jang T, Park HJ, Ikemoto S, Murase T, Sugamoto K, et al. In vivo three-dimensional scapular kinematic alterations after reverse total shoulder arthroplasty. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2020 Jan-Apr;28(2):2309499020921979. Epub 2020/05/12.
133. Lee KW, Kim YI, Kim HY, Yang DS, Lee GS, Choy WS. Three-Dimensional Scapular Kinematics in Patients with Reverse Total Shoulder Arthroplasty during Arm Motion. *Clin Orthop Surg.* 2016 Sep;8(3):316-24. Epub 2016/09/02.
134. Kontaxis A, Johnson GR. Adaptation of scapula lateral rotation after reverse anatomy shoulder replacement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2008 Feb;11(1):73-80. Epub 2007/10/19.
135. Mahfouz M, Nicholson G, Komistek R, Hovis D, Kubo M. In vivo determination of the dynamics of normal, rotator cuff-deficient, total, and reverse replacement shoulders. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87 Suppl 2:107-13. Epub 2005/12/06.
136. Bergmann JH, de Leeuw M, Janssen TW, Veeger DH, Willems WJ. Contribution of the reverse endoprosthesis to glenohumeral kinematics. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 Mar;466(3):594-8. Epub 2008/02/12.
137. Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999 Aug;80(8):945-50. Epub 1999/08/24.
138. Johnson MP, McClure PW, Karduna AR. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001 Feb;31(2):81-9. Epub 2001/03/10.
139. Akbari-Shandiz M, Mozingo JD, Holmes Iii DR, Zhao KD. An interpolation technique to enable accurate three-dimensional joint kinematic analyses using asynchronous biplane fluoroscopy. *Med Eng Phys.* 2018 Oct;60:109-16. Epub 2018/08/14.
140. Mozingo JD, Akbari Shandiz M, Marquez FM, Schueler BA, Holmes DR, 3rd, McCollough CH, et al. Validation of imaging-based quantification of glenohumeral joint

- kinematics using an unmodified clinical biplane fluoroscopy system. *J Biomech.* 2018 Apr 11;71:306-12. Epub 2018/02/27.
141. Ruiz Iban MA, Paniagua Gonzalez A, Muraccini M, Asenjo Gismero C, Varini A, Berardi A, et al. Evaluation of a novel portable three-dimensional scapular kinematics assessment system with inter and intraobserver reproducibility and normative data for healthy adults. *J Exp Orthop.* 2020 May 13;7(1):31. Epub 2020/05/15.
 142. Parel I, Cutti AG, Fiumana G, Porcellini G, Verni G, Accardo AP. Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait Posture.* 2012 Apr;35(4):636-40. Epub 2012/02/04.
 143. Walch G, Vezeridis PS, Boileau P, Deransart P, Chaoui J. Three-dimensional planning and use of patient-specific guides improve glenoid component position: an in vitro study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015 Feb;24(2):302-9. Epub 2014/09/04.
 144. Xin C, Graham J, Hutchinson C, Muir L. Automatic generation of statistical pose and shape models for articulated joints. *IEEE Trans Med Imaging.* 2014 Feb;33(2):372-83. Epub 2013/10/18.
 145. Rasoulilian A, Rohling R, Abolmaesumi P. Lumbar spine segmentation using a statistical multi-vertebrae anatomical shape+pose model. *IEEE Trans Med Imaging.* 2013 Oct;32(10):1890-900. Epub 2013/06/19.
 146. Schmidt D, Ulen J, Enqvist O, Persson E, Tragardh E, Leander P, et al. Deep learning takes the pain out of back breaking work - Automatic vertebral segmentation and attenuation measurement for osteoporosis. *Clin Imaging.* 2021 Aug 26;81:54-9. Epub 2021/10/02.
 147. Forsberg D, Sjoblom E, Sunshine JL. Detection and Labeling of Vertebrae in MR Images Using Deep Learning with Clinical Annotations as Training Data. *J Digit Imaging.* 2017 Aug;30(4):406-12. Epub 2017/01/14.
 148. Lessmann N, van Ginneken B, de Jong PA, Isgum I. Iterative fully convolutional neural networks for automatic vertebra segmentation and identification. *Med Image Anal.* 2019 Apr;53:142-55. Epub 2019/02/17.
 149. Boutillon A, Borotikar BS, Pons C, Burdin V, Conze P-H. Multi-Structure Deep Segmentation With Shape Priors And Latent Adversarial Regularization. 2021 IEEE 18th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI). 2021:999-1002.
 150. Boutillon A, Conze P-H, Pons C, Burdin V, Borotikar BS, editors. Multi-Task, Multi-Domain Deep Segmentation with Shared Representations and Contrastive Regularization for Sparse Pediatric Datasets. *MICCAI*; 2021.
 151. Aubrey J, Esfandiari N, Baracos VE, Buteau FA, Frenette J, Putman CT, et al. Measurement of skeletal muscle radiation attenuation and basis of its biological variation. *Acta Physiol (Oxf).* 2014 Mar;210(3):489-97. Epub 2014/01/08.
 152. Im HS, Alter KE, Brochard S, Pons C, Sheehan FT. In vivo pediatric shoulder muscle volumes and their relationship to 3D strength. *J Biomech.* 2014 Aug 22;47(11):2730-7. Epub 2014/06/14.
 153. Lehtinen JT, Tingart MJ, Apreleva M, Zurakowski D, Palmer W, Warner JJ. Practical assessment of rotator cuff muscle volumes using shoulder MRI. *Acta Orthop Scand.* 2003 Dec;74(6):722-9. Epub 2004/02/07.
 154. Talbert RJ, Michaud LJ, Mehlman CT, Kinnett DG, Laor T, Foad SL, et al. EMG and MRI are independently related to shoulder external rotation function in neonatal brachial plexus palsy. *J Pediatr Orthop.* 2011 Mar;31(2):194-204. Epub 2011/02/11.

