

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 L'épaule	3
1.1.1 Anatomie de l'épaule	4
1.1.1.1 Les os	4
1.1.1.2 Les muscles	5
1.1.1.3 Les autres tissus mous	7
1.1.2 Biomécanique de l'épaule	8
1.2 Les ruptures de la coiffe des rotateurs	9
1.2.1 Définition	10
1.2.2 Le diagnostic	10
1.2.3 Traitements possibles	11
1.3 Niveau fonctionnel de l'épaule	11
1.4 Quels sont les paramètres radiologiques associés aux ruptures de coiffe?	13
1.4.1 Définitions	14
1.4.1.1 Atrophie musculaire	14
1.4.1.2 Infiltration graisseuse	15
1.4.2 Influence sur le niveau fonctionnel	16
1.5 Influence des paramètres morphologiques et acquisition	18
1.5.1 Quels sont les paramètres morphologiques associés aux ruptures de coiffe?	18
1.5.2 Différentes méthodes pour acquérir des paramètres morphologiques 25	
1.5.3 Méthode de reconstruction 3D de l'épaule à partir d'images EOS	26
1.5.3.1 But de la méthode	26
1.5.3.2 Description de la méthode	26
1.5.3.3 Calcul automatique des paramètres morphologiques	31
1.5.3.4 Validation de la méthode et fiabilité des paramètres	39
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSE ET OBJECTIFS	43
2.1 Problématique clinique	43
2.2 Problématique technique	43
2.3 Hypothèses et objectifs	43
CHAPITRE 3 QUALIFICATION SUR LA MÉTHODE DE RECONSTRUCTION	45
3.1 Mise en contexte	45
3.2 Protocole	45
3.2.1 Prise en main du logiciel IdefX et du code Matlab	46

3.2.2	Test de répétabilité : reproductibilité intra-opérateur	46
3.2.3	Test de reproductibilité inter-opérateur	47
3.3	Méthode pour la qualification	47
3.4	Résultats	47
3.4.1	Reproductibilité intra-opérateur	47
3.4.2	Reproductibilité inter-opérateur	48
3.5	Interprétation des résultats	49
3.6	Manuel d'utilisation	50
CHAPITRE 4 CARACTÉRISATION DE LA BASE DE DONNÉES		51
4.1	Populations étudiées et données mesurées	51
4.1.1	Paramètres radiologiques	52
4.1.2	Paramètres morphologiques	53
4.1.3	Niveau fonctionnel	55
4.2	Résultats des statistiques descriptives	55
4.2.1	Paramètres radiologiques	55
4.2.2	Paramètres morphologiques	58
4.2.3	Niveau fonctionnel	61
4.3	Discussion	62
4.3.1	Paramètres radiologiques	62
4.3.2	Paramètres morphologiques	63
4.3.3	Niveau fonctionnel	66
4.4	Conclusion	66
CHAPITRE 5 LIEN ENTRE LE NIVEAU FONCTIONNEL ET LES PARAMÈTRES		67
5.1	Corrélations simples	67
5.1.1	Méthode	67
5.1.2	Résultats	67
5.1.3	Interprétation des résultats	68
5.1.4	Conclusion	69
5.2	Analyse de régression multiple	69
5.2.1	Méthode	69
5.2.1.1	Prémisses au test statistique	70
5.2.1.2	Choix des variables dépendantes et indépendantes	70
5.2.1.3	Méthode de construction du modèle	71
5.2.1.4	Vérification de la validité du modèle	72
5.2.1.5	Évaluation des paramètres du modèle	73
5.2.2	Résultats	73
5.2.2.1	Vérification de la validité du modèle	75
5.2.3	Interprétation des résultats	76
5.3	Conclusion	80
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		83

ANNEXE I	FORMULAIRE DU SCORE DE CONSTANT	87
ANNEXE II	MANUEL D'UTILISATION POUR LA MÉTHODE DE RECONSTRUCTION 3D DE L'ÉPAULE	89
ANNEXE III	LIEN ENTRE LA MORPHOLOGIE DE LA SCAPULA, LE DIAGNOSTIC IMAGERIE ET LA FONCTION DE L'ÉPAULE	105
ANNEXE IV	BI-PLANAR LOW DOSE X-RAY METHOD FOR PERSONALISED 3D MODELING OF THE SCAPULA AND AUTOMATED COMPUTATION OF MORPHOLOGICAL PARAMETERS	107
ANNEXE V	SCAPULA MORPHOLOGICAL PARAMETERS AND MRI FINDINGS TO EXPLAIN VARIABILITY OF THE CONSTANT SCORE OF PATIENTS WITH A SUPRASPINATUS TEAR.	113
BIBLIOGRAPHIE		115

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Comparaison de trois scores de fonction de l'épaule 12
Tableau 1.2	Résumé de la littérature sur l'association entre les rupture de coiffe et l'inclinaison de la glène 21
Tableau 1.3	Résumé de la littérature sur l'association entre le niveau fonctionnel et le CSA 23
Tableau 1.4	Résumé de la littérature sur l'association entre le niveau fonctionnel et la DSA 24
Tableau 1.5	Résultats de justesse des paramètres morphologiques 40
Tableau 1.6	Résultats de reproductibilité des paramètres morphologiques 41
Tableau 1.7	Résultats de fiabilité des paramètres morphologiques 42
Tableau 3.1	Résultats de l'étude de reproductibilité sur 12 sujets in-vivo 46
Tableau 3.2	Résultats des reproductibilités intra-opérateur des novices et comparaison avec la limite de référence..... 48
Tableau 3.3	Résultats des reproductibilités inter-opérateur des novices et comparaison avec la limite de référence..... 49
Tableau 4.1	Brève description de la base de données 52
Tableau 4.2	Statistiques descriptives de la taille de la rupture du SE..... 55
Tableau 4.3	Statistiques descriptives des paramètres morphologiques 59
Tableau 4.4	Résultats du test statistique t indépendant 60
Tableau 4.5	Statistiques descriptives du Score de Constant ajusté 61
Tableau 4.6	Comparaison des paramètres morphologiques avec la littérature (1) 63
Tableau 4.7	Comparaison des paramètres morphologiques avec la littérature (2) 64
Tableau 5.1	Récapitulatif des corrélations avec le Score de Constant ajusté..... 68

Tableau 5.2	Variable explicatives de l'analyse de régression	71
Tableau 5.3	Paramètres significatifs et leurs coefficients	74

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Structures osseuses de l'épaule..... 4
Figure 1.2	Muscles de la coiffe des rotateurs 7
Figure 1.3	Schéma des forces d'abduction de l'humérus 9
Figure 1.4	Calcul du ratio d'occupation du supra-épineux (S1) par rapport à la fosse (S2) 14
Figure 1.5	Trois stades d'atrophie, stade 1 à gauche, stade 2 au milieu, et stade 3 à droite sur image IRM 15
Figure 1.6	Angles de version et d'inclinaison de la glène 19
Figure 1.7	Angle critique de l'épaule représenté en 3D..... 21
Figure 1.8	Représentation des différents modèles moyens 27
Figure 1.9	Identification des points et contours pour la reconstruction 3D 28
Figure 1.10	Procédure pour le pré-positionnement du modèle 3D..... 29
Figure 1.11	Rétroprojection du modèle paramétrique pour ajustement manuel..... 30
Figure 1.12	Modèle 3D personnalisé d'une épaule droite (vue antérieure à gauche et vue postérieure à droite)..... 31
Figure 1.13	Mesure de la hauteur et largeur de la glène 32
Figure 1.14	Mesure de l'angle d'inclinaison positionnelle (a) et morphologique (b) de la glène 33
Figure 1.15	Mesure de l'angle de version de la glène 33
Figure 1.16	Mesure de l'angle critique de l'épaule 34
Figure 1.17	Mesure de l'angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïde 35
Figure 1.18	Mesure de la distance sous-acromiale 35
Figure 1.19	Mesure de la distance entre la grande tubérosité et la glène 36

Figure 1.20	Mesure de la trajectoire simplifiée du deltoïde	37
Figure 1.21	Mesure du rayon de la tête humérale	37
Figure 1.22	Mesure de l'inclinaison de la tête humérale	38
Figure 1.23	Mesure de la longueur du col de la scapula.....	39
Figure 4.1	Distribution de la taille de la rupture dans la population pathologique	56
Figure 4.2	Distribution du stade d'atrophie du SE	56
Figure 4.3	Distribution du grade d'infiltration graisseuse du SE	57
Figure 4.4	Distribution du grade d'infiltration graisseuse du IE.....	58
Figure 4.5	Distribution du Score de Constant ajusté dans les populations	61
Figure 5.1	Examen visuel de la normalité des résidus	76
Figure 5.2	Distribution des résidus.....	76
Figure 5.3	Mesure de (a) la DistGTDI et de (b) l'OffsetTHG	78
Figure 5.4	Mesure de (a) l'angle VG et de (b) la DSA.....	78
Figure 5.5	Schéma de l'hypothèse de l'influence de la DSA	80

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Bidimensionnel, 2 dimensions
3D	Tridimensionnel, 3 dimensions
ASA	Point Antéro-Supérieur de l'Acromion
AngleCES	Angle entre l'Épine de la Scapula et la racine de la Coracoïde
BAG	Bord Antérieur de la Glène
BIG	Bord Inférieur de la Glène
BPG	Bord Postérieur de la Glène
BSG	Bord Supérieur de la Glène
CGf	Centre Fonctionnel de la Glène
CS	Creux du Col de la Scapula
CSA	Angle critique de l'épaule
CT	Tomographie assistée par ordinateur
CTH	Centre de la tête humérale
DistAcroGT	Distance entre l'Acromion et la Grosse Tubérosité
DistGTDI	Distance entre la Grosse Tubérosité et la tubérosité Deltoïdienne
DRR	Radiographies Reconstituées de façon Digitale
DSA	Distance Sous-Acromiale
EOS	Système d'acquisition de radiographie biplane
ESG	Point de l'Échancrure Spino-Glénoidienne
GT	Grande Tubérosité
HG	Hauteur de la Glène
IE	Infra-Épineux
IG	Infiltration Graisseuse

IGIE	Infiltration Graisseuse du Supra-Épineux
IGSE	Infiltration Graisseuse de l'Infra-Épineux
IncliTH	Inclinaison de la Tête Humérale
IRM	Imagerie à Résonance Magnétique
IWH	Institut de recherche sur le travail et la santé
LES	Point Latéral de l'Épine de la Scapula
LG	Largeur de la Glène
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie
LongCS	Longueur du Col de la Scapula
LRC	Point Latéral de la Racine de la Coracoïde
MBA	Milieu du Bord latéral de l'Acromion
MLS	Méthode "Moving Least Squares"
OffsetTHG	Distance entre la Tête Humérale et la Glène
SE	Supra-Épineux
SECEC	Société Européenne de Chirurgie de l'Épaule et du Coude
TD	Tubérosité Deltoïdienne
TS	"Trigonum Spinae Scapula" racine de l'épine de l'omoplate
VG	Angle de Version de la Glène
VIF	"Variance Inflation Factor"

INTRODUCTION

Ce mémoire de maîtrise s'inscrit dans le contexte de l'étude des douleurs à l'épaule dûes dans 70% des cas à des problèmes au niveau de la coiffe des rotateurs (Dinnes *et al.*, 2003). La coiffe des rotateurs est un groupe de muscles entourant l'articulation gléno-humérale et permettant une grande mobilité de l'épaule tout en assurant sa stabilité. Ces muscles sont reliés à l'omoplate et à l'humérus par des tendons qui peuvent se déchirer et se trouer, ce qui entraîne une baisse de fonction de l'épaule et des douleurs. En revanche, les paramètres clés conduisant à la douleur ou à la dysfonction sont encore peu connus et très peu étudiés dans la littérature. En effet, le diagnostic seul ne permet pas toujours d'expliquer la perte de fonction. Or, le clinicien se base beaucoup sur le diagnostic par imagerie (taille de la rupture, nombre de tendons touchés. . .) pour choisir quel patient est urgent à opérer et comment l'opérer. Pourtant, il arrive que deux patients avec le même diagnostic par imagerie ne réagissent pas de la même façon à la chirurgie et ainsi leur niveau fonctionnel après le traitement ne s'améliore pas. Il semblerait donc que d'autres paramètres aient un rôle à jouer dans la capacité fonctionnelle d'un patient aux prises avec une rupture de la coiffe des rotateurs.

Dans ce mémoire nous étudierons les paramètres permettant d'expliquer le niveau fonctionnel de l'épaule chez des patients souffrant de rupture de la coiffe des rotateurs. Notre hypothèse est que la morphologie osseuse pourrait avoir un impact sur le niveau fonctionnel, malgré la présence d'une rupture de la coiffe des rotateurs. Autrement dit, nous supposons qu'une configuration morphologique particulière pourrait favoriser la fonction malgré la rupture et qu'une autre configuration pourrait au contraire mener à une détérioration de la fonction. C'est pour cela que ce projet consiste en une analyse morpho-fonctionnelle de l'épaule. Notre objectif principal est donc d'identifier un ensemble de paramètres radiologiques et morphologiques permettant d'expliquer le niveau fonctionnel des patients ayant une rupture de la coiffe des rotateurs.

Le mémoire se divise en 6 chapitres. Le chapitre 1 présente une mise en contexte du sujet et la revue de littérature concernant les paramètres radiologiques et morphologiques utilisés dans ce projet. Le chapitre 2 présente la problématique du projet, l'hypothèse de recherche principale et les objectifs de recherche. Le chapitre 3 présente la méthode de qualification d'un opérateur sur une méthode de reconstruction 3D à partir d'images radiographiques biplanes. Cette méthode nous permet d'accéder automatiquement au calcul d'un ensemble de paramètres morphologiques jugés pertinents. Puis, le chapitre 4 décrit le travail effectué sur la caractérisation de la base de données de ce projet de recherche. Nous y présentons la base de données et nous comparons les données aux valeurs qui ont été présentées dans la littérature. Enfin, le chapitre 5 présente la réponse à la problématique et s'intéresse au lien entre les paramètres radiologiques et morphologiques et le niveau fonctionnel de l'épaule (acquis via un questionnaire). Tout d'abord, des associations paramètre par paramètre sont testées de manière univariée puis une analyse de régression linéaire multiple est effectuée afin de trouver une combinaison de paramètres radiologiques et morphologiques expliquant le niveau fonctionnel. Pour conclure, une discussion générale sur le projet de recherche est effectuée et des recommandations pour des travaux futurs sont émises dans le chapitre 6.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Dans ce chapitre, nous commençons par présenter brièvement l'articulation de l'épaule et la pathologie appelée rupture de la coiffe des rotateurs. Nous présentons ensuite différentes façons de quantifier le niveau fonctionnel de l'épaule. Puis, nous présentons les paramètres radiologiques et morphologiques qui ont été identifiés dans la littérature comme pouvant affecter le niveau fonctionnel de l'épaule. Enfin, nous présentons des méthodes permettant de calculer des paramètres morphologiques en détaillant la méthode que nous utilisons dans ce projet pour la reconstruction 3D de l'épaule à partir d'images radiographiques biplanes.

1.1 L'épaule

L'épaule est l'une des articulations du corps humain les plus complexes, mais elle est aussi la plus mobile. En effet, elle permet au corps d'effectuer des mouvements du bras d'une grande amplitude, dépassant les 180° , dans les trois plans anatomiques : les mouvements de flexion et d'extension s'effectuent dans le plan sagittal, l'abduction et l'adduction s'effectue dans le plan frontal et les rotations interne et externe se font dans le plan transverse. L'épaule se décompose en 3 articulations et un plan de glissement. Ceux-ci se nomment respectivement : l'articulation gléno-humérale, l'articulation acromio-claviculaire, l'articulation sterno-claviculaire et le plan de glissement scapulothoracique.

Dans cette section, nous allons nous concentrer plus particulièrement sur l'articulation gléno-humérale et présenter les os, muscles et tissus mous qui la composent. Les mécanismes qui permettent la mobilité et la stabilité de l'articulation seront aussi brièvement expliqués.

1.1.1 Anatomie de l'épaule

1.1.1.1 Les os

L'articulation gléno-humérale est composée de deux os en étroite relation, qui sont la scapula et l'humérus (voir Figure 1.1).

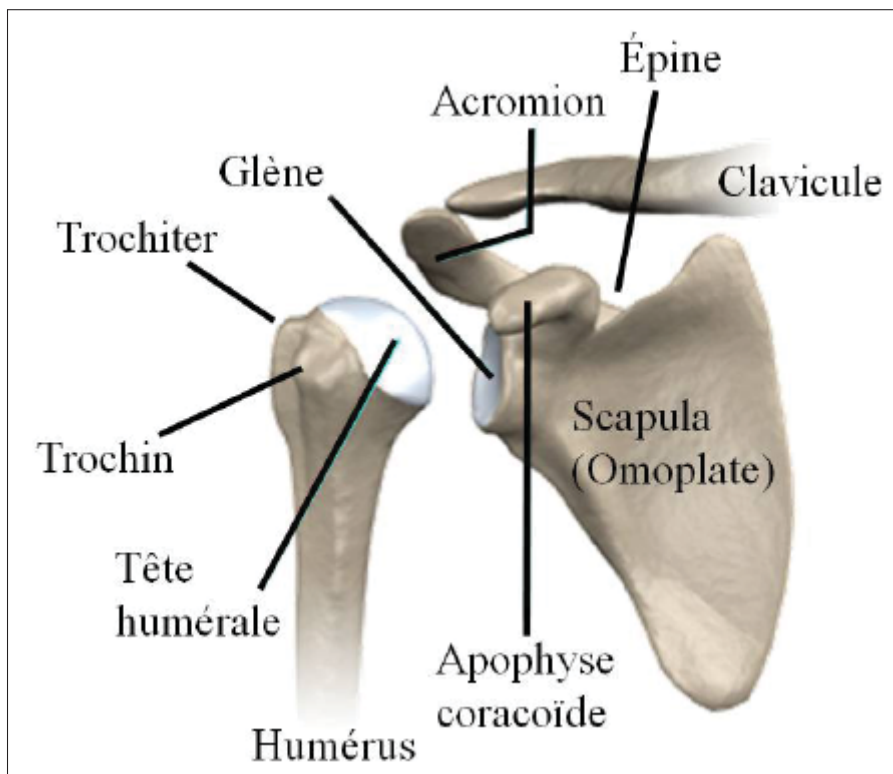


Figure 1.1 Structures osseuses de l'épaule
Adaptée de eorthopod.com

L'humérus intervient dans la fonction de l'épaule grâce à sa partie supérieure formée de 4 régions :

- la tête humérale est une région de la forme d'un tiers de sphère, recouverte de cartilage. Le cartilage est un tissu conjonctif dense et élastique idéal pour les zones de jonction car il amortit les chocs dus aux mouvements. Dur et flexible, il est dépourvu de vaisseaux sanguins et de fibres nerveuses ;

- le trochiter ou grosse tubérosité est la région accueillant les insertions des tendons des muscles du sous et sus-épineux ;
- le trochin ou petite tubérosité est la région d'insertion du muscle sous-scapulaire ;
- la diaphyse est la région centrale longitudinale de l'os long se trouvant sous le col de la tête humérale.