155. Van Gelein Vitringa VM, Jaspers R, Mullender M, Ouwerkerk WJ, Van Der Sluijs JA. Early effects of muscle atrophy on shoulder joint development in infants with unilateral birth brachial plexus injury. *Dev Med Child Neurol*. 2011 Feb;53(2):173-8. Epub 2010/09/18.
156. Collin P, Ladermann A, Le Bourg M, Walch G. Subscapularis minor--an analogue of the Teres minor? *Orthop Traumatol Surg Res*. 2013 Jun;99(4 Suppl):S255-8. Epub 2013/04/30.
157. Kasper JC, Itamura JM, Tibone JE, Levin SL, Stevanovic MV. Human cadaveric study of subscapularis muscle innervation and guidelines to prevent denervation. *J Shoulder Elbow Surg*. 2008 Jul-Aug;17(4):659-62. Epub 2008/05/13.
158. Kadaba MP, Cole A, Wootten ME, McCann P, Reid M, Mulford G, et al. Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *J Orthop Res*. 1992 May;10(3):394-7. Epub 1992/05/01.
159. Omi R, Sano H, Ohnuma M, Kishimoto KN, Watanuki S, Tashiro M, et al. Function of the shoulder muscles during arm elevation: an assessment using positron emission tomography. *J Anat*. 2010 May;216(5):643-9. Epub 2010/03/20.
160. Rockwood CA. The shoulder. Philadelphia, PA: Saunders; 2009.
161. Netter FH. Atlas of human anatomy. Philadelphia: Elsevier; 2019.
162. Kellam P, Kahn T, Tashjian RZ. Anatomy of the Subscapularis: A Review. *Journal of Shoulder and Elbow Arthroplasty*. 2019;3:2471549219849728.
163. Morag Y, Jamadar DA, Miller B, Dong Q, Jacobson JA. The subscapularis: anatomy, injury, and imaging. *Skeletal Radiol*. 2011 Mar;40(3):255-69. Epub 2009/12/25.
164. Azimbagirad MD, G; , Ben Salema,D; Rémy-Néris, O; Burdin, V. Towards the definition of a patient-specific rehabilitation program for TKA: A new MRI-based approach for the easy volumetric analysis of thigh muscle. *EMBC*. 2021.
165. Azimbagirad MD, G; , Ben Salema,D; Rémy-Néris, O; Burdin, V. Combined Multi-Protocols qMRI for Thigh Muscle Analysis: A Preliminary Study. *SPIE Conference Proceedings*. 2021.
166. scipy.org. Fill the holes in binary objects. 2019; Available from: https://docs.scipy.org/doc/scipy-0.15.1/reference/generated/scipy.ndimage.morphology.binary_fill_holes.html
167. Lorensen WC, E. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm,". *Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*1987.
168. Salhi A, Burdin V, Boutillon A, Brochard S, Mutsvangwa T, Borotikar B. Statistical Shape Modeling Approach to Predict Missing Scapular Bone. *Ann Biomed Eng*. 2020 Jan;48(1):367-79. Epub 2019/09/13.
169. Salhi A, Burdin V, Brochard S, Mutsvangwa TE, Borotikar B. Clinical relevance of augmented statistical shape model of the scapula in the glenoid region. *Med Eng Phys*. 2020 Feb;76:88-94. Epub 2020/01/07.
170. Heitz G, Rohlfing T, Maurer C. Statistical shape model generation using nonrigid deformation of a template mesh: *SPIE*; 2005.
171. Conze PH, Brochard S, Burdin V, Sheehan FT, Pons C. Healthy versus pathological learning transferability in shoulder muscle MRI segmentation using deep convolutional encoder-decoders. *Comput Med Imaging Graph*. 2020 Jul;83:101733. Epub 2020/06/09.
172. Ronneberger OF, P; Brox, T. U-net : Convolutional networks for biomedical image segmentation. *International Conference on Medical image computing and computer-assisted intervention*: Springer; 2015. p. 234–41.
173. ; Available from: <https://monai.io/>.

174. Holzbaur KR, Delp SL, Gold GE, Murray WM. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *J Biomech.* 2007;40(11):2442-9. Epub 2007/01/26.
175. Vidt ME, Daly M, Miller ME, Davis CC, Marsh AP, Saul KR. Characterizing upper limb muscle volume and strength in older adults: a comparison with young adults. *J Biomech.* 2012 Jan 10;45(2):334-41. Epub 2011/11/04.
176. Werthel JD, Boux de Casson F, Burdin V, Athwal GS, Favard L, Chaoui J, et al. CT-based volumetric assessment of rotator cuff muscle in shoulder arthroplasty preoperative planning. *Bone Jt Open.* 2021 Jul;2(7):552-61. Epub 2021/07/29.
177. Maden-Wilkinson TM, McPhee JS, Rittweger J, Jones DA, Degens H. Thigh muscle volume in relation to age, sex and femur volume. *Age (Dordr).* 2014 Feb;36(1):383-93. Epub 2013/08/13.
178. Choate WS, Shanley E, Washburn R, Tolan SJ, Salim TI, Tadlock J, et al. The incidence and effect of fatty atrophy, positive tangent sign, and rotator cuff tears on outcomes after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017 Dec;26(12):2110-6. Epub 2017/07/29.
179. Itoi E. Rotator cuff tear: physical examination and conservative treatment. *J Orthop Sci.* 2013 Mar;18(2):197-204. Epub 2013/01/12.
180. Park YB, Ryu HY, Hong JH, Ko YH, Yoo JC. Reversibility of Supraspinatus Muscle Atrophy in Tendon-Bone Healing After Arthroscopic Rotator Cuff Repair. *Am J Sports Med.* 2016 Apr;44(4):981-8. Epub 2016/02/13.
181. Gerber C, Schneeberger AG, Hoppeler H, Meyer DC. Correlation of atrophy and fatty infiltration on strength and integrity of rotator cuff repairs: a study in thirteen patients. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007 Nov-Dec;16(6):691-6. Epub 2007/10/13.
182. Thomazeau H, Boukobza E, Morcet N, Chaperon J, Langlais F. Prediction of rotator cuff repair results by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Nov(344):275-83. Epub 1997/12/31.
183. Liem D, Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P. Magnetic resonance imaging of arthroscopic supraspinatus tendon repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Aug;89(8):1770-6. Epub 2007/08/03.
184. Sugihara T, Nakagawa T, Tsuchiya M, Ishizuki M. Prediction of primary reparability of massive tears of the rotator cuff on preoperative magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003 May-Jun;12(3):222-5. Epub 2003/07/10.
185. Mellado JM, Calmet J, Olona M, Esteve C, Camins A, Perez Del Palomar L, et al. Surgically repaired massive rotator cuff tears: MRI of tendon integrity, muscle fatty degeneration, and muscle atrophy correlated with intraoperative and clinical findings. *AJR Am J Roentgenol.* 2005 May;184(5):1456-63. Epub 2005/04/28.
186. Warner JJ, Higgins L, Parsons IMt, Dowdy P. Diagnosis and treatment of anterosuperior rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001 Jan-Feb;10(1):37-46. Epub 2001/02/22.
187. Williams MD, Ladermann A, Melis B, Barthelemy R, Walch G. Fatty infiltration of the supraspinatus: a reliability study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009 Jul-Aug;18(4):581-7. Epub 2009/06/30.
188. Yoo HJ, Choi JY, Hong SH, Kim EJ, Kim SH. Quantifying rotator cuff atrophy and fatty degeneration at the supraspinatus origin in the scapular fossa. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015 Feb;23(2):399-407. Epub 2014/04/29.