La scapula, aussi communément appelée omoplate, est un os mince, plat et triangulaire avec deux surfaces, trois bords et trois angles. Elle glisse sur la face postérieure du thorax lors du mouvement du bras et s'articule avec la tête de l'humérus au niveau de la glène. Elle possède 4 régions particulières :

- la glène ou cavité glénoïde qui est une petite cavité articulaire en contact avec la tête de l'humérus, recouverte elle aussi de cartilage. Sa forme est généralement assimilable à une poire dans 71% des cas, et elliptiques dans 29% des cas. Sa surface est légèrement concave ;
- l'apophyse coracoïde est une excroissance osseuse en forme de petit doigt demi-plié, située à l'avant de l'omoplate qui termine son bord supérieur. En son sommet viennent s'insérer le court biceps et le coraco-brachial. Sur son bord interne est fixé le tendon du petit pectoral ;
- l'acromion est une excroissance osseuse rugueuse de forme aplatie. Elle est située à l'arrière de l'épaule et prolonge l'omoplate en haut et en dehors de l'épine scapulaire, sur lequel s'insèrent le deltoïde ainsi que le trapèze ;
- l'épine scapulaire est une lame transversale proéminente située sur la face postérieure de la scapula. Elle sépare les fosses sus (ou supra) et sous (ou infra) épineuses, où s'insèrent les muscles sus- et sous-épineux respectivement.

1.1.1.2 Les muscles

L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps humain, dont les mouvements de rotation et d'élévation sont assurés par l'association de différents groupes musculaires : le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs.

Le deltoïde est le muscle triangulaire large et plat qui permet principalement l'élévation du bras. Il recouvre en partie les muscles de la coiffe des rotateurs et est composé de 3 faisceaux :

- le faisceau antérieur (ou claviculaire) situé sur l'avant de l'épaule s'insère au niveau du chef claviculaire sur le bord antéro-postérieur du tiers latéral de la clavicule. Ce dernier est fléchisseur et rotateur médial du bras ;
- le faisceau moyen (ou acromial) situé sur le côté latéral de l'épaule s'insère au niveau du chef acromial sur la partie la plus haute de l'acromion soit le bord supéro-externe. Ce faisceau assure essentiellement le mouvement d'écartement latéral lors de l'abduction du bras. Cette puissance d'abduction se met en place au-delà des 15 premiers degrés qui sont initiés par le muscle supraépineux de la coiffe des rotateurs sous-jacente ;
- le faisceau postérieur (ou épineux) situé sur l'arrière de l'épaule s'insère au niveau du chef spinal sur le bord inférieur de l'épine de la scapula. Celui-ci assure le mouvement extenseur et rotateur latéral du bras.

Les 3 faisceaux se terminent par un tendon commun qui vient s'insérer en distal au niveau de la tubérosité deltoïdienne de l'humérus. Sa forme est assimilable à un « V ».

La coiffe des rotateurs est composée de 4 muscles contribuant à la rotation interne et externe de l'humérus ainsi qu'à l'abduction et l'adduction du bras (voir Figure 1.2) :

- le supra-épineux (ou sus-épineux) s'insère au niveau de la fosse sus-épineuse et joue un rôle important dans l'abduction du bras en association avec le muscle deltoïde. Il intervient également dans la flexion et la rotation externe ;
- l'infra-épineux (ou sous-épineux) s'insère au niveau de la fosse sous-épineuse. Son rôle est de produire l'adduction du bras et la rotation externe du bras ;
- le sub-scapulaire (ou sous-scapulaire) s'insère au niveau de la fosse sous-scapulaire. Il intervient aussi dans l'adduction du bras, ainsi que dans la rotation interne du bras ;
- le petit rond s'insère au niveau du bord axial de la scapula et joue un rôle dans l'adduction et la rotation externe du bras.

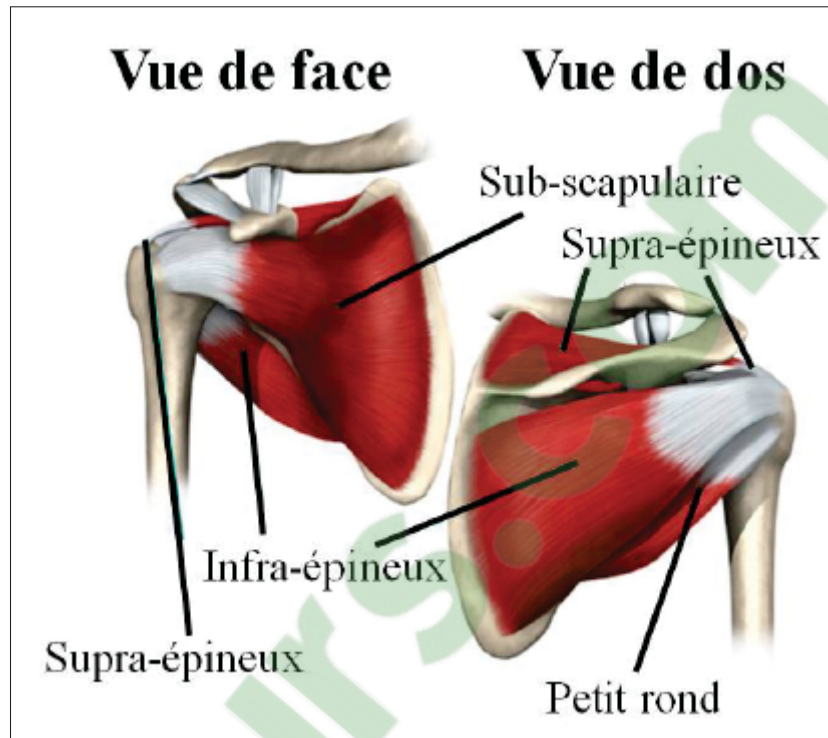


Figure 1.2 Muscles de la coiffe des rotateurs
Adaptée de eorthopod.com

1.1.1.3 Les autres tissus mous

Le bon fonctionnement de l'épaule se fait aussi en partie grâce à d'autres tissus mous adjacents. Comme décrit précédemment, les surfaces de la glène et de la tête humérale sont recouvertes de cartilage hyalin. Le rôle de ce dernier est de lubrifier les zones de contact où a lieu le mouvement entre les deux os, ce qui permet une meilleure répartition des charges.

Le bourrelet glénoïdien ou labrum, est un fibro-cartilage entourant la glène comme un anneau de section triangulaire. Il permet d'augmenter la congruence avec la tête de l'humérus, ce qui joue un rôle important dans la stabilité de l'articulation gléno-humérale.

La capsule de l'épaule est une membrane fibreuse recouvrant l'articulation gléno-humérale. Elle s'étend du col de la glène jusqu'au col anatomique de l'humérus. Le liquide synovial contenu à l'intérieur permet une meilleure lubrification lors des mouvements de l'articulation.

Celle-ci possède aussi différentes zones plus épaisses, des renforcements collagèneux, qui sont les ligaments gléno-huméraux et qui servent de stabilisateurs passifs de l'épaule.

Le corps humain dispose aussi d'une cinquantaine de bourses, dont 3 importantes situées au niveau de l'épaule : la bourse sous-acromiale, la bourse subdeltoïdienne et la bourse sous-scapulaire. Ce sont des petits sacs très fins contenant de petites quantités de liquide synovial permettant la lubrification et donc un meilleur glissement entre les structures mobiles de l'articulation, soit entre les tendons de la coiffe des rotateurs et les structures osseuses avoisinantes.

1.1.2 Biomécanique de l'épaule

La plus grande partie de la mobilité de l'épaule est assurée par l'articulation gléno-humérale. En effet, de par la géométrie de ses surfaces articulaires, l'articulation est très mobile. Par exemple, le fait que la glène soit peu profonde, permet à la tête humérale d'effectuer des rotations de grande amplitude. En revanche, ceci va au détriment de la stabilité puisque la glène, peu profonde, ne permet pas de maintenir seule la tête humérale dans sa cavité. C'est pourquoi il existe plusieurs mécanismes passifs et actifs pour maintenir la stabilité de l'articulation (Versier, 2011). Comme décrit plus haut, le bourrelet glénoïdien, la capsule et les ligaments articulaires sont les moyens d'unions passifs qui permettent l'union de la glène et la tête humérale, tandis que la stabilisation active de l'articulation est assurée par les muscles de l'épaule. Le rôle principal dans la stabilité de l'épaule revient aux muscles de la coiffe des rotateurs. En effet, ceux-ci coiffent la tête de l'humérus et sont les muscles initiateurs de la rotation de la tête humérale. Ils permettent alors d'annuler la force élévatrice du deltoïde et vont permettre un abaissement et recentrage de la tête humérale. En cas de rupture ou d'anomalie d'un de ces muscles, l'articulation gléno-humérale va invariablement s'excentrer.

La Figure 1.3 schématise le rôle de stabilisateur de la coiffe des rotateurs lors du mouvement d'abduction. On voit la force E du muscle supra-épineux qui est à la fois motrice de l'abduction (E_t) et stabilisatrice (E_r). En effet, elle permet l'abduction comme la composante D_t de la force

du deltoïde mais s'oppose à la force vers le haut (Dr) du deltoïde afin de garder la tête humérale centrée sur la glène.

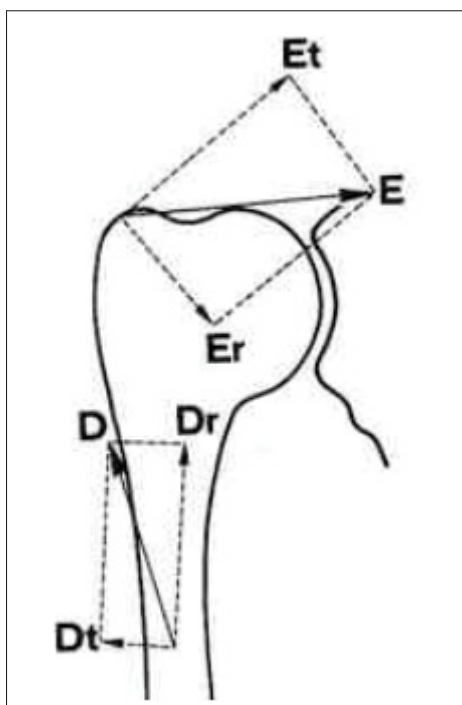


Figure 1.3 Schéma des forces
d'abduction de l'humérus
Tirée de clubortho.fr

1.2 Les ruptures de la coiffe des rotateurs

Dans la section précédente nous avons rappelé que les muscles de la coiffe des rotateurs sont indispensables à la mobilité et à la stabilité de l'articulation gléno-humérale et donc à un fonctionnement normal de l'épaule. Or, jusqu'à 70% des problèmes de douleurs et pertes de niveau fonctionnel de l'épaule impliqueraient des problèmes au niveau de la coiffe des rotateurs (Dinnes *et al.*, 2003). De plus, la fréquence de rupture partielle de la coiffe des rotateurs dans la population générale est de 15 à 32% (Nathani *et al.*, 2018).

Dans cette section, nous nous concentrons sur la rupture des tendons de la coiffe des rotateurs en expliquant brièvement la pathologie, le diagnostic ainsi que les possibilités de traitement.

1.2.1 Définition

Les ruptures des tendons de la coiffe des rotateurs peuvent se présenter sous différentes formes et gravités. Elles peuvent toucher un ou plusieurs tendons, et une partie de l'épaisseur du tendon (rupture partielle ou déchirure) ou l'épaisseur totale du tendon (rupture transfixiante). Elles peuvent être dues à un traumatisme violent au niveau de l'épaule et/ou à la dégénérescence des tendons due au vieillissement. Les déchirures ou ruptures de coiffe causent des douleurs et des faiblesses au niveau de l'épaule affectée, ce qui a un impact sur son niveau fonctionnel.

L'évolution naturelle d'une rupture de coiffe peut comprendre (Djahangiri & Farron, 2009) :

- la rétraction du tendon vers l'omoplate et sa dégénérescence ;
- la progression de la rupture pour atteindre d'autres tendons ;
- une défaillance du muscle que le tendon reliait à l'os et donc une atrophie et une dégénérescence du muscle sous forme d'infiltration graisseuse.

1.2.2 Le diagnostic

Le diagnostic se fait en deux temps. Dans un premier temps, les cliniciens effectuent des tests cliniques spécifiques au patient afin de déterminer, selon les mouvements effectués, quels muscles ou quels tendons peuvent être touchés. Ces tests peuvent être ceux de Neer, Hawkins, Jobe et/ou Gerber par exemple (Nathani *et al.*, 2018). Suite à ces différents tests, le diagnostic est confirmé par imagerie médicale. L'échographie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sont les deux examens de référence pour confirmer la présence et la gravité de ruptures des tendons de la coiffe des rotateurs (Lagacé, 2013). Lors du diagnostic, le radiologue va évaluer la dimension de la déchirure, les tendons affectés, leur degré de rétraction et l'atrophie et l'infiltration graisseuse des muscles.

1.2.3 Traitements possibles

Plusieurs options et combinaisons de traitement sont possibles (Dinnes *et al.*, 2003) :

- surveillance de l'évolution de la situation ;
- physiothérapie ;
- injection de cortisone ;
- chirurgie (réparation des tendons ou prothèses).

Les traitements conservateurs, correspondant aux trois premiers points, sont fréquemment préférés. Cependant, les preuves de leur efficacité sont limitées (Dinnes *et al.*, 2003). En effet, les tendons de la coiffe ne peuvent pas se régénérer spontanément et le processus d'infiltration graisseuse musculaire par exemple est irrémédiable. En général, la chirurgie est réservée pour les cas qui ne se sont pas améliorés avec des traitements conservateurs. Le résultat final dépend de nombreux facteurs : taille et localisation de la déchirure, condition du muscle (atrophie et infiltration graisseuse), approche chirurgicale. Une indication chirurgicale sera prise plus rapidement chez un patient jeune avec de fortes chances d'avoir un bon niveau fonctionnel après l'opération (Medical MultiMEDIA Group, 2016).

1.3 Niveau fonctionnel de l'épaule

Les traitements de ruptures de la coiffe des rotateurs ont pour but de rétablir un niveau fonctionnel acceptable pour le patient. Il faut donc pouvoir évaluer et quantifier ce niveau fonctionnel et il existe de nombreux scores pour cela. Certains prennent la forme de questionnaires auto-administrés, d'autres impliquent des mesures nécessitant l'intervention d'un spécialiste et certains combinent les deux. Une revue systématique de Angst *et al.* (2011) recommande, tant en contexte clinique que de recherche trois différents scores fonctionnels de l'épaule : le Quick-DASH, le SPADI et le Score de Constant. Le tableau 1.1 résume les principales caractéristiques de ces trois scores.

Tableau 1.1 Comparaison de trois scores de fonction de l'épaule
Adapté de Angst *et al.* (2011)

	QuickDASH	SPADI	Score Constant
Pour	Membres supérieurs	Épaule	Épaule
Recommandé par	IWH	NA	SECEC
Méthode	Questionnaire	Questionnaire	Questionnaire + tests par clinicien
Détection des changements	Modéré	Fort	Fort
Désavantage	Pas spécifique à l'épaule	Controverse autour de la validité	Reproductibilité inter-observateur

Nous pouvons voir dans le Tableau 1.1 que le Score de Constant et le SPADI sont tous deux des scores spécifiques à l'articulation de l'épaule tandis que le QuickDASH est utilisé pour des problèmes aux membres supérieurs en général. Le Score de Constant est recommandé notamment par la Société Européenne de Chirurgie de l'Epaule et du Coude (SECEC-ESSSE), le QuickDash par l'Institut de recherche sur le travail et la santé (IWH) mais le SPADI n'a pas été recommandé par une institution. Au niveau des méthodes d'administration, on peut voir dans le Tableau 1.1 que le Score de Constant est le seul des trois à combiner une évaluation subjective et une évaluation objective. L'évaluation subjective se fait via un questionnaire de douleur et de fonction générale de l'épaule. L'évaluation objective se fait via une mesure de la force à l'aide d'un dynamomètre et une mesure de l'amplitude du mouvement à l'aide d'un goniomètre par un spécialiste. De plus, ce dernier ainsi que le SPADI sont plus adaptés que le QuickDash pour évaluer l'évolution de la fonction de l'épaule (Angst *et al.*, 2011). Le plus gros désavantage du QuickDASH est qu'il n'est pas spécifique à l'épaule. Le SPADI fait controverse autour de sa validité et n'a pas encore été recommandé. Le Score de Constant quant à lui divise sur le sujet de sa reproductibilité inter-observateur au niveau de la mesure de la force car il existe différentes méthodes. Cependant, il reste le plus largement utilisé cliniquement et est beaucoup utilisé dans la littérature récente (par exemple, Henseler *et al.* (2014); Ranebo *et al.* (2018); Kim *et al.* (2018)).

Pour cette étude, nous utiliserons le Score de Constant pour évaluer le niveau fonctionnel de l'épaule. Le score de Constant a été élaboré par Christopher Constant et Alan Murley entre 1981 et 1986. Il a d'abord été présenté dans un rapport de thèse en 1986 (Constant, 1986) puis la méthodologie a été publiée en 1987 (Constant & Murley, 1987).

Le formulaire utilisé pour évaluer le Score de Constant est disponible en Annexe I. Le Score est une variable continue pouvant prendre n'importe quelle valeur de 0 à 100 avec 0 représentant une très mauvaise fonction et 100 correspondant à la meilleure fonction possible. Il est constitué de 5 échelles différentes : 3 échelles subjectives avec l'évaluation par le patient de sa douleur, de sa mobilité et de sa gêne sur sa vie quotidienne ainsi que 2 échelles objectives avec des tests par un clinicien de mobilité et de force musculaire. Il a été révisé par Christopher Constant lui-même qui a proposé un Score de Constant ajusté en fonction de l'âge et du genre du patient (Constant *et al.*, 2008). Cet ajustement a été proposé pour compenser le fait qu'une personne âgée verrait sa force musculaire diminuer de manière importante en comparaison avec une personne plus jeune. Le même raisonnement est utilisé pour prendre en compte le genre du patient : une femme aurait naturellement moins de force qu'un homme du même âge.

1.4 Quels sont les paramètres radiologiques associés aux ruptures de coiffe ?

Comme mentionné plus haut, les paramètres radiologiques qui sont étudiés par imagerie sont le nombre de tendons touchés, l'étendue de la/des rupture(s) ainsi que les modifications musculaires associées dont les deux plus importantes sont : L'atrophie musculaire et la dégénérescence graisseuse. Dans cette section, nous allons décrire l'association de l'atrophie musculaire et de la dégénérescence graisseuse avec le niveau fonctionnel de l'épaule.

1.4.1 Définitions

1.4.1.1 Atrophie musculaire

L'atrophie correspond à la diminution du volume du muscle et/ou de la masse musculaire (Féasson, 2013; Haute Autorité de Santé, 2008). Le diagnostic peut se faire cliniquement par palpation (Carrillon, 2013) mais la gravité est évaluée par imagerie médicale notamment avec un examen par résonance magnétique (IRM).

Il existe deux techniques pour quantifier la perte de volume : le ratio d'occupation et le signe de la tangente. Nous allons nous concentrer sur le ratio d'occupation, proposé par Thomazeau *et al.* (1996). Ce ratio, largement accepté par la littérature, correspond au rapport entre la surface du muscle et celle de sa région délimitée par les contours osseux qui entourent le muscle comme le montre la Figure 1.4.

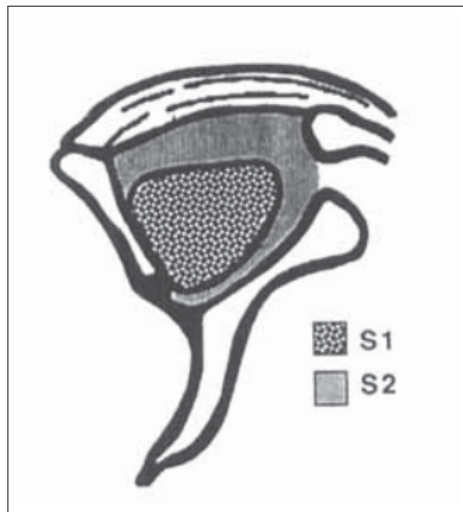


Figure 1.4 Calcul du ratio d'occupation du supra-épineux (S1) par rapport à la fosse (S2)
Tirée de Thomazeau *et al.* (1996)

Le ratio d'occupation permet de classer l'atrophie musculaire en stades décrits sur la page suivante.

Stade 1 : ratio d'occupation entre 0,6 et 1 correspond à un muscle non-atrophié.

Stade 2 : ratio d'occupation entre 0,6 et 0,4 correspond à une atrophie modérée.

Stade 3 : ratio d'occupation inférieur à 0,4 correspond à une atrophie sévère.

Un exemple de ces trois stades est visible sur la Figure 1.5.

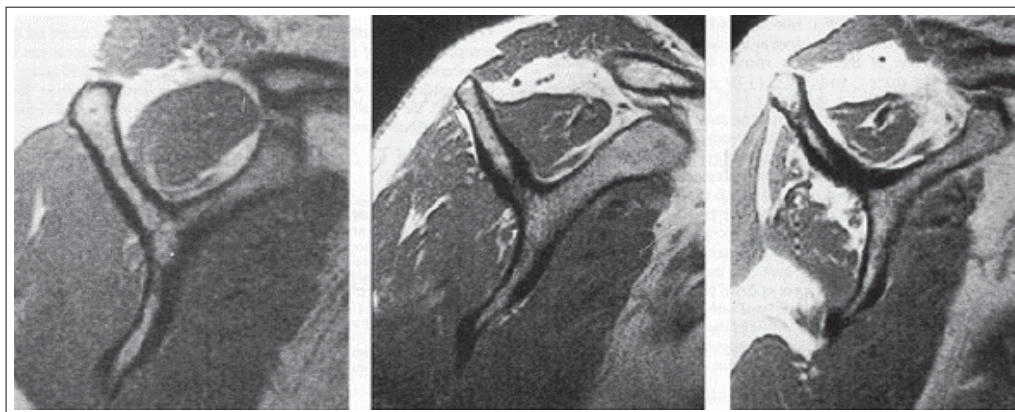


Figure 1.5 Trois stades d'atrophie, stade 1 à gauche, stade 2 au milieu, et stade 3 à droite sur image IRM
Tirée de Thomazeau *et al.* (1996)

L'origine de l'atrophie s'explique par la perte de fonction du muscle à cause d'une rupture tendineuse. En effet, lors d'une rupture transfixiante, certaines fibres musculaires du tendon qui relie le muscle au squelette osseux se déchirent complètement. Or, le volume d'un muscle dépend du nombre des fibres qui le composent et de leur mobilité (Féasson, 2013).

1.4.1.2 Infiltration graisseuse

Avec la progression de la maladie, l'atrophie s'accompagne de dégénérescence musculaire, appelée infiltration graisseuse. Ce processus consiste au remplacement des fibres musculaires par des fibres graisseuses favorisé par le manque d'activité du muscle et l'atrophie musculaire (Haute Autorité de Santé, 2008).

Une classification a été proposée par Goutallier *et al.* (1994) afin d'évaluer l'importance de l'infiltration graisseuse :

Grade 0 : Muscle sans graisse.

Grade 1 : Quelques amas graisseux.

Grade 2 : Plus de muscle que de graisse.

Grade 3 : Autant de muscle que de graisse.

Grade 4 : Plus de graisse que de muscle.

La dégénérescence musculaire n'est pas directement corrélée à l'atrophie, c'est un mécanisme plus complexe et ses causes sortent du cadre de ce mémoire (Féasson, 2013).

1.4.2 Influence sur le niveau fonctionnel

La littérature se penche peu sur la relation entre la taille de la rupture et le niveau fonctionnel de l'épaule avant une chirurgie réparatrice. Selon Yamaguchi *et al.* (2006), la taille d'une rupture avec symptôme est en moyenne 30% plus grande que les ruptures sans symptôme. En revanche, selon de nombreuses études (Féasson, 2013; Haute Autorité de Santé, 2008; Carrillon, 2013), l'état musculaire influencerait la réparabilité des ruptures de la coiffe des rotateurs et les résultats post-opératoires. Et d'après Kim *et al.* (2017) et Barth *et al.* (2017) la taille de la rupture serait un facteur important pour prédire le risque de récurrence après chirurgie surtout lorsque la rupture est accompagnée d'atrophie musculaire et d'infiltration graisseuse. Dans cette dernière étude avec 206 épaules, l'incidence de re-déchirure de coiffe était significativement associée à la taille de la rupture ($p = 0,001$) ainsi qu'à la dégénérescence du tendon ($p = 0,003$). Cependant, concernant le niveau fonctionnel, l'étude de Nové-Josserand *et al.* (2016) incluant 36 patients avec une rupture du tendon sub-scapulaire ne montre aucune corrélation entre la taille de la rupture et les résultats du Score de Constant. Il semblerait que la taille de la rupture n'ait pas d'influence sur le niveau fonctionnel avant la chirurgie mais qu'elle pourrait avoir une influence sur le risque de récurrence.

L'atrophie devrait logiquement être reliée au niveau fonctionnel de l'épaule puisqu'il s'agit d'une perte de masse musculaire et donc une réduction des performances motrices. Féasson (2013) fait la comparaison avec les athlètes jeunes qui ont de meilleurs résultats que les ath-

lètes plus âgés grâce à de meilleures performances motrices. Selon lui, ces réductions fonctionnelles peuvent s'expliquer par le fait qu'un être humain perd environ 20% de sa masse musculaire entre 20 et 80 ans. Une étude de Gladstone *et al.* (2007) avec 38 patients avec rupture transfixiante ayant subi un traitement chirurgical, montre que l'atrophie musculaire du supra-épineux est corrélée significativement à l'intégrité de la coiffe des rotateurs après l'opération ($p = 0,001$) et qu'elle a tendance à mener à un Score de Constant plus mauvais ($r = -0,402$, $p = 0,015$). L'atrophie est aussi souvent citée comme étant un facteur expliquant la réussite de la chirurgie. Elle est d'ailleurs utilisée comme facteur prédictif dans de nombreuses études (Gerber *et al.*, 2000; Seo *et al.*, 2015; Kim *et al.*, 2017; Bureau *et al.*, 2018). Par contre, il est important de noter ici que, même si la corrélation peut être significative, elle reste relativement faible avec un $r < 0,5$ (Mukaka, 2012).

La revue de littérature de Chaudhury *et al.* (2012) ainsi que les travaux de Carrillon (2013), Seo *et al.* (2015), Gladstone *et al.* (2007) et Godenèche *et al.* (2017) montrent que plus les grades d'infiltration graisseuse de Goutallier augmentent, plus les Score de Constant sont mauvais. Dans l'étude de Godenèche *et al.* (2017), le Score de Constant est influencé par l'infiltration graisseuse du supra-épineux ($p = 0,006$) et passe de $77,7 \pm 11,4$ avec un grade 1 à $70,4 \pm 14,1$ avec un grade 2. Néanmoins, une autre étude avec une petite série d'opérations pour 22 patients a montré des résultats fonctionnels prometteurs pour des grades d'infiltration 3-4 alors qu'ils avaient été prédits comme à risque de ne pas donner de bons résultats (Burkhart *et al.*, 2007). Il semblerait que l'infiltration graisseuse soit lié à une forte déficience fonctionnelle pour la mobilité du bras notamment en rotation (Goutallier *et al.*, 1994). Ce paramètre influencerait alors surtout la partie mobilité et force du Score de Constant et ce serait surtout lorsque l'infiltration graisseuse touche l'infra-épineux (Goutallier *et al.*, 1994, 1999; Gladstone *et al.*, 2007). Il semblerait tout de même préférable que le traitement par chirurgie se fasse avant que l'infiltration graisseuse n'atteigne le grade 2 de Goutallier (Chaudhury *et al.*, 2012). Cependant, cela ne veut pas dire que l'opération va forcément être une réussite et que les résultats fonctionnels seront bons. En effet, dans l'étude de Goutallier *et al.* (2003), sur une cohorte de

221 patients, le taux de récurrence était de 18,75% chez les patients avec rupture mais qui ne présentaient pas beaucoup d'infiltration graisseuse.

Une étude récente a essayé de prédire le Score de Constant avec ces trois paramètres, la taille de la rupture, l'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse des tendons, ainsi que d'autres paramètres visibles sur images radiographiques, à l'aide d'un modèle de régression linéaire (Bureau *et al.*, 2018). Aucun paramètre n'avait un effet significatif sur le Score de Constant.

Ainsi, la taille de la rupture, l'atrophie musculaire ainsi que l'infiltration graisseuse semblent être des paramètres importants dans la prédiction de la réussite ou non d'une opération chirurgicale afin de traiter une rupture de la coiffe des rotateurs. Par contre ces paramètres ne semblent pas prédire le niveau fonctionnel avant la chirurgie (Bureau *et al.*, 2018).

1.5 Influence des paramètres morphologiques et acquisition

Depuis quelques années, outre les paramètres radiologiques, des chercheurs ont commencé à se pencher sur l'influence de paramètres morphologiques. Un paramètre morphologique est une mesure qui évalue la morphologie de l'épaule, comme une distance ou un angle entre des parties des os. Dans cette partie de la revue, nous allons présenter les paramètres morphologiques les plus fréquemment cités pour être potentiellement associés aux ruptures de la coiffe. Nous évoquerons les méthodes utilisées pour les acquérir. Nous concluons cette section en présentant la méthode choisie pour l'acquisition des paramètres morphologiques dans cette maîtrise.

1.5.1 Quels sont les paramètres morphologiques associés aux ruptures de coiffe ?

La liaison gléno-humérale est la partie de l'épaule la plus étudiée en lien avec la pathologie de la coiffe. Plus particulièrement, les auteurs s'intéressent à la glène et à la forme de l'acromion. Par contre à notre connaissance, très peu d'articles étudient l'influence de ces paramètres sur le niveau fonctionnel de l'épaule. Les études se concentrent plutôt sur leur association ou non aux pathologies de rupture de coiffe.

L'analyse de la glène se fait essentiellement par l'évaluation des angles de version et d'inclinaison. La version de la glène est mesurée dans le plan transverse et correspond à l'angle entre l'axe de la glène et l'axe de la scapula (voir Figure 1.6.(a)). Une valeur d'angle de version négative correspond à une rétroversion alors qu'un angle positif correspond à une antéversion. L'angle d'inclinaison de la glène correspond à la pente de la glène dans le plan frontal (voir Figure 1.6.(b)).

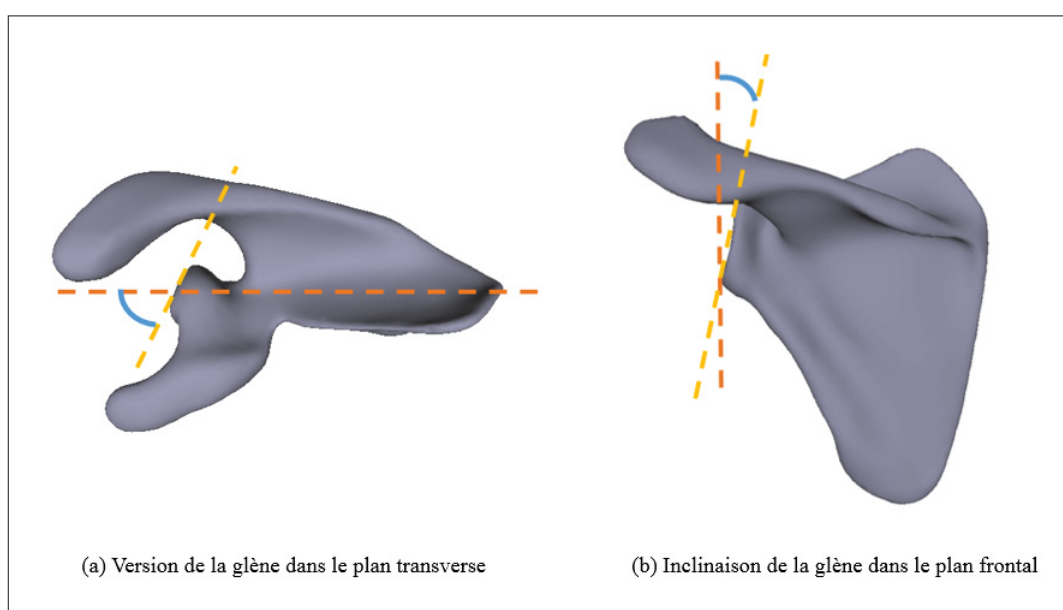


Figure 1.6 Angles de version et d'inclinaison de la glène

A notre connaissance, les paramètres de version de la glène et d'inclinaison de la glène n'ont pas encore été associés avec le niveau fonctionnel de l'épaule dans la littérature. En revanche, leur relation avec la pathologie de rupture de coiffe a été discuté dans la littérature et cette section décrit les résultats. Dans l'étude de Kandemir *et al.* (2006), un groupe composé de 12 patients avec une rupture transfixiante a été comparé à un groupe contrôle de 12 patients avec une coiffe des rotateurs intacte. Aucune différence significative n'a été trouvée pour la version et l'inclinaison de la glène entre ces deux groupes. Par contre, suite à une analyse de puissance du test, les auteurs démontrent que la taille de l'échantillon était petite et qu'il faudrait qu'elle soit plus grande pour atteindre un niveau de signification acceptable. Dans l'étude de

Hughes *et al.* (2003), 8 paires d'épaules cadavériques ont été étudiées. Chacune comprenait une épaule avec rupture transfixiante de la coiffe et aucune rupture transfixiante sur l'épaule du côté opposée. Les inclinaisons de glène de chaque groupe avec rupture ou sans rupture ont été comparées. Les inclinaisons de glène étaient plus grandes dans les épaules avec rupture de coiffe avec une différence moyenne de $7,6^\circ$ ($p = 0,008$). L'étude de Daggett *et al.* (2015) est en accord avec ces résultats et trouve des inclinaisons plus grandes chez des patients avec rupture de coiffe. Hughes *et al.* (2003) concluaient alors que des morphologies particulières de la glène pouvaient être associées à la pathologie de rupture de coiffe. L'étude de Tètreault *et al.* (2004) sur 94 patients est en accord avec ce postulat et montre que la rétroversion de la glène (version négative de la glène) serait associée avec une probabilité plus grande de rupture antérieure (lésion du tendon sous-scapulaire) alors que l'antéversion le serait avec une probabilité plus grande de rupture postérieure (supra-épineux et sous-épineux). Ceci pourrait être expliqué par le fait que la version de la glène influence la distribution des forces sur la tête humérale et que de cette façon, des contraintes additionnelles se concentreraient sur certains tendons de la coiffe. Une rétroversion ou une antéversion auraient des conséquences sur des tendons différents. Ainsi, l'inclinaison de la glène serait reliée à la migration de la tête humérale et d'après Hughes *et al.* (2003) une augmentation de l'inclinaison de la glène créerait plus de contraintes compressives sur le tendon du supra-épineux ce qui pourrait augmenter sa dégénérescence. Cependant, l'étude de Chalmers *et al.* (2018) avec une cohorte de 192 patients atteints de rupture de coiffe et un groupe contrôle de 107 patients est plus dubitative sur l'influence de l'inclinaison de la glène. En effet, il trouve une différence de 2° entre les deux cohortes d'âges similaires ce qui est d'après lui en dessous du seuil cliniquement significatif car pouvant entrer dans les erreurs de mesure. Une étude récente de Saygi *et al.* (2018) teste la différence de morphologie entre des populations asymptomatiques et pathologiques et la version de la glène ne ressort pas comme étant un paramètre ayant une influence significative ($n = 150$ sujets, $p > 0,05$).

Pour résumer, les deux études ayant étudié les différences d'angle de version entre deux populations n'ont pas trouvé de différence significative ($p > 0,05$) (Kandemir *et al.*, 2006; Saygi

et al., 2018). Concernant l'inclinaison de la glène son association avec la pathologie de rupture de coiffe a été discuté dans la littérature et les résultats sont résumés dans le Tableau 1.2.

Tableau 1.2 Résumé de la littérature sur l'association entre les rupture de coiffe et l'inclinaison de la glène

Auteur	N	Méthode de mesure	Résultats	Sig value (p)
Kandemir <i>et al.</i> (2006)	24	modèles 3D	pas de différence	$p > 0,05$
Hughes <i>et al.</i> (2003)	8	cadavres	Plus grande chez pathologique	$p = 0,008$
Daggett <i>et al.</i> (2015)	50	modèles 3D	Plus grande chez pathologique	$p < 0,001$
Chalmers <i>et al.</i> (2018)	199	IRM	Plus grande chez pathologique	$p < 0,001$

Un autre paramètre très discuté dans la littérature est l'angle critique de l'épaule (CSA). Il a été introduit dans un article de Moor *et al.* (2013). La mesure se fait sur des clichés radiographiques et consiste à relier deux lignes (voir Figure 1.7) : une première reliant le bord supérieur de la glène (BSG) et le bord inférieur (BIG) et une seconde connectant le point BIG et le point le plus excentré latéralement de l'acromion (ASA). Le CSA quantifie l'étendue de la couverture de l'acromion sur la tête humérale sans être influencé par les possibles détériorations de la tête humérale.