189. Jeong HJ, Kwon J, Rhee SM, Oh JH. New quantified measurement of fatty infiltration of the rotator cuff muscles using magnetic resonance imaging. *J Orthop Sci.* 2020 Feb 15. Epub 2020/02/20.
190. Tae SK, Oh JH, Kim SH, Chung SW, Yang JY, Back YW. Evaluation of fatty degeneration of the supraspinatus muscle using a new measuring tool and its correlation between multidetector computed tomography and magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med.* 2011 Mar;39(3):599-606. Epub 2010/12/15.
191. Dekker TJ, Steele JR, Vinson EV, Garrigues GE. Current peri-operative imaging concepts surrounding shoulder arthroplasty. *Skeletal Radiol.* 2019 Oct;48(10):1485-97. Epub 2019/02/25.
192. Khoury V, Cardinal E, Brassard P. Atrophy and fatty infiltration of the supraspinatus muscle: sonography versus MRI. *AJR Am J Roentgenol.* 2008 Apr;190(4):1105-11. Epub 2008/03/22.
193. Henninger HB, Christensen GV, Taylor CE, Kawakami J, Hillyard BS, Tashjian RZ, et al. The Muscle Cross-sectional Area on MRI of the Shoulder Can Predict Muscle Volume: An MRI Study in Cadavers. *Clin Orthop Relat Res.* 2020 Apr;478(4):871-83. Epub 2019/11/15.
194. Werthel JD, Boux de Casson F, Walch G, Gaudin P, Moroder P, Sanchez-Sotelo J, et al. 3D Muscle Loss (3DML) assessment: A novel CT-based quantitative method to evaluate rotator cuff muscle fatty infiltration. *J Shoulder Elbow Surg.* 2021 Aug 31. Epub 2021/09/04.
195. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977 Mar;33(1):159-74. Epub 1977/03/01.
196. Slabaugh MA, Friel NA, Karas V, Romeo AA, Verma NN, Cole BJ. Interobserver and intraobserver reliability of the Goutallier classification using magnetic resonance imaging: proposal of a simplified classification system to increase reliability. *Am J Sports Med.* 2012 Aug;40(8):1728-34. Epub 2012/07/04.
197. Moroder P, Akgun D, Plachel F, Baur ADJ, Siegert P. The influence of posture and scapulothoracic orientation on the choice of humeral component retrotorsion in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020 Oct;29(10):1992-2001. Epub 2020/04/25.
198. Stephenson DR, Oh JH, McGarry MH, Rick Hatch GF, 3rd, Lee TQ. Effect of humeral component version on impingement in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011 Jun;20(4):652-8. Epub 2010/12/15.
199. Gulotta LV, Choi D, Marinello P, Knutson Z, Lipman J, Wright T, et al. Humeral component retroversion in reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012 Sep;21(9):1121-7. Epub 2011/11/01.
200. Kontaxis A, Chen X, Berhouet J, Choi D, Wright T, Dines DM, et al. Humeral version in reverse shoulder arthroplasty affects impingement in activities of daily living. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017 Jun;26(6):1073-82. Epub 2017/02/07.
201. Rhee YG, Cho NS, Moon SC. Effects of humeral component retroversion on functional outcomes in reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015 Oct;24(10):1574-81. Epub 2015/05/09.
202. Aleem AW, Feeley BT, Austin LS, Ma CB, Krupp RJ, Ramsey ML, et al. Effect of Humeral Component Version on Outcomes in Reverse Shoulder Arthroplasty. *Orthopedics.* 2017 May 1;40(3):179-86. Epub 2017/01/24.
203. Oh JH, Sharma N, Rhee SM, Park JH. Do individualized humeral retroversion and subscapularis repair affect the clinical outcomes of reverse total shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elbow Surg.* 2020 Apr;29(4):821-9. Epub 2019/11/02.