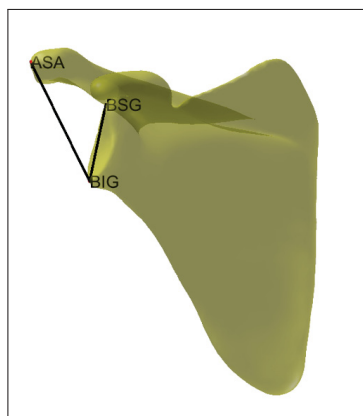


Figure 1.7 Angle critique de l'épaule représenté en 3D

La littérature (Daggett *et al.*, 2015; Blonna *et al.*, 2016; Pandey *et al.*, 2016; Engelhardt *et al.*, 2017; Heuberer *et al.*, 2017; Beeler *et al.*, 2018) est en consensus sur le fait qu'un CSA élevé est associé à une probabilité élevée de rupture de la coiffe. En effet, dans l'étude de Moor, le paramètre était reproductible à 2° près et une analyse de courbe ROC a permis de créer des valeurs seuils pour plusieurs populations comme présenté ci-dessous (Moor *et al.*, 2013) :

- les angles CSA > 35° sont associés à une haute prévalence de pathologies de rupture de coiffe ;
- les angles CSA < 30° sont associés à des épaules arthrosiques.

En revanche, il y a peu d'articles qui discutent de l'influence du CSA sur le niveau fonctionnel de l'épaule. Certains comme Lee *et al.* (2017) et Kirsch *et al.* (2017) démontrent qu'il n'est pas relié au niveau fonctionnel. En effet, Lee *et al.* (2017) ont posé comme hypothèse qu'un plus grand CSA résulterait en un moins bon niveau fonctionnel après chirurgie. À une rencontre de suivi 6 mois après chirurgie, le Score de Constant était effectivement significativement moins bon dans le groupe de patients avec un CSA supérieur à 35° que dans le groupe de patients avec un CSA inférieur ou égal à 35°. Néanmoins, à la rencontre finale, 24 mois après la chirurgie, il n'y avait plus de différence significative entre les groupes. Les auteurs ont donc conclu qu'un CSA élevé n'influait pas négativement les résultats fonctionnels. L'étude de Kirsch *et al.* (2017), a, elle aussi, comparé des patients en moyenne 24 mois après une chirurgie réparatrice en fonction de leur valeur de CSA et les valeurs seuils de Moor *et al.* (2013) et n'a pas observé de différences significatives dans les résultats fonctionnels. Pourtant, au niveau biomécanique, plusieurs études (Gerber *et al.*, 2014; Blonna *et al.*, 2016; Nyffeler & Meyer, 2017) documentent qu'un CSA élevé aurait comme conséquence une résultante des forces du deltoïde orientée vers la coiffe des rotateurs avec des forces de cisaillement plus grandes ce qui pourrait en causer sa dégénérescence. Ce cisaillement pourrait changer les propriétés mécaniques du tendon et réduire la capacité à supporter des charges lourdes ou effectuer des mouvements et donc réduire le niveau fonctionnel de l'épaule. En revanche, un CSA autour de 33 comme chez les sujets sains d'après l'étude de Moor *et al.* (2013) permettrait à la résultante des forces du deltoïde d'être plus balancée sur la surface de la glène et d'avoir moins d'effets dégénératifs

sur les tendons de la coiffe des rotateurs. Le Tableau 1.3 présente les deux articles ayant étudié l'influence du CSA sur le niveau fonctionnel. Les deux articles montrent que le CSA n'aurait pas d'influence sur le niveau fonctionnel d'une épaule atteinte de rupture de la coiffe des rotateurs.

Tableau 1.3 Résumé de la littérature sur l'association entre le niveau fonctionnel et le CSA

Auteur	N	Après chirurgie	Méthode de mesure	Résultats	Sig value (p)
Lee <i>et al.</i> (2017)	147	X	radiographies	pas d'association	$p > 0,05$
Kirsch <i>et al.</i> (2017)	53	X	radiographies	pas d'association	$p > 0,05$

Le niveau fonctionnel est aussi relié dans la littérature au syndrome d'accrochage ou conflit sous-acromial (impingement syndrome) que nous ne détaillerons pas ici. Cependant, le paramètre évaluant la distance entre la surface inférieure de l'acromion et le point le plus haut de la tête humérale nous semble intéressant à explorer. Cette distance est appelée distance sous-acromiale (DSA). Plusieurs méthodes existent pour la mesurer mais toujours en deux dimensions (McCreech *et al.*, 2015). Une plus petite valeur de la DSA est mesurée dans les cohortes de rupture de coiffe comparé à des cohortes de sujets contrôles (Çay *et al.*, 2012; França *et al.*, 2016). De plus, un espace sous-acromial petit semble diminuer la fonction de l'épaule après l'opération (Ellman *et al.*, 1986; Vaz *et al.*, 2000). Une technique chirurgicale appelée acromioplastie consiste à réduire la longueur de l'acromion et augmenter l'espace sous-acromial. L'étude de Humphries *et al.* (2017) montre qu'un acromion plus court et une plus grande DSA permet une plus grande amplitude de mouvement et pourrait donc améliorer la fonction. L'étude de Deranlot *et al.* (2017) avec un écarteur sous-acromial biodégradable montre que ce dispositif d'implant permet une amélioration du Score de Constant sur une cohorte de 39 patients après au moins 1 an de suivi. En revanche, la conclusion n'est pas la même dans l'étude de Hyvönen *et al.* (1998). Dans cette étude, les résultats après une acromioplastie et un suivi

en moyenne de 9 ans d'un échantillon de 102 patients avec le syndrome d'accrochage ont été décrits. Les résultats subjectifs juste après l'opération étaient bons mais les résultats objectifs du Score de Constant étaient moins favorables. De plus, à long terme il y a eu une grande incidence de déchirures de coiffe sur ces épaules après l'acromioplastie. Bien que ces déchirures aient pu apparaître avant sans être repérées, il faut garder en tête que l'élimination de signe de compression du supra-épineux contre l'acromion dû à un petit espace sous-acromial n'empêche pas une déchirure de la coiffe des rotateurs. Le Tableau 1.4 compare les méthodes et résultats des articles ayant étudié l'influence de la DSA sur le score de fonction de l'épaule. Les 3 premiers articles montrent que les deux valeurs évoluent dans le même sens alors que le dernier montre que les deux valeurs ont des évolutions contraires.

Tableau 1.4 Résumé de la littérature sur l'association entre le niveau fonctionnel et la DSA

Auteur	N	Chirurgie	Méthode de mesure	DSA	Fonction	Sig value (p)
Ellman <i>et al.</i> (1986)	50	avant chirurgie	radiographies	diminue	diminue	p = 0,05
Vaz <i>et al.</i> (2000)	43	avant et après chirurgie	radiographies	diminue	diminue	évoqué dans la discussion
Deranlot <i>et al.</i> (2017)	39	après chirurgie	radiographies	augmente	augmente	p < 0,01
Hyvönen <i>et al.</i> (1998)	102	après chirurgie	IRM	augmente	diminue	évoqué dans la discussion

Dû à ce même syndrome d'accrochage, la morphologie de l'acromion est aussi très discutée dans la littérature notamment avec la pente acromiale ou le type de forme de l'acromion décrit par Bigliani (1986). Cependant, le CSA étant une combinaison de l'inclinaison de la glène et de l'extension latérale de l'acromion et la DSA étant en rapport avec la forme de l'acromion, nous avons décidé de ne pas étudier plus en détails la forme de l'acromion dans ce projet de maîtrise.

1.5.2 Différentes méthodes pour acquérir des paramètres morphologiques

Plusieurs méthodes utilisant diverses méthodes d'imagerie sont utilisées pour acquérir les paramètres morphologiques de l'épaule :

- la mesure directe sur cadavre (Voisin *et al.*, 2014);
- les mesures sur radiographies planes (Moor *et al.*, 2014; Yamaguchi *et al.*, 2006; Nyffeler & Meyer, 2017);
- les mesures sur images IRM (Gielo-Perczak *et al.*, 2006; Heuberer *et al.*, 2017; Saygi *et al.*, 2018);
- les mesures sur modèle 3D crée à partir d'images IRM (Engelhardt *et al.*, 2017; Humphries *et al.*, 2017);
- les mesures sur images 3D CT (Gerber *et al.*, 2017; Shimozono *et al.*, 2017).

Toutes ces méthodes ont leurs avantages et inconvénients. La mesure directe n'est possible que sur cadavres. La radiographie plane utilisant des rayons X est très accessible, ce qui en fait une méthode appréciée. Par contre la précision des paramètres est moins bonne que lorsque des modèles 3D sont disponibles (Zhang, 2016). La tomodensitométrie (CT) ou scanner permet de fournir des images 3D en peu de temps. Toutefois, l'examen est plus coûteux qu'une radiographie conventionnelle et beaucoup plus irradiant. L'IRM ayant une meilleure résolution pour évaluer les lésions des tissus mous et pouvant aussi mesurer les paramètres morphologiques osseux correctement, elle est pour cela quasiment systématiquement utilisée en pré-opératoire. De plus, l'IRM est une technique d'imagerie sans radiation donc moins dangereuses pour l'homme. L'IRM est donc largement préférée au scanner. En revanche, l'IRM est une technique qui prend plus de temps et qui est très coûteuse.

D'après les thèses de Zhang (2016) et Lagacé (2013), les mesures en 3D apportent plus de précisions aux paramètres et ont une meilleure reproductibilité que les mesures sur des images 2D. Ils ont donc participé, au sein du Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), à la création d'une méthode de reconstruction 3D à partir d'images bi-planes EOS décrite dans

la section 1.5.3. Le système de radiographie biplane EOS est un système à faible dose d'irradiation et où le patient se tient debout et donc en position fonctionnelle. Cette méthode est le résultat d'une collaboration entre la société EOS Imaging (EOS Imaging, Paris, France), l'institut biomécanique humaine Georges Charpak d'Arts et Métiers ParisTech et le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'école de technologie supérieure de Montréal.

1.5.3 Méthode de reconstruction 3D de l'épaule à partir d'images EOS

1.5.3.1 But de la méthode

La méthode de reconstruction 3D à partir d'images EOS permet d'obtenir, à partir de radiographies biplanes, un modèle 3D personnalisé fiable de l'épaule (omoplate et humérus) en minimisant le temps d'intervention d'un opérateur. Elle permet aussi de calculer automatiquement un ensemble de paramètres morphologiques.

Cette méthode a été réalisée dans le but de créer « une méthode cliniquement accessible » (Zhang, 2016) pour quantifier les paramètres géométriques et planifier la chirurgie.

1.5.3.2 Description de la méthode

Acquisition de modèles moyens

Des modèles 3D de 40 scapula et 16 humérus provenant de bases de données de l'Institut Charpak (Paris, France) ont été utilisés pour construire un modèle moyen. La surface de ce modèle 3D a été maillée avec des polygones triangulaires. Ensuite, en utilisant les coordonnées des nœuds du modèle 3D, un modèle moyen surfacique de scapula et d'humérus a été calculé sur lequel différentes régions ont été identifiées.

Ensuite, ce modèle moyen a été simplifié en créant un modèle moyen réduit aux contours pour l'omoplate et l'humérus. Pour l'omoplate, ce modèle réduit aux contours est composé d'un ensemble de points représentant trois contours : le bord latéral, le bord médial et la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse ; ainsi que deux points anatomiques : le bord supérieur et le bord inférieur de la glène. Pour l'humérus, le modèle réduit aux contours est composé de 4

points : le centre de la tête humérale et 3 points représentant la diaphyse humérale.

Enfin, un modèle paramétrique a été créé pour la scapula et l'humérus. Celui-ci est composé de primitives géométriques obtenues grâce à la régionalisation manuelle sur le modèle moyen surfacique. Ces modèles sont visibles sur la Figure 1.8.

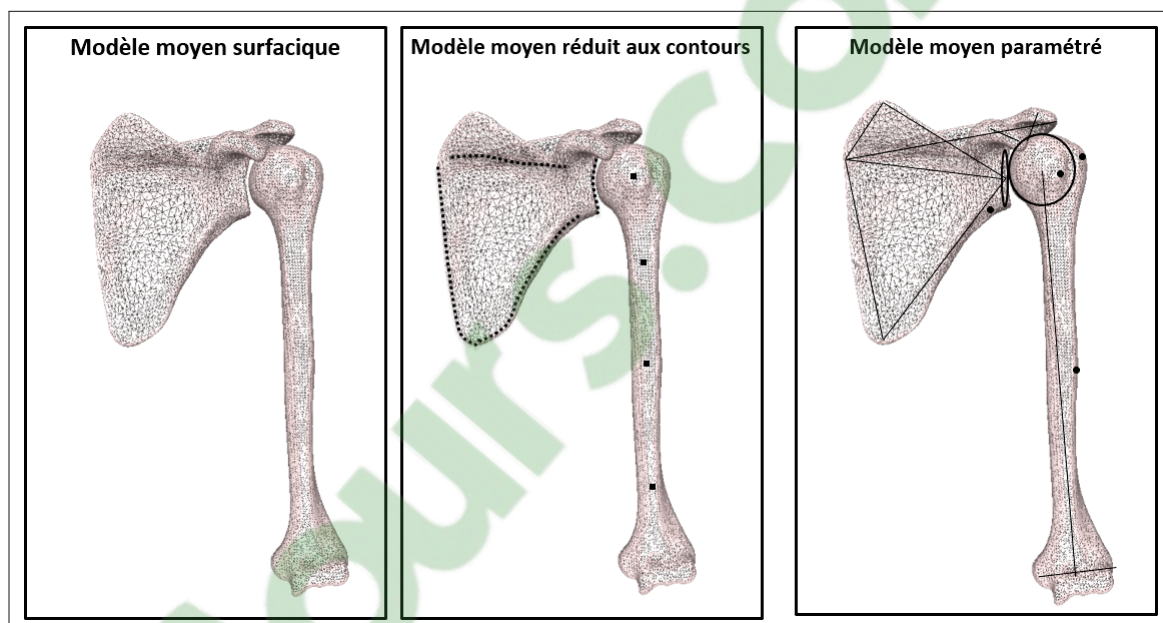


Figure 1.8 Représentation des différents modèles moyens

Acquisition opérateur

Pour utiliser cette méthode de reconstruction, il est nécessaire d'acquérir deux images radiographiques. Les images doivent être prises dans le système EOS (EOS Imaging, France), le sujet étant debout, les bras le long du corps et le corps orienté à 30° par rapport au plan radiographique. Sur ces deux images dans le logiciel Idefx (LIO, Montréal, Canada), l'opérateur identifie manuellement les contours du modèle moyen réduit aux contours ainsi que le bord latéral distal, le bord latéral proximal, le contour de la bordure antérieure de la glène et deux points anatomiques : la pointe de la coracoïde ainsi que le point antéro-supérieur de l'acromion (voir Figure 1.9).

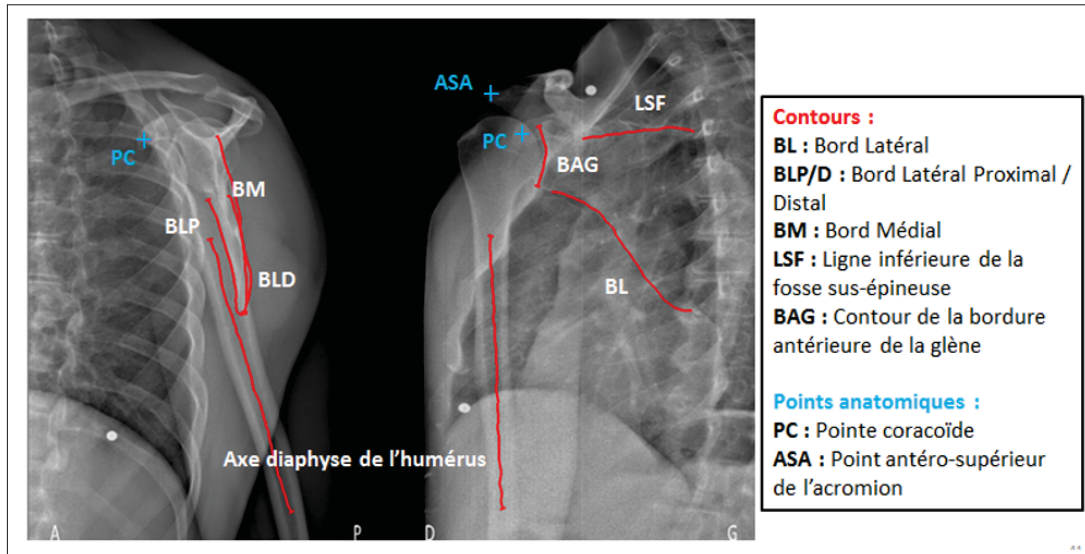


Figure 1.9 Identification des points et contours pour la reconstruction 3D

Ensuite la méthode de reconstruction se passe en plusieurs étapes différentes pour l'omoplate ou l'humérus qui sont décrites dans la suite du texte.

Reconstruction de la scapula

1. Pré-positionnement et mise à l'échelle automatiques

Le bord latéral étant un contour stéréo-correspondant, visible sur les deux vues, il permet le pré-positionnement du modèle moyen de l'omoplate. Pour cela la méthode de Procruste est utilisée entre les points du bord latéral du modèle moyen réduit aux contours et le contour identifié sur les images (voir Figure 1.10). Cette étape permet de mettre à l'échelle le bord latéral du modèle aux contours et de le pré-positionner. La même transformation et mise à l'échelle est appliquée au modèle aux contours en entier ce qui permet d'obtenir un premier positionnement du modèle moyen surfacique.

Deux contours non-stéréo correspondants permettent d'améliorer cette position initiale : le bord médial et la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse. Une rotation rigide est appliqué au modèle afin de minimiser la distance entre les contours du modèle moyen surfaciques et ceux identifiés par l'opérateur.

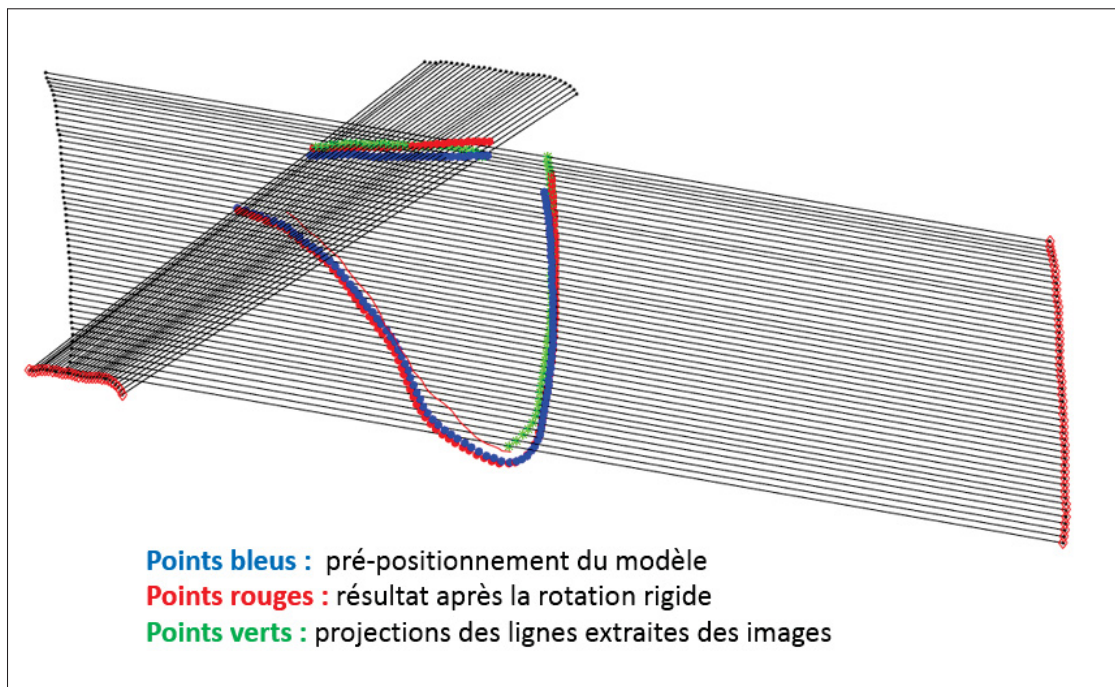


Figure 1.10 Procédure pour le pré-positionnement du modèle 3D

2. Ajustement automatisé

Le modèle paramétrique est alors activé sur le modèle moyen surfacique pré-positionné et mis à l'échelle en utilisant les points anatomiques prédéfinis sur le modèle moyen. Les formes des différentes régions de la scapula sont alors ajustées par déformation locale automatique en utilisant la méthode MLS ("Moving Least Squares") (Cuno *et al.*, 2007).

3. Rétroprojection de la forme et ajustement manuel

Le modèle paramétrique est ensuite re-projeté sur les images afin de permettre à l'opérateur d'ajuster le modèle 3D manuellement en manipulant les primitives géométriques de manière à ce que les contours de l'image se superposent au mieux aux contours du modèle paramétrique (voir Figure 1.11).

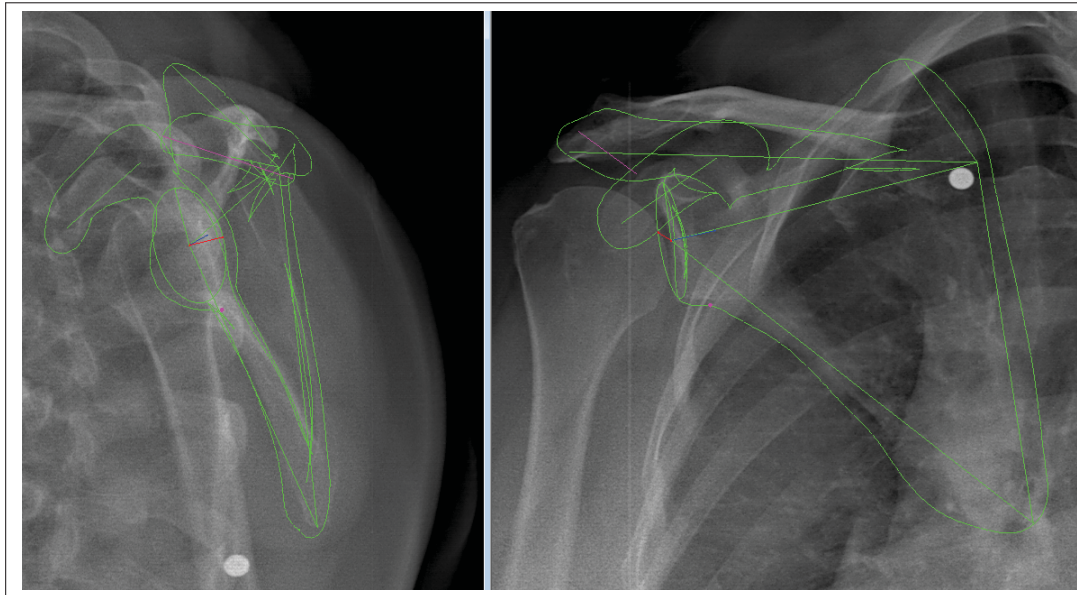


Figure 1.11 Rétroprojection du modèle paramétrique pour ajustement manuel

Reconstruction de l'humérus

1. Pré-positionnement

La position initiale du modèle de l'humérus est basée sur le positionnement de l'humérus par rapport à une scapula sur une paire d'images radiographiques biplans d'un sujet asymptomatique dans une position de repos de l'épaule. Ensuite, depuis l'identification manuelle sur les images (comme il a été montré sur la Figure 1.9 plus haut), l'axe diaphysaire en 3D est calculé et la diaphyse du modèle moyen est déplacée vers l'axe calculé grâce à une rotation avec le centre de la tête humérale comme centre de rotation. La méthode des moindres carrés est utilisée ici ainsi que pour positionner le modèle moyen.

2. Ajustement manuel

D'abord, l'opérateur peut effectuer des translations, rotations ainsi que des mises à l'échelle si le modèle moyen pré-positionné n'est pas satisfaisant.

Une fois que le modèle est bien positionné, le modèle paramétrique est activé et l'opérateur peut manipuler les primitives géométriques afin de modifier : la taille de la tête humérale et son centre, l'épicondyle médial et latéral ainsi que les tubérosités.

Un exemple de modèle 3D personnalisé d'épaule obtenu grâce à cette méthode est visible sur la Figure 1.12.

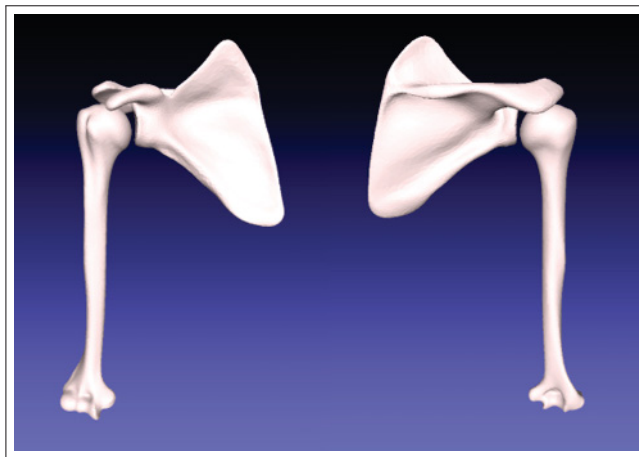


Figure 1.12 Modèle 3D personnalisé d'une épaule droite (vue antérieure à gauche et vue postérieure à droite)

1.5.3.3 Calcul automatique des paramètres morphologiques

Grâce à cette méthode, 14 paramètres morphologiques sont calculés automatiquement sur les modèles 3D personnalisés. Ils ont été choisis car pour la plupart ils sont soit utilisés pour prédire des risques de rupture de la coiffe, soit ils sont considérés comme utiles pour la planification chirurgicale. Les méthodes de mesures, souvent en 2D dans la littérature, ont été adaptées pour le calcul ici en 3D et sont décrites dans le rapport de thèse de Cheng Zhang (2016).

Hauteur et largeur de la glène

La hauteur de la glène est représentée par la distance séparant les points du bord inférieur de la glène (BIG) et du bord supérieur de la glène (BSG). La largeur correspond au segment reliant le bord postérieur de la glène (BPG) et le bord antérieur de la glène (BAG). Les deux mesures sont représentées sur la Figure 1.13. Nous leur donnons les abréviations **HG** et **LG** dans la suite du mémoire.

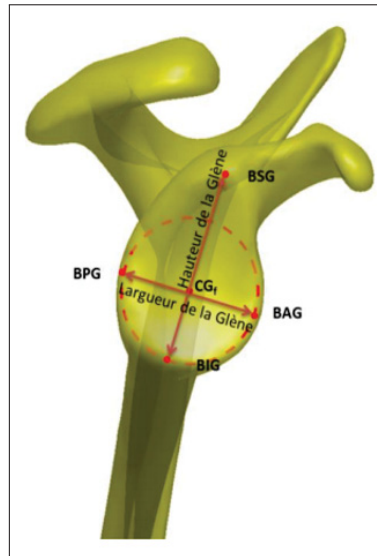


Figure 1.13 Mesure de la hauteur et largeur de la glène

Angle d'inclinaison positionnelle et morphologique de la glène

L'angle d'inclinaison positionnelle de la glène est défini comme l'angle entre le vecteur BIG-BSG orienté vers le haut et la référence qui est le vecteur vertical au sol orienté aussi vers le haut (voir Figure 1.14). L'angle d'inclinaison morphologique correspond aussi à l'angle entre le vecteur BIG-BSG orienté vers le haut et la référence, or ici la référence est le vecteur perpendiculaire à la ligne TS-ESG orienté vers le haut (voir Figure 1.14).

Avec TS : Trigonum Spinae Scapula, racine de l'épine de l'omoplate ; ESG : point de l'échancrure spino-glénoïdienne.

Nous leur donnons les abréviations **AnglePos** et **AngleMorp** dans la suite du mémoire.

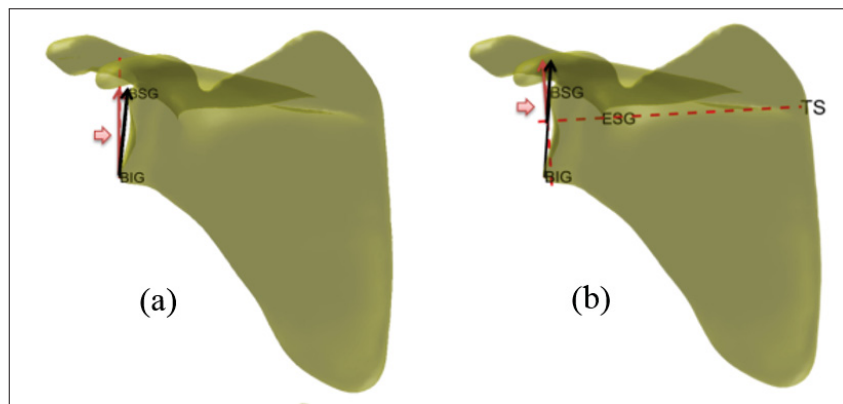


Figure 1.14 Mesure de l'angle d'inclinaison positionnelle (a) et morphologique (b) de la glène

Version de la glène

La version de la glène se mesure dans le plan passant par les points TS-BAG-BPG et est définie comme étant l'angle entre le vecteur BPG-BAG orienté vers BAG, et la droite de référence qui est définie comme la perpendiculaire au segment reliant le centre fonctionnel de la glène (CGf) et le point TS. L'angle est visible sur la Figure 1.15. Un angle positif donne une glène antevermée et dirigée vers l'avant de l'épaule. Un angle négatif correspond à une glène rétrovermée et dirigée vers l'arrière de l'épaule. Nous lui donnons l'abréviation **VG** dans la suite du mémoire.

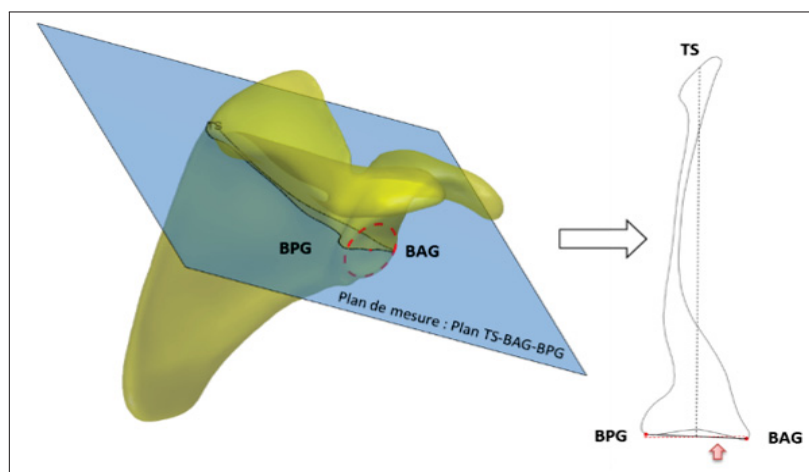


Figure 1.15 Mesure de l'angle de version de la glène

Angle critique de l'épaule

L'angle critique de l'épaule en 3D correspond à l'angle entre le vecteur reliant le point BIG au point antéro-postérieur de l'acromion (ASA), orienté vers ASA et le vecteur BIG-BSG orienté vers BSG. Cet angle est visible sur la Figure 1.16. Nous lui donnons l'abréviation **CSA** dans la suite du mémoire.

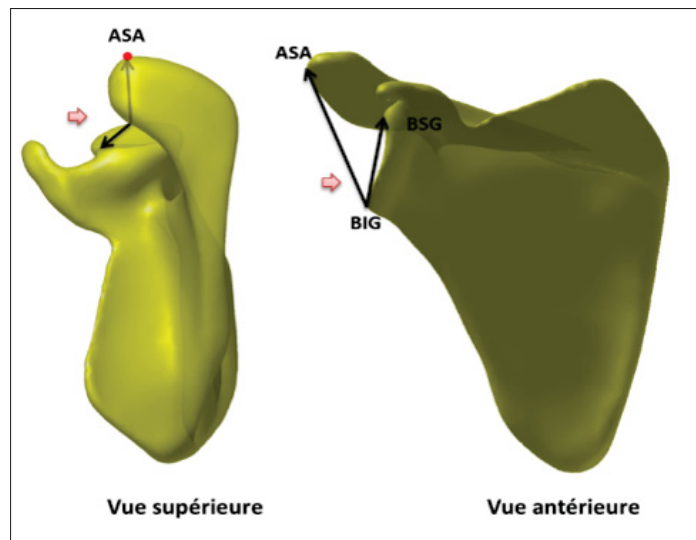


Figure 1.16 Mesure de l'angle critique de l'épaule

Angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïde

L'angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïde correspond à l'angle entre le vecteur CGf-LES et le vecteur CGf-LRC. LES correspond au point latéral de l'épine de la scapula et LRC correspond au point latéral de la racine de la coracoïde. Nous donnons à cet angle l'abréviation **AngleCES** dans la suite du mémoire et il est visible sur la Figure 1.17.

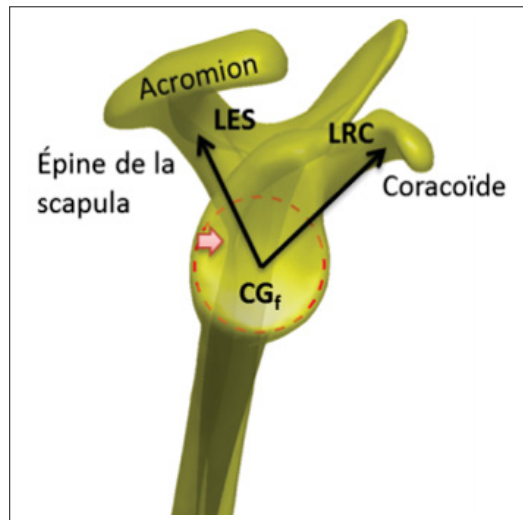


Figure 1.17 Mesure de l'angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïde

Distance sous-acromiale

La distance sous-acromiale est la distance minimale entre la surface inférieure de l'acromion et la tête humérale comme on peut le voir sur la Figure 1.18. Nous lui donnons l'abréviation **DSA** dans la suite du mémoire.

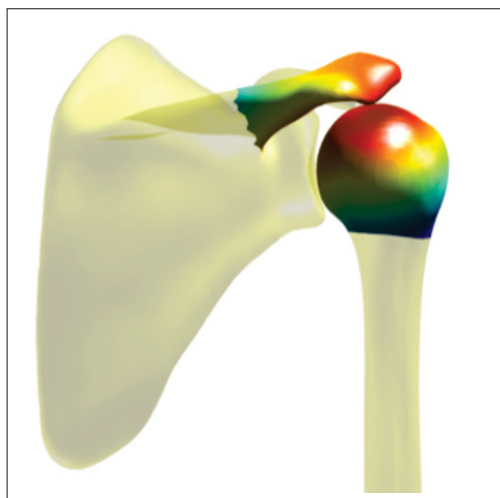


Figure 1.18 Mesure de la distance sous-acromiale

Offset de la tête humérale par rapport à la glène

L'offset de la tête humérale par rapport à la glène correspond à la distance entre le centre fonctionnel de la glène et la grande tubérosité (GT). Ce paramètre est visible sur la Figure 1.19.(a). Nous lui donnons l'abréviation **OffsetTHG** dans la suite du mémoire.

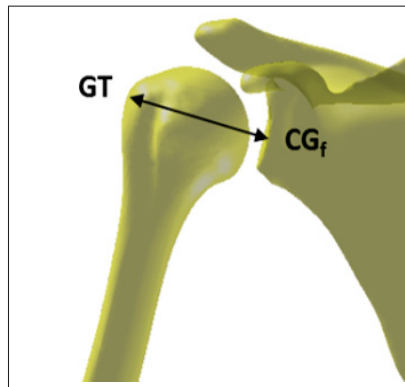


Figure 1.19 Mesure de la distance entre la grande tubérosité et la glène

Trajectoire simplifiée du deltoïde

La distance entre l'acromion et la grande tubérosité correspond à la distance entre le point au milieu du bord latéral de l'acromion (MBA) et la grosse tubérosité. Nous l'appelons la **DistAcroGT**. La distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne correspond à la distance entre les points GT et TD. Nous l'appelons la **DistGTDI**. Ces deux distances ensemble représentent la trajectoire simplifiée du deltoïde comme on peut le voir sur la Figure 1.20.

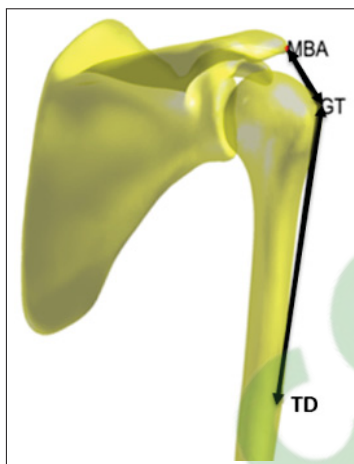


Figure 1.20 Mesure de la trajectoire simplifiée du deltoïde

Rayon de la tête humérale

Le rayon de la tête humérale correspond au rayon de la sphère par moindres carrées de la région proximale de la tête humérale. On peut voir une représentation sur la Figure 1.21.(d) avec CTH, le centre de la tête humérale. Nous donnons à ce rayon l'abréviation **RayonTH** dans la suite de ce mémoire.



Figure 1.21 Mesure du rayon de la tête humérale

Inclinaison de la tête humérale

L'inclinaison de la tête humérale correspond à l'angle entre l'axe de la tête humérale et l'axe diaphysaire de la partie supérieure de l'humérus. Cet angle est visible sur la Figure 1.22.(a) et sera abrégé **IncliTH** dans la suite du mémoire.