204. Ludewig PM, Cook TM, Nawoczenski DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996 Aug;24(2):57-65. Epub 1996/08/01.
205. Sanchez-Sotelo J, O'Driscoll SW, Torchia ME, Cofield RH, Rowland CM. Radiographic assessment of cemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2001 Nov-Dec;10(6):526-31. Epub 2001/12/18.
206. Sanchez-Sotelo J, Wright TW, O'Driscoll SW, Cofield RH, Rowland CM. Radiographic assessment of uncemented humeral components in total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2001 Feb;16(2):180-7. Epub 2001/02/27.
207. Burnier M, Hooke A, Gil J, Sanchez-Sotelo J, Elhassan B. Biomechanical analysis of the subscapularis, infraspinatus and teres minor length and moment arm after reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric study. *Seminars in Arthroplasty: JSES*.
208. 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 Mar;28(2):213-8. Epub 20141230.
209. Hatta T, Giambini H, Itoigawa Y, Hooke AW, Sperling JW, Steinmann SP, et al. Quantifying extensibility of rotator cuff muscle with tendon rupture using shear wave elastography: A cadaveric study. *J Biomech*. 2017 Aug 16;61:131-6. Epub 20170721.
210. Roskopf AB, Ehrmann C, Buck FM, Gerber C, Flück M, Pfirrmann CW. Quantitative Shear-Wave US Elastography of the Supraspinatus Muscle: Reliability of the Method and Relation to Tendon Integrity and Muscle Quality. *Radiology*. 2016 Feb;278(2):465-74. Epub 20151105.
211. Mallett K, Nguyen NTV, Giambini H, Werthel J-D, Sanchez-Sotelo J. Changes in deltoid muscle tension after reverse shoulder arthroplasty as quantified by shear wave elastography: relationship with radiographic parameters and functional outcomes. *Seminars in Arthroplasty: JSES*. 2021 2021/05/24/.
212. 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 Sep;71:27-36. Epub 20200420.
213. 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 Oct;34(8):1181-8. Epub 20160630.

Titre : Planification des parties molles en chirurgie prothétique de l'épaule – vers un modèle biomécanique patient-spécifique

Mots clés : prothèse inversée d'épaule ; coiffe des rotateurs ; segmentation automatisée ; modèle biomécanique patient-spécifique ; planification ; 3D ; Goutallier ; 3D Muscle Loss ; scapulo-thoracique

Résumé : La prothèse inversée d'épaule a été développée dans les années 80 et a permis de prendre en charge des patients atteints d'omarthrose excentrée. Progressivement, les indications de cette prothèse se sont élargies et c'est à présent le type de prothèse d'épaule le plus posé dans le monde. De plus en plus de prothèses inversées sont implantées chez des patients ayant une coiffe des rotateurs intacte. De nombreux logiciels permettent d'optimiser le positionnement des implants afin d'avoir une tenue optimale dans l'os de la scapula. Cependant, ces logiciels ne prennent en compte qu'un aspect limité du problème puisqu'ils n'incluent pas d'évaluation de l'état musculaire de la coiffe des rotateurs et les mobilités scapulo-thoraciques.

L'objectif de cette thèse était de poser les bases nécessaires à l'élaboration d'un modèle biomécanique patient-spécifique. Pour ce faire, nous avons constitué une cohorte de segmentations de muscles afin de développer un algorithme de segmentation automatisée de ceux-ci. Nous avons également créé le premier modèle de planification de prothèse inversée incluant la position de la scapula par rapport au rachis.

Dans l'avenir, cette segmentation automatisée des muscles et la prise en compte de l'articulation scapulo-thoracique va permettre d'améliorer nos planifications et de mieux déterminer le type d'implant et leur positionnement optimal afin d'obtenir les meilleurs résultats fonctionnels possibles après prothèse inversée.

Title: Soft tissue planning in shoulder arthroplasty – towards a patient-specific biomechanical model

Keywords: reverse shoulder arthroplasty; rotator cuff; automated segmentation; patient-specific biomechanical model; planning; 3D; Goutallier; 3D Muscle Loss; scapulo-thoracic

Abstract: The reverse shoulder arthroplasty was developed in the 1980s and allowed the treatment of patients with cuff tear arthropathy. Gradually, the indications for this type of implant have expanded and it is now the most commonly used type of shoulder arthroplasty in the world. More and more reverse shoulder arthroplasties are being implanted in patients with an intact rotator cuff.

Softwares have been developed to optimize positioning of our implants in order to have an optimal fixation in the scapular bone. However, these softwares only take into account a limited aspect of the problem since they do not include an evaluation of the status of the rotator cuff muscles and the scapulo-thoracic range of motion.

The objective of this thesis was to lay the foundation for the development of a patient-specific biomechanical model. In order to do so, we built a cohort of muscle segmentations in order to develop an algorithm of automated muscle segmentation. We also created the first reverse prosthesis planning model including the position of the scapula in relation to the spine.

In the future, this automated muscle segmentation and the consideration of the scapulo-thoracic joint will allow us to improve our planning and to better determine the type of implant and their optimal positioning in order to obtain the best possible functional results after reverse shoulder arthroplasty.