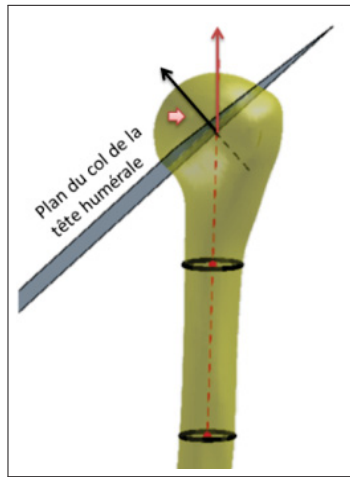


Figure 1.22 Mesure de l'inclinaison de la tête humérale

Longueur du col de la scapula

La longueur du col de la scapula correspond à la distance entre le bord inférieur de la glène et point CS qui représente le creux du col de la scapula. Cette distance est visible sur la Figure 1.16.(b). Nous lui donnons l'abréviation **LongCS** dans la suite du mémoire.

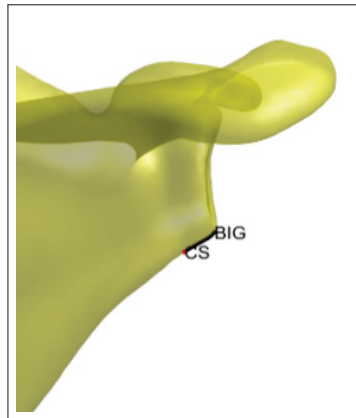


Figure 1.23 Mesure de la longueur du col de la scapula

1.5.3.4 Validation de la méthode et fiabilité des paramètres

La validation de la méthode est décrite dans la thèse de Cheng Zhang (2016). Elle a été réalisée en mesurant la fiabilité des paramètres morphologiques calculés à partir des modèles 3D reconstruits. La fiabilité, qui correspond à l'uniformité avec laquelle une méthode donne un certain résultat quand l'entité mesurée n'a pas changé, a été mesurée en évaluant :

- l'erreur de justesse (biais) ;
- la fidélité.

La méthode a suivi les recommandations fournies dans la norme ISO 5725-2 :1994 «Exactitude (justesse et fidélité) des résultats et méthodes de mesure – Partie 2 : Méthode de base pour la détermination de la répétabilité et de la reproductibilité d'une méthode de mesure normalisée».

Évaluation de l'erreur de justesse

1. Méthode

La justesse des paramètres a été évaluée avec six spécimens cadavériques scannés par la machine SIEMENS SOMATOM Sensation 16 (120 kV, 310mAs, 310mA, 500ms, slice thickness =1mm, Field Of View (FOV)=478mm) et reconstruits en 3D avec le logiciel AVIZO version 7.1. A partir des images scanners en 3D, des radiographies reconstruites de façon digitale (Digitally Reconstructed Radiographs, DRR) ont été générées. Sur ces images DRR, un opérateur

a effectué des reconstructions avec 3 répétitions en suivant la méthode de reconstruction 3D avec images EOS de Cheng Zhang (Zhang, 2016) décrite plus haut. La moyenne des paramètres mesurés sur ces trois reconstructions a été ensuite comparée aux paramètres mesurés sur les modèles de référence issus du scanner. Cette différence est appelé le biais et permet de définir la justesse : plus le biais est important, moins la justesse est bonne.

2. Résultats

Les résultats de justesse sont reportés dans le Tableau 1.5.

Tableau 1.5 Résultats de justesse des paramètres morphologiques

Paramètre	Biais moyen	Minimum	Maximum	Justesse
LG (mm)	0,2	-2,1	3,4	Élevée car $ \text{Biais} < 1\text{mm}/^\circ$
Dist GTDI (mm)	-0,2	-1,5	2,4	
DSA (mm)	-0,3	-1,9	2,7	
Rayon TH (mm)	-0,3	-1,1	0,2	
HG (mm)	0,4	-0,8	2	
AngleMorp ($^\circ$)	-0,5	-7,9	5,6	
Long CS (mm)	0,7	-1,4	0,3	
CSA ($^\circ$)	1	-2,5	4,6	Acceptable car $ \text{Biais} < 2\text{mm}/^\circ$
AnglePos ($^\circ$)	1,2	-3,4	3,6	
VG ($^\circ$)	1,5	-0,6	3,1	
AngleCES ($^\circ$)	-1,8	-5,9	3,6	
Offset THG (mm)	2,1	-3,4	9,3	Moyenne car $ \text{Biais} > 2\text{mm}/^\circ$
DistAcroGT (mm)	-2,7	-6	1,3	
IncliTH ($^\circ$)	-3,3	-7,3	-0,7	

On constate que pour 8 paramètres, le biais est inférieur à $1\text{mm}/^\circ$ ce qui correspond à une justesse élevée du paramètre. Cependant 3 paramètres montrent des biais supérieurs à $2\text{mm}/^\circ$, la justesse de ces paramètres est donc jugée moyenne.

Évaluation de la fidélité

1. Méthode

La fidélité a été mesurée avec une étude de reproductibilité intra- et inter-opérateur faite sur 12 sujets in-vivo avec 2 opérateurs. Elle a permis de calculer pour chaque paramètre morpholo-

gique l'écart maximal accepté entre deux mesures à un niveau de confiance de 95% (95% IC). Ces valeurs permettent ensuite d'établir un standard pour la formation de nouveaux opérateurs (voir chapitre 3).

2. Résultats

Les résultats de l'étude de reproductibilité sur 12 sujets in-vivo sont présentés dans le Tableau 1.6.

Tableau 1.6 Résultats de reproductibilité des paramètres morphologiques

Paramètre	95 %IC	Reproductibilité
VG (°)	0,9	Élevée car 95 %IC < 3mm/°
Rayon TH (mm)	1,28	
IncliTH (°)	1,44	
Long CS (mm)	1,84	
LG (mm)	1,97	
Offset THG (mm)	2,52	
DSA (mm)	2,75	
HG (mm)	2,77	
CSA (°)	4,28	
AngleMorp (°)	4,67	
AnglePos (°)	4,69	
DistAcroGT (mm)	4,96	
AngleCES (°)	5,22	Moyenne car 95 %IC > 5mm/°
Dist GTDI (mm)	6,48	

Nous pouvons observer que la version de la glène est très reproductible ainsi que le rayon de la tête humérale et l'angle d'inclinaison de la tête humérale. Au contraire, la distance GTDI ainsi que l'angle CES présentent une reproductibilité plus faible (95% IC > 5mm/°).

Discussion

La fiabilité d'un paramètre doit prendre en compte sa justesse et sa reproductibilité. Le Tableau 1.7 classe les paramètres de la meilleure à la moins bonne fiabilité. Ce tableau a été construit en classant la justesse et reproductibilité dans l'ordre croissant. Ce classement sera utile par la suite pour déterminer quels paramètres seront à considérer en priorité dans l'analyse de leur influence sur la fonction articulaire.

Tableau 1.7 Résultats de fiabilité des paramètres morphologiques

Paramètre	Justesse	Reproductibilité
LG (mm)	0,2	1,97
Rayon TH (mm)	-0,3	1,28
DSA (mm)	-0,3	2,75
HG (mm)	0,4	2,77
Long CS (mm)	-0,7	1,84
AngleMorp (°)	-0,5	4,67
CSA (°)	1	4,28
VG (°)	1,5	0,9
AnglePos (°)	1,2	4,69
Offset THG (mm)	2,1	2,52
IncliTH (°)	-3,3	1,44
Dist GTDI (mm)	-0,2	6,48
AngleCES (°)	-1,8	5,22
DistAcroGT (mm)	-2,7	4,96

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique clinique

En cas de rupture d'un tendon de la coiffe des rotateurs, le diagnostic par imagerie n'est pas nécessairement lié au niveau fonctionnel de l'épaule (Bureau *et al.*, 2018). Pourtant, le niveau fonctionnel est un important indicateur pour aider les chirurgiens à choisir quel patient est urgent à opérer. Actuellement, les chirurgiens ne peuvent pas prédire le niveau fonctionnel de l'épaule des patients et ne peuvent donc pas prioriser les opérations en fonction de ce critère.

2.2 Problématique technique

Dans ce projet, nous disposons d'une base de données de 80 sujets. 52 sujets sont atteints de rupture de la coiffe des rotateurs et composent la population pathologique et 28 sujets n'ont pas de rupture ni de symptôme et composent la population asymptomatique. Les 80 sujets ont subi les mêmes examens : l'évaluation de leur fonction avec le Score de Constant, un examen IRM et des radiographies EOS. Ce dernier examen nous permet d'utiliser la méthode de reconstruction développée au laboratoire par Cheng Zhang décrite dans la section 1.5.3 qui permet de calculer un ensemble de paramètres morphologiques automatiquement (Zhang, 2016). La problématique technique est de proposer un modèle de régression linéaire qui permettrait de mieux prédire le niveau fonctionnel à partir d'un ensemble de variables radiologiques et morphologiques.

2.3 Hypothèses et objectifs

Pour ce projet, nous supposons que l'ajout d'informations morphologiques aux informations diagnostiques par imagerie, permettrait une meilleure corrélation avec le score de Constant et pourrait expliquer des pertes de fonctions chez certains patients souffrant de rupture de la coiffe des rotateurs.

Les études dans la littérature se concentrent surtout sur les facteurs prédictifs de la réussite d'une chirurgie réparatrice et les risques de récurrence. Il y a peu d'articles qui étudient l'influence de paramètres sur le niveau fonctionnel et encore moins des paramètres morphologiques. De plus, lors d'essai de corrélation entre un paramètre radiologique et le Score de Constant, aucune corrélation forte n'a été trouvée. Il semble donc qu'un seul paramètre ne soit pas suffisant pour expliquer la fonction. Par contre, il serait possible qu'un ensemble de paramètres radiologiques et morphologiques puisse l'expliquer.

À notre connaissance, aucune étude n'a appréhendé la combinaison de paramètres morphologiques et radiologiques pour expliquer le niveau fonctionnel d'un patient souffrant d'une rupture de la coiffe des rotateurs. Le premier objectif est donc d'identifier les paramètres morphologiques et radiologiques à considérer dans notre analyse. Ceci se fera grâce à la revue de la littérature et des discussions avec des professionnels de la santé.

Le deuxième objectif est de calculer les paramètres morphologiques. Ceci sera fait grâce à une mesure automatique des paramètres sur un modèle 3D personnalisé d'épaule. Lors de cette étape, il sera nécessaire de documenter la maîtrise de la méthode de reconstruction 3D par une étude de reproductibilité. Une fois la méthode maîtrisée, l'ensemble des épaules faisant partie de la base de données à notre disposition devra être reconstruite afin de pouvoir calculer les paramètres morphologiques pour chaque sujet.

Le troisième objectif est de proposer un modèle de régression qui permettra de relier le niveau fonctionnel du patient caractérisé par le Score de Constant aux paramètres radiologiques et morphologiques choisis.

CHAPITRE 3

QUALIFICATION SUR LA MÉTHODE DE RECONSTRUCTION

3.1 Mise en contexte

Avant de caractériser la base de données utilisée pour le présent, il a été nécessaire de s'assurer que les opérateurs qui utiliseraient la méthode pour créer les modèles 3D pour tous les sujets aient la qualification requise. Pour cela, nous avons proposé une démarche permettant de qualifier l'habileté des opérateurs, en utilisant les données de répétabilité (reproductibilité intra-opérateur) et de reproductibilité inter-opérateur. La maîtrise de la méthode par un opérateur est confirmée en suivant le protocole décrit dans la prochaine section.

3.2 Protocole

Pour évaluer la qualification, les résultats d'un opérateur novice seront comparés à ceux issus de l'étude de reproductibilité faite sur 12 sujets in-vivo lors du doctorat de Cheng Zhang (Zhang, 2016), résumés dans le Tableau 3.1. Différents ensembles de données seront utilisés. Un ensemble de données est composé de deux images face/profil de l'épaule en position de repos d'un sujet.

Tableau 3.1 Résultats de l'étude de reproductibilité sur 12 sujets in-vivo
Tiré de Zhang (2016)

Paramètre	95% IC (Norme ISO)
HG (mm)	2,77
LG (mm)	1,97
AnglePos (°)	4,69
AngleMorp (°)	4,67
VG (°)	0,90
CSA (°)	4,28
AngleCES (°)	5,22
DSA (mm)	2,75
OffsetTHG (mm)	2,52
DistAcroGT (mm)	4,96
DistGTDI (mm)	6,48
RayonTH (mm)	1,28
IncliTH (°)	1,44
LongCS (mm)	1,84
* IC : intervalle de confiance	

3.2.1 Prise en main du logiciel IdefX et du code Matlab

Dans un premier temps, l'opérateur doit prendre en main le logiciel IdefX (LIO, ÉTS), développé au LIO, ainsi que le code Matlab (The MathWorksTM) sous la supervision d'un expert et exécuter la méthode de reconstruction 3D plusieurs fois sur un ou deux ensembles de données différents.

3.2.2 Test de répétabilité : reproductibilité intra-opérateur

Pour le test de reproductibilité intra-opérateur, l'opérateur choisit six nouveaux sets de données et les reconstruit chacun au moins deux fois avec un jour d'intervalle entre chaque reconstruction du même sujet. Le nombre de six sets de données a été jugé suffisant après discussion avec Cheng Zhang. La répétabilité est alors évaluée. Pour chaque paramètre de chaque ensemble de données, l'écart-type est calculé par rapport à la moyenne des reconstructions de l'opérateur. Puis, pour chaque paramètre morphologique, on calcule la moyenne des écarts-types. Pour

chaque paramètre, cette moyenne doit rester inférieure à la limite de référence établie dans la thèse de Cheng Zhang (Zhang, 2016) et visible dans le Tableau 3.1. Si cette exigence n'est pas remplie, le novice doit de nouveau s'entraîner sur de nouveaux sujets sous la supervision d'un expert.

3.2.3 Test de reproductibilité inter-opérateur

Pour le test de reproductibilité inter-opérateur, au moins six sets de données doivent être choisis pour être reconstruits en parallèle par deux opérateurs. Cette fois-ci, les écarts-types sont calculés par rapport à la moyenne des reconstructions de l'expert. Si les deux tests de reproductibilité sont réussis alors l'opérateur peut être considéré comme expert.

3.3 Méthode pour la qualification

Durant ce projet, deux opérateurs ont eu besoin de passer par l'étape de qualification. Cheng Zhang, étant la créatrice de la méthode de reconstruction, a été considérée comme experte et c'est sous sa supervision que les qualifications se sont réalisées.

Pour les deux tests intra- et inter-opérateurs, 6 sets de données de difficulté de reconstructions différentes ont été choisis : 2 sets de données provenaient de sujets asymptomatiques, et 4 sets de données provenaient de sujets pathologiques. Ils ont été reconstruits chacun deux fois par Cheng Zhang, Alexia Boré (stagiaire) et moi-même.

3.4 Résultats

3.4.1 Reproductibilité intra-opérateur

Les résultats de la reproductibilité intra-opérateur (répétabilité) de chaque novice sont résumés dans le Tableau 1. Le test de répétabilité a été effectué par deux novices sur 6 sets de données. Le Tableau 3.2 permet de vérifier que les novices sont répétables. En effet, pour chaque paramètre, la limite de référence correspondant à l'intervalle de confiance à 95% donnée dans la

Figure 3.1, est renseignée dans la deuxième colonne du tableau. On remarque que la moyenne des écarts-types pour chaque novice et chaque paramètre, visible dans les deux dernières colonnes, est toujours inférieure à la limite de référence (95% IC).

Tableau 3.2 Résultats des reproductibilités intra-opérateur des novices et comparaison avec la limite de référence

Paramètre	95% IC	Moyenne - Novice 1	Moyenne - Novice 2
HG (mm)	2,77	0,32	0,30
LG (mm)	1,92	0,33	0,26
AnglePos (°)	4,69	0,57	0,37
AngleMorp (°)	4,67	0,53	0,77
VG (°)	0,9	0,18	0,46
CSA (°)	4,28	0,44	0,86
AngleCES (°)	5,22	1,12	1,69
DSA (mm)	2,75	0,61	0,71
OffsetTHG (mm)	2,52	0,69	0,47
DistAcroGT (mm)	4,96	0,88	1,04
DistGTDI (mm)	6,48	2,73	2,66
RayonTH (mm)	1,28	0,23	0,09
IncliTH (°)	1,44	0,87	0,65
LongCS (mm)	1,84	0,79	0,97

3.4.2 Reproductibilité inter-opérateur

Les résultats de la reproductibilité inter-opérateur pour chaque novice sont résumés dans le tableau 3.3. Pour ce test de reproductibilité inter-opérateurs, 6 sets de données ont été reconstruits par 3 opérateurs : un expert et deux novices. Le tableau 3.3 permet de savoir si les novices sont reproductibles sur tous les paramètres. On peut voir que pour la plupart des paramètres calculés à partir des reconstructions des deux novices, la moyenne des écarts-types est inférieure à la limite de référence. Cependant, pour trois paramètres, le novice 2 a une moyenne supérieure à la limite de référence et c'est aussi le cas pour le novice 1 pour les deux derniers paramètres (*moyenne en italique et gras*).

Tableau 3.3 Résultats des reproductibilités inter-opérateur des novices et comparaison avec la limite de référence

Paramètre	95% IC	Moyenne - Novice 1	Moyenne - Novice 2
HG (mm)	2,77	1,45	2,28
LG (mm)	1,92	1,08	1,53
AnglePos (°)	4,69	1,59	1,30
AngleMorp (°)	4,67	2,99	2,98
VG (°)	0,9	0,52	0,65
CSA (°)	4,28	3,29	3,71
AngleCES (°)	5,22	5,18	8,08
DSA (mm)	2,75	2,53	2,25
OffsetTHG (mm)	2,52	1,46	1,44
DistAcroGT (mm)	4,96	2,94	3,73
DistGTDI (mm)	6,48	4,73	5,51
RayonTH (mm)	1,28	0,39	0,26
IncliTH (°)	1,44	1,65	1,94
LongCS (mm)	1,84	1,84	2,03

3.5 Interprétation des résultats

La reproductibilité intra- et inter-opérateur a été réussie pour tous les paramètres sauf pour les paramètres :

- inclinaison de la tête humérale (IncliTH) ;
- longueur du col de la scapula (LongCS) ;
- angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïde (AngleCES).

Ces paramètres seront donc mis de côté dans la suite du projet. Il est à noter que deux de ces trois paramètres, l'inclinaison de la tête humérale et l'angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïde, font partie des paramètres caractérisés les moins fiables de la méthode dans la section 1.5.3. En effet, ils sont plus difficiles à déterminer et sont très sensibles aux ajustements manuels de l'opérateur quand celui-ci essaye d'ajuster au mieux les reconstructions aux images. De plus, ils ne sont pas étudiés dans la littérature comme des paramètres associés à la rupture de la coiffe des rotateurs.

Les autres paramètres obtenus par les novices ont des variabilités faibles par rapport à la limite de référence, démontrant l'expertise des novices après cette procédure.

3.6 Manuel d'utilisation

Lors de ce projet, un manuel d'utilisation de la méthode a été créé. Il est disponible en Annexe II.

CHAPITRE 4

CARACTÉRISATION DE LA BASE DE DONNÉES

Dans ce chapitre nous présentons dans un premier temps la base de données utilisée pour ce projet de recherche ainsi que les paramètres radiologiques et morphologiques caractéristiques des sujets de la base de données. Dans un deuxième temps, nous analysons les valeurs et la distribution des paramètres dans la base de données et nous les comparons à ceux qui se trouvent dans la littérature.

4.1 Populations étudiées et données mesurées

La base de données a été acquise dans le cadre du projet IRSST 0099-8250 (Hagemeister *et al.*, 2014). La base de données est composée de 80 sujets (33 femmes et 47 hommes, âge moyen : 56 +/- 7 ans) et divisée en 2 populations :

- la population asymptomatique est composée de sujets asymptomatiques n'ayant ni douleur ni gêne à l'épaule ;
- la population pathologique est composé de patients souffrant d'une rupture de la coiffe des rotateurs.

Plus d'informations sur chaque population sont disponibles dans le Tableau 4.1. Nous avons utilisé un test t de Student pour vérifier qu'aucune différence significative d'âge n'existait entre les deux populations ($p > 0,05$).

Chacun des 80 sujets a suivi le même protocole :

1. Un examen IRM ;
2. Une prise de radiographies EOS ;
3. L'évaluation du Score de Constant.

Les examens IRM sont utilisés pour identifier et quantifier les paramètres radiologiques tandis que les radiographies EOS sont utilisées pour construire un modèle 3D de l'épaule personnalisé

Tableau 4.1 Brève description de la base de données

	population pathologique	population asymptomatique
Nombre de sujets	52	28
Proportion Hommes / Femmes (%)	32 (62) / 20 (38)	15 (54) / 13 (46)
Âge moyen H/F	56 +/- 7	56 +/- 7
Critère d'inclusion	rupture du supra-épineux	aucun symptôme de douleur à l'épaule
Critère d'exclusion	pas de rupture du supra-épineux	au moins une rupture transfixiante

qui permet ensuite de calculer les paramètres morphologiques. Le Score de Constant est quant à lui utilisé pour quantifier le niveau fonctionnel de l'épaule.

Des statistiques descriptives pour chaque type de données ont été réalisées avec le logiciel SPSS (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0, IBM Corp.) et les données utilisées sont détaillées ci-dessous.

4.1.1 Paramètres radiologiques

Les paramètres radiologiques de la base de données sont les suivants :

- la taille de la rupture : rétraction et extension du supra-épineux, notées *Rétraction SE* et *Extension SE*;
- l'atrophie musculaire quantifiée avec l'échelle de Thomazeau (Thomazeau *et al.*, 1996), notée *Atrophie*;
- l'infiltration graisseuse (IG) du supra- (SE) et de l'infra-épineux (IE) quantifiée avec l'échelle de Goutallier (Goutallier *et al.*, 1994), notées *IG-SE* et *IG-IE*.

La rétraction du SE correspond à la longueur de la déchirure dans le plan frontal tandis que l'extension du SE correspond à la largeur de la déchirure dans le plan médian (sagittal). L'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse sont détaillées dans la revue de la littérature (section 1.4.1).

La distribution de ces variables pour les sujets de notre base de données est décrite dans la section 4.2.1 .

4.1.2 Paramètres morphologiques

Suite à l'étude de fiabilité dans la section 1.5.3.4, la revue de littérature et l'étude de l'expertise des opérateurs sur la méthode de reconstruction (3.5), les paramètres morphologiques étudiés sont :

- hauteur de la glène (HG);
- largeur de la glène (LG);
- angle d'inclinaison positionnelle de la glène (AnglePos);
- angle d'inclinaison morphologique de la glène (AngleMorp);
- version de la glène (VG);
- angle critique de l'épaule (CSA);
- distance sous-acromiale (DSA);
- offset entre la tête humérale et la glène (OffsetTHG);
- distance AcroGT (DistAcroGT);
- distance GTDI (DistGTDI);
- rayon de la tête humérale (RayonTH).

Pour chaque sujet de la base de données, ces paramètres morphologiques ont été automatiquement mesurés sur les modèles 3D personnalisés d'épaule grâce à la méthode décrite plus tôt dans ce mémoire. Pour chaque paramètre, la moyenne, l'écart-type, le minimum et le maximum ainsi que le coefficient de variation seront renseignés dans la section 4.2.2. Le coefficient de variation étant un paramètre de dispersion relative, il permet de comparer les dispersions des données autour de la tendance centrale même si elles ne sont pas de même nature ou de même ordre de grandeur. De cette façon, nous pourrons savoir quels sont les paramètres les plus variables dans notre base de données.

Sachant que l'hypothèse de ce projet est que l'ajout d'informations morphologiques à des informations radiologiques pourrait prédire le score de Constant, il serait intéressant de voir dans notre base de données quels sont les paramètres qui diffèrent entre la population asymptomatique et la population pathologique.

Pour identifier les différences significatives entre les populations, nous avons utilisé un test t pour échantillons indépendants qui permet de vérifier que la différence entre les moyennes des deux populations pour chaque paramètre est assez importante.

Les prémisses du test t indépendant sont les suivantes (Yergeau & Poirier, 2013) :

1. La variable dépendante est continue ;
2. Les populations sont indépendantes ;
3. Les données sont normalement distribuées ;
4. Les variances des populations sont égales (homogénéité de la variance).

Les paramètres morphologiques sont continus donc la variable dépendante sera toujours continue. Les deux populations sont indépendantes, les mêmes observations ne peuvent pas être observées dans les deux populations. Les deux premières prémisses sont donc respectées.

Concernant la prémisses 3 sur la normalité des données, lorsque le nombre d'échantillon est grand ($n \geq 30$), la distribution des données se rapproche de celle de la loi normale. Cette approximation est émise grâce au théorème de la limite centrale (Le Cam, 1986). Nous allons donc utiliser ce principe puisque nos deux échantillons sont soit largement supérieurs à $n=30$ (pour la population pathologique) ou proche avec $n=28$ pour la population asymptomatique.

La dernière prémisses peut être vérifiée en utilisant le test d'égalité des variances de Levene. Il est automatiquement accompli par SPSS et les résultats du test se trouvent dans le même tableau que ceux du Test-t (voir Tableau 4.4). Si le test est significatif ($p < 0,05$) alors on doit rejeter l'hypothèse nulle de l'égalité des variances et interpréter la deuxième ligne. En effet, la prémisses d'égalité des variances n'est pas respectée et il faut alors corriger le calcul de t en utilisant la variance combinée et non les variances individuelles des deux populations. Si le test

d'égalité des variances de Levene n'est pas significatif ($p > 0,05$) alors l'hypothèse nulle n'est pas rejetée, la différence entre les variances des deux populations est nulle et nous interprétons la première ligne.

4.1.3 Niveau fonctionnel

Comme vu dans la revue de littérature, il existe plusieurs moyens pour évaluer le niveau fonctionnel de l'épaule. Nous avons choisi de travailler avec le Score de Constant ajusté en fonction du genre et de l'âge (Constant et al. 2008). Nous présentons plus loin la distribution ainsi que la répartition du Score de Constant dans les deux populations.

4.2 Résultats des statistiques descriptives

4.2.1 Paramètres radiologiques

Taille de la rupture

Le Tableau 4.2 renseigne sur la taille des ruptures du supra-épineux de notre population pathologique. La moyenne de l'extension du supra-épineux mesurée dans le plan sagittal, est de 9,7

Tableau 4.2 Statistiques descriptives de la taille de la rupture du SE

(mm)	Moyenne	Écart-type	Minimum	Maximum	Coeff variation (%)
Extension SE	9,7	2,2	4	14,2	22,7
Rétraction SE	26	11	8,1	57	42,3

mm avec un minimum de 4 mm et un maximum de 14,2 mm. Le coefficient de variation pour cette variable est de 22,7%. La Figure 4.1.(a) montre que la majorité des sujets ont une valeur d'extension entre 7 et 13 mm. La deuxième ligne du Tableau 4.2 montre que sur les 52 sujets pathologiques, le tendon est rétracté en moyenne de 26 +/- 11 mm. Le sujet avec le moins de rétraction a un tendon rétracté de 8,1 mm tandis que la rétraction maximale est de 57 mm. Le coefficient de variation pour la rétraction du tendon supra-épineux est de 42%. La Figure 4.1.(b) montre que la plupart des observations se regroupent autour de la moyenne de 26 mm.

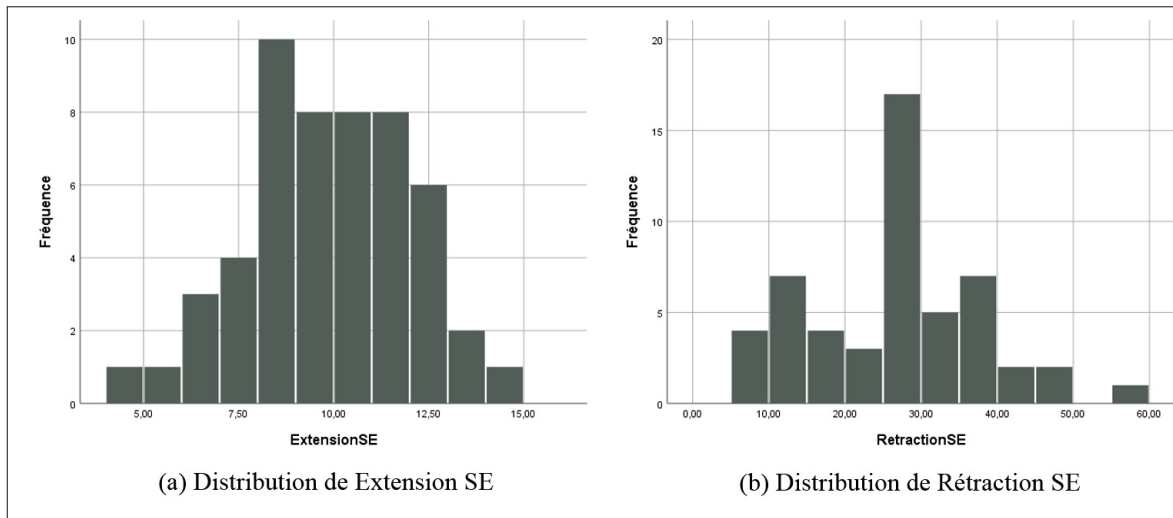


Figure 4.1 Distribution de la taille de la rupture dans la population pathologique

Atrophie musculaire

La Figure 4.2 montre que pour la totalité des sujets contrôles, l'atrophie musculaire du supra-épineux correspond au stade 1, c'est le stade normal : le muscle n'est pas atrophié. La figure montre aussi que 21 sujets pathologiques (40,4% de la population pathologique) sont au stade 1 d'atrophie musculaire.

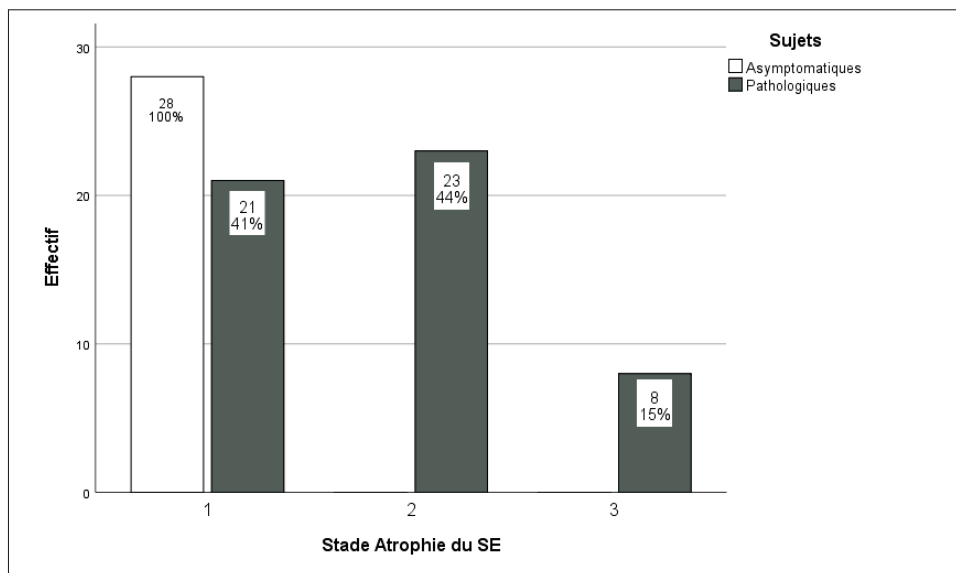


Figure 4.2 Distribution du stade d'atrophie du SE

Cependant, les 31 autres sujets pathologiques montrent un stade d'atrophie plus important :

- 44,2% de la population pathologique montre un stade d'atrophie modéré (2);
- 15,4% montre un stade d'atrophie sévère (3).

Infiltration graisseuse

1. Infiltration graisseuse du supra-épineux (SE)

La Figure 4.3 présente les différents grades d'infiltration graisseuse du tendon du supra-épineux dans la population asymptomatique (à gauche) et dans la population pathologique (à droite). Seulement 3 sujets de la population asymptomatique présentent une infiltration graisseuse de grade 0 qui équivaut à un muscle sans graisse. 3/4 des sujets de la population asymptomatique présentent une infiltration graisseuse de grade 1 au niveau du supra-épineux et 14% présentent un grade 2. En revanche, la population pathologique présente majoritairement une infiltration graisseuse de grade 2, avec plus de la moitié des sujets (63%) et 12% qui ont un grade 3, ce qui équivaut à autant de muscle que de graisse. La Figure montre aussi que 25% de la population pathologique ont un stade 1 ce qui équivaut à quelques amas graisseux dans le muscle.

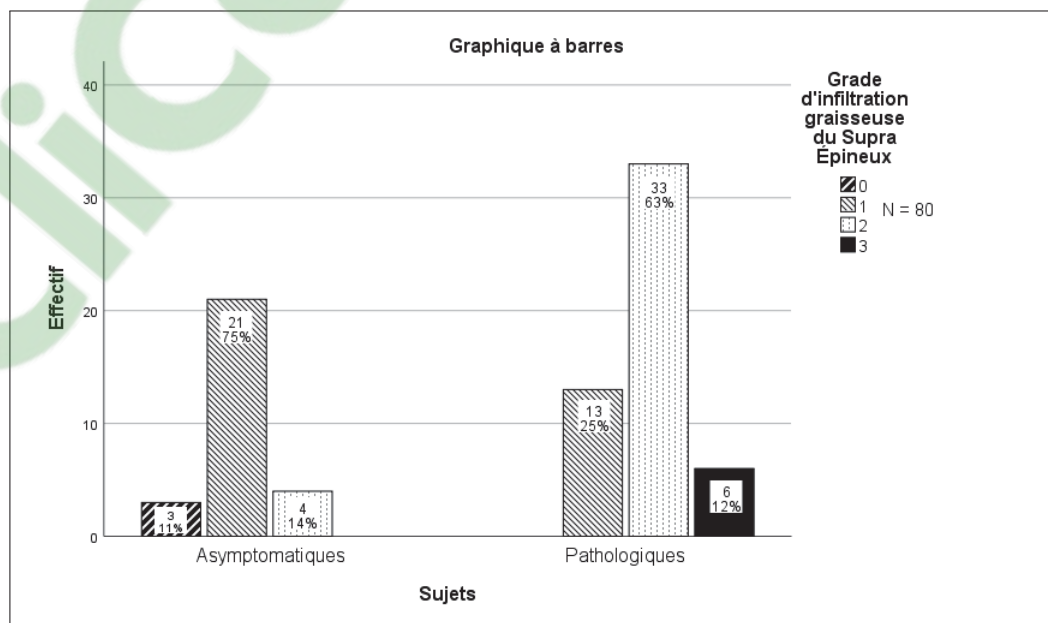


Figure 4.3 Distribution du grade d'infiltration graisseuse du SE

2. Infiltration graisseuse de l'infra-épineux (IE)

La Figure 4.4 présente les différents grades d'infiltration graisseuse du tendon de l'infra-épineux dans la population asymptomatique (à gauche) et pathologique (à droite). On constate que 8% de la population pathologique présente un grade 4. Cela signifie que pour ces 4 sujets, l'infra-épineux contient plus de graisse que de muscle. 17% des sujets présentent un grade 3 tandis que la moitié de la population pathologique présente un grade 2. Chez les sujets asymptomatiques, seuls 2 sujets ont un grade 0 alors que 59% ont un grade 1 et 33% ont un grade 2. Il y a un sujet asymptomatique pour lequel l'infiltration graisseuse de l'infra-épineux n'a pas été mesurée.

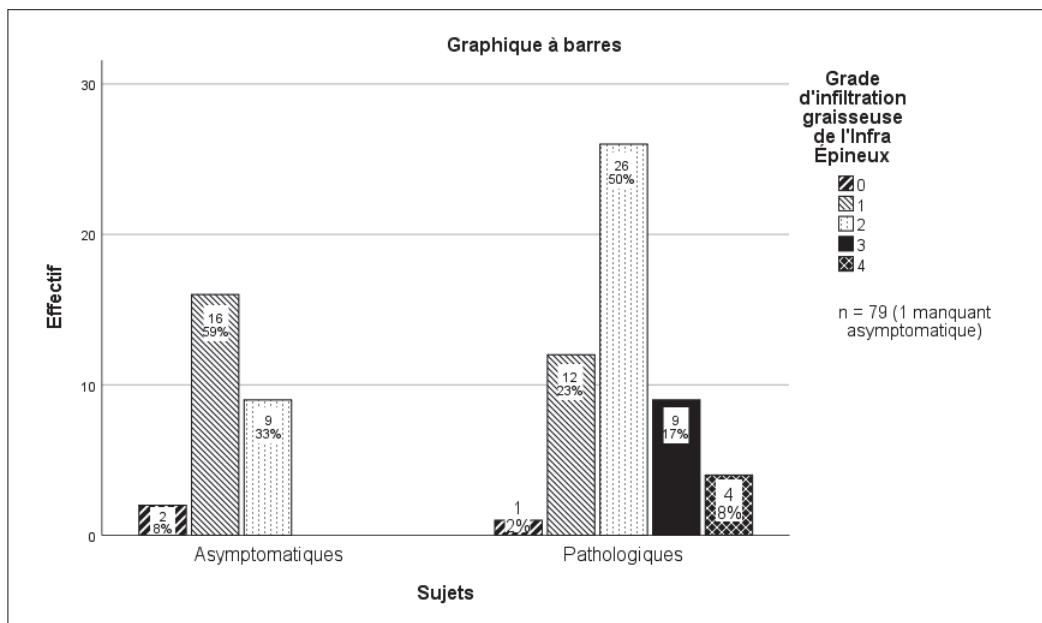


Figure 4.4 Distribution du grade d'infiltration graisseuse du IE

4.2.2 Paramètres morphologiques

Statistiques descriptives

Pour chaque paramètre morphologique, la moyenne, l'écart-type, le minimum et le maximum ainsi que le coefficient de variation sont renseignés dans le Tableau 4.3. Le tableau est divisé en colonnes pour présenter les deux populations : asymptomatique (A) et pathologique (P).

Tableau 4.3 Statistiques descriptives des paramètres morphologiques (* p < 0,05)

A/P	Moyenne (mm/°)		Écart-type (mm/°)		Minimum (mm/°)		Maximum (mm/°)		Coeff de var. (%)	
	A	P	A	P	A	P	A	P	A	P
HG (mm)	34,7	34,9	3,75	3,41	27,7	27,1	41,4	40,9	10,8	9,8
LG (mm)	25,6	25,7	2,95	2,50	19,2	20,4	30,8	30,1	11,5	9,7
AnglePos (°) *	5,99	10,9	6,77	10,5	0,21	0,01	30,3	37,8	113	95,7
AngleMorp (°)	1,79	1,23	2,88	3,64	-4,03	-9,72	6,72	8,46	160	295
VG (°)	2,09	2,44	2,71	0,51	-11,0	1,16	4,41	3,57	129	20,9
CSA (°) *	34,1	36,7	3,57	4,14	27,1	28,0	41,7	47,4	10,5	11,3
DSA (mm)	7,85	6,94	2,40	2,62	3,91	0,8	14,3	14,7	30,6	37,8
OffsetTHG (mm)	49,1	48,0	4,50	3,76	40,7	40,7	55,5	56,6	9,2	7,8
DistAcroGT (mm)	28,4	28,5	4,49	5,27	22,1	18,8	40,1	44,1	15,8	18,5
DistGTDI (mm)	135,2	136	10,65	8,73	119,8	116	157,2	154,2	7,87	6,4
RayonTH (mm)	22,8	22,6	2,04	1,67	19,5	19,9	27,1	25,8	8,9	7,4

Le Tableau 4.3 montre que les angles d'inclinaison de la glène sont très variables dans les deux populations (autour de 100% de coefficient de variation). Il en est de même pour la version de la glène. Les paramètres qui varient le moins, dans les deux populations, sont la distance GTDI, le rayon de la tête humérale et l'offset entre la tête humérale et la glène, avec un coefficient de variation inférieur à 10%.

Tous les sujets pathologiques ont des glènes anteversées (VG > 0) alors qu'un sujet asymptomatique a une glène rétroversée de 11°. Certains paramètres sont en moyenne supérieurs dans la population pathologique que dans la population asymptomatique (HG, LG, AnglePos, An-

gleMorp, VG, CSA, DistAcroGT, DistGTDI). Seuls l'AnglePos et le CSA, renseignés avec un *, le sont significativement ($p < 0,05$). Ceci a été démontré avec un test t dont les résultats sont détaillés dans la section suivante.

Résultats du test t

Le Tableau 4.4 présente une partie des résultats du test t. Pour des raisons de lisibilité, les résultats sont seulement décrits pour les deux paramètres qui sont statistiquement différents entre les deux populations : l'angle d'inclinaison positionnelle de la glène (AnglePos) et l'angle critique de l'épaule (CSA).

Tableau 4.4 Résultats du test statistique t indépendant

Paramètre	Test de Levene sur l'égalité des variances		Test t pour égalité des moyennes	
	F	Sig. (p)	t	Sig. (p)
AnglePos	12,2	<i>0,001</i>	-2,27 <i>-2,57</i>	0,03 <i>0,012</i>
CSA	0,811	0,371	-2,78 -2,91	0,007 0,005

Pour le paramètre AnglePos le test de Levene ($p < 0,05$) permet de dire que l'égalité des variances n'est pas respectée, il faut donc rejeter l'hypothèse nulle et regarder la deuxième ligne (*en italique*) du Test t. La valeur de t ($t = -2,572$) est plus grande que 2 et le degré de signification est plus petit que 0,05 ($p = 0,012$) donc il est possible de rejeter l'hypothèse nulle selon laquelle la différence de moyenne entre les deux populations ne montre pas que les deux populations viennent de populations différentes. Le degré de signification indique plutôt qu'il y a seulement 1.2% de risque de se tromper en disant que les deux populations asymptomatiques et pathologiques viennent bien de deux populations différentes.

Pour le CSA, le test de Levene donne $p = 0,371$, l'hypothèse nulle d'égalité des variances est donc respectée et nous devons interpréter la première ligne (**en gras**). Le Test t est significatif avec $p < 0,01$. On peut alors aussi dire que les deux populations ont un CSA différent.

4.2.3 Niveau fonctionnel

Le Score de Constant, dans sa forme originale, se mesure de 0 à 100 mais une fois ajusté pour l'âge et le sexe, il peut aller jusqu'à 130. Le Tableau 4.5 présente le Score de Constant ajusté pour les deux populations. On constate qu'il s'étend de 23,6 à 124,5. Chez les sujets asymptomatiques, le minimum est de 90,3 avec une moyenne de 105,4 +/- 10,6. Chez les sujets pathologiques, le minimum est de 23,6 et le Score maximum est 94,3 pour une moyenne de 62,5 +/- 18,0.

Tableau 4.5 Statistiques descriptives du Score de Constant ajusté

Population	Moyenne	Écart-type	Minimum	Maximum	Coeff var. (%)
Asymptomatique	105,4	10,6	90,3	124,5	10,1
Pathologique	62,5	18,0	23,6	94,3	28,8

La distribution du Score de Constant ajusté est représentée dans la Figure 4.5, en haut pour la population asymptomatique et en bas pour la population pathologique.

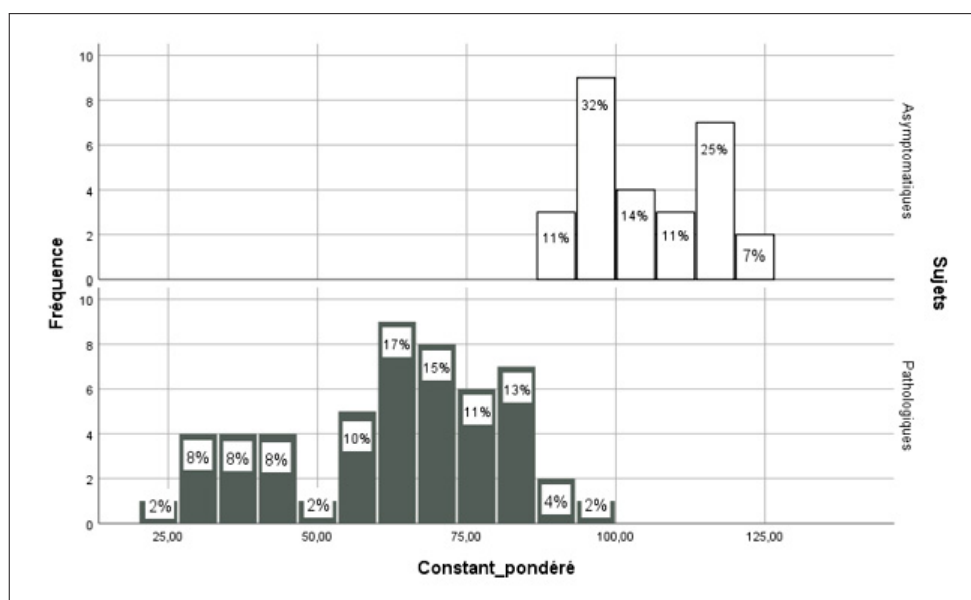


Figure 4.5 Distribution du Score de Constant ajusté dans les populations

La Figure 4.5 montre que 81% des sujets pathologiques ont un Score de Constant ajusté inférieur à 80 et que pour 79% des sujets asymptomatiques il est supérieur à 95. On trouve aussi que 19% des sujets pathologiques et 21% des sujets asymptomatiques ont un score compris entre 80 et 95.

4.3 Discussion

4.3.1 Paramètres radiologiques

Taille de la rupture

Dans un plan frontal, la rupture est définie petite si la rétraction est entre 1 et 2 cm, intermédiaire (2 à 3 cm) ou large (plus de 3 cm) (Valenti & Sauzières, 2013). Dans le plan médian, la rupture est dite massive (sur toute l'épaisseur du tendon) à partir d'une valeur d'extension supérieure à 5 mm (Zhang, 2016).

Avec une moyenne d'Extension SE de 9,7 mm, il est possible de dire qu'en moyenne, les sujets de notre base de données souffrent d'une rupture massive du supra-épineux et qu'en moyenne la rupture est intermédiaire (moyenne de Rétraction SE = 2,6 cm). Le critère d'inclusion dans la population pathologique était que le patient souffrait au moins d'une rupture transfixiante du supra-épineux, c'est donc normal d'avoir cette moyenne d'Extension SE.

Atrophie musculaire

Environ 60% de la population pathologique montre un stade d'atrophie modéré ou sévère. D'après la littérature, on peut s'attendre à ce que la fonction de ces sujets soit altérée. (Gladstone *et al.*, 2007).

Infiltration graisseuse

Une partie de la population pathologique présente des grades d'infiltration graisseuse 3 et 4, qui sont, si l'on en croit la littérature, reliés à un mauvais score fonctionnel et un risque pour les résultats de l'opération chirurgicale. On constate d'ailleurs qu'une partie des sujets asymptomatiques présente des grades d'infiltration graisseuse 2 sans pour autant présenter des scores

de Constant plus bas. L'infiltration graisseuse chez ces sujets asymptomatiques s'explique par l'âge des sujets qui a délibérément été choisi pour être équivalent à l'âge des sujets pathologiques.

4.3.2 Paramètres morphologiques

Comparaison avec la littérature

La plupart des mesures du Tableau 4.3 ont été comparées à des mesures trouvées dans la littérature et résumées dans les Tableaux 4.6 et 4.7. Pour les mesures des distances AcroGT et GTDI, il n'y a pas, à notre connaissance, de mesures publiées dans la littérature.

Tableau 4.6 Comparaison des paramètres morphologiques avec la littérature (1)

Référence	Moyenne (écart-type) [min-max]	
	Asymptomatique	Pathologique
	Hauteur glène (HG)	
Nos résultats	34,7 (3,75) [27,7 - 41,4]	34,92 (3,42) [27 - 40,9]
Gielo-Perczak <i>et al.</i> (2006)	31,5 (7,5)	
Saygi <i>et al.</i> (2018)	33,28 (2,61)	34,74 (3)
	Largeur glène (LG)	
Nos résultats	25,6 (2,95) [19,2 - 30,8]	25,7 (2,5) [20,4 - 30,12]
Gielo-Perczak <i>et al.</i> (2006)	31,5 (7,5)	
Saygi <i>et al.</i> (2018)	33,3 (2,61)	24,4 (2,39)
	Angle d'inclinaison positionnelle (AnglePos)	
Nos résultats	5,99 (6,77) [0,21 - 30,27]	10,9 (10,5) [0,01 - 37,8]
Daggett <i>et al.</i> (2015)		13,6 (4,3) [7-23]
Chalmers <i>et al.</i> (2018)	9 (5) [-4 - 23]	11 (6) [-1 - 31]
	Angle d'inclinaison morphologique (AngleMorp)	
Nos résultats	1,80 (2,88) [-4,03 - 6,72]	1,23 (3,64) [-9,72 - 8,46]
Churchill <i>et al.</i> (2001)	4 (3,4) [-2 - 16]	
Bishop <i>et al.</i> (2009)		1 (4)
	Version glène (VG)	
Nos résultats	2,09 (2,71) [-11,02 - 4,41]	2,44 (0,51) [1,16 - 3,57]
Churchill <i>et al.</i> (2001)	2 (4) [-10 - 11]	
Kandemir <i>et al.</i> (2006)	3,3 (4,2)	6,8 (5,9)
Saygi <i>et al.</i> (2018)	2,09 (3)	2,10 (3,39)

Tableau 4.7 Comparaison des paramètres morphologiques avec la littérature (2)

Référence	Moyenne (écart-type) [min-max]	
	Asymptomatique	Pathologique
	Angle critique de l'épaule (CSA)	
Nos résultats	34,1 (3,57) [27,1 - 41,7]	36,67 (4,14) [28,03 - 47,40]
Moor <i>et al.</i> (2013)	33 (2,1) [27 - 39]	36 (2,80) [30 - 44]
Moor <i>et al.</i> (2014)	33 (3,4) [26 - 40]	38 (3,2) [31 - 46]
Daggett <i>et al.</i> (2015)		38 (3) [34 - 45]
	Distance sous-acromiale (DSA)	
Nos résultats	7,85 (2,4) [3,9 - 14,3]	6,94 (2,62) [0,8 - 14,67]
Çay <i>et al.</i> (2012)	10,96 (1,62)	8,94 (1,43)
Saygi <i>et al.</i> (2018)	8,82 (1,40)	7,37 (1,22)
	Offset entre la tête humérale et la glène (OffsetTHG)	
Nos résultats	49,1 (4,50) [40,7 - 55,5]	48,03 (3,76) [40,7 - 56,7]
Iannotti <i>et al.</i> (1992)	56 (5,7) [43 - 67]	
	Rayon de la tête humérale (RayonTH)	
Nos résultats	22,8 (2,04) [18,5 - 27,1]	22,57 (1,67) [19,9 - 25,8]
Robertson <i>et al.</i> (2000)		23 (2) [17 - 28]
Hertel <i>et al.</i> (2002)	24 (2,2) [19 - 30]	
Saygi <i>et al.</i> (2018)	21,2 (1,83)	20,3 (1,39)

On remarque que dans la littérature aussi il y a une tendance à ce que la hauteur de la glène, l'angle d'inclinaison positionnelle de la glène, la version de la glène et la distance sous-acromiale aient une valeur plus importante dans une population pathologique que dans une population asymptomatique. Cependant, si l'on prend la largeur de la glène, dans nos résultats elle ne varie pas entre les deux populations alors que dans l'étude de Saygi *et al.* (2018) la largeur chez les asymptomatiques est significativement plus importante que chez les pathologiques (33,3 vs 24,4 mm). Dans cette étude, les mesures ont été faites sur images IRM chez 50 sujets asymptomatiques et 50 sujets pathologiques. Il est à noter que la mesure de la largeur de la glène par l'IRM est très probablement plus précise que dans notre étude. Pour la version de la glène, on remarque que la plupart des sujets de notre base de données ont des glènes antéversées ($VG > 0$). Sachant que la plupart de nos sujets n'ont pas le tendon du sous-scapulaire de touché ceci pourrait rejoindre l'étude de Tètreault *et al.* (2004). On remarque que la moyenne du paramètre CSA est de 36° pour les pathologiques dans nos résultats, ce qui se rapproche de la littérature et ce qui correspond au seuil de Moor *et al.* (2013) avec un CSA $> 35^\circ$ relié

aux ruptures de coiffe. Le Tableau 4.7 montre aussi que nos valeurs de distance sous-acromiale sont plus petite que celles trouvées dans la littérature. Il est à noter que dans la littérature, cette distance est mesurée sur des radiographies planes ce qui peut expliquer la différence.

Cependant, tous les paramètres mesurés dans notre base de données sont dans les mêmes ordres de grandeur que ceux trouvés dans la littérature.

Différences entre la population asymptomatique et la population pathologique

L'angle critique de l'épaule et l'angle d'inclinaison positionnelle de la glène sont les deux paramètres qui sont significativement différents entre notre population pathologique et la population asymptomatique. Ces deux paramètres semblent être des paramètres morphologiques prédictifs d'un développement d'une rupture de la coiffe des rotateurs dans notre base de données. Pour l'angle critique de l'épaule ceci rejoint la littérature et les seuils de Moor *et al.* (2013). Une différence significative d'inclinaison de la glène entre une population asymptomatique et pathologique avait aussi été démontré dans la littérature avec un angle d'inclinaison plus grand chez les pathologiques (Hughes *et al.*, 2003; Daggett *et al.*, 2015).

Parmi nos paramètres, il y a deux paramètres pour décrire l'angle d'inclinaison de la glène. L'angle d'inclinaison positionnelle et l'angle d'inclinaison morphologique. Le premier correspond au positionnement de l'omoplate dans le plan du dos et donc la façon de se tenir du patient. Le deuxième dépend seulement de la morphologie de la scapula et pas de son positionnement dans l'espace. Dans notre base de données, l'angle d'inclinaison morphologique de la glène n'est pas différent significativement entre les populations. Il semblerait donc que cet angle ne soit pas en lien avec cette pathologie. En revanche, la position de l'omoplate diffère entre sujets asymptomatiques et pathologiques. En effet, il est possible que la façon de se tenir avec les épaules plus vers l'avant puisse comprimer certains muscles et tendons et être un facteur prédisposant au développement de la pathologie ou encore le résultat de celle-ci.

Pour les autres paramètres, le degré de signification était trop élevé ($p > 0,05$) pour qu'on puisse rejeter l'hypothèse nulle et conclure que les deux moyennes ne proviennent pas de la même population. Cependant, il est possible qu'il existe une différence que nous n'ayons pas pu détecter à cause d'une taille d'échantillon trop petite ou d'une trop petite variabilité de cer-

tains paramètres. Cependant, le CSA est sorti significatif du test statistique alors qu'il a un coefficient de variation inférieur à 10% et proche des paramètres les moins variables de notre étude (DistGTDI, RayonTH, OffsetTHG). Il semble alors peu probable que ce soit à cause d'un manque de variabilité des paramètres. Il est alors possible que notre taille d'échantillon soit trop petite pour détecter toutes les différences possibles.

4.3.3 Niveau fonctionnel

Les résultats nous renseignent sur le fait que la plupart des sujets asymptomatiques ont un Score de Constant ajusté supérieur à 95 tandis que la plupart des sujets pathologiques ont un score inférieur à 80 (voit Figure 4.5). Cependant, c'est entre 80 et 95 que les populations se mélangent. Cela signifie que les sujets ayant au moins une rupture transfixiante du supra-épineux ont une fonction de l'épaule similaire à des patients sans rupture transfixiante. Ce constat justifie la poursuite de l'étude qui consiste à identifier des paramètres morphologiques susceptibles d'influencer le niveau fonctionnel des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons démontré l'efficacité de la méthode de reconstruction de modèles 3D personnalisés et son calcul des paramètres puisqu'ils correspondent à ce que nous trouvons dans la littérature. Nous avons caractérisé la base de données et avons constaté que les sujets pathologiques et asymptomatiques pouvaient avoir des scores de Constant similaire entre 80 et 95. Deux paramètres ressortent différents significativement entre les deux populations. Les sujets de la population pathologique ont des angles d'inclinaison positionnelle de la glène et des CSA plus grands que les sujets de la population asymptomatique. L'angle d'inclinaison positionnelle de la glène et l'angle critique de l'épaule pourraient être des paramètres prédictifs de la pathologie.

CHAPITRE 5

LIEN ENTRE LE NIVEAU FONCTIONNEL ET LES PARAMÈTRES

5.1 Corrélations simples

Dans la littérature, les paramètres radiologiques et morphologiques sont associés aux ruptures de la coiffe des rotateurs comme des facteurs prédictifs de la pathologie ou de la réussite de la chirurgie. Néanmoins, les études se penchent rarement sur leur influence sur le niveau fonctionnel de l'épaule. Le but de cette première section est de tester l'influence de chaque paramètre individuellement sur le Score de Constant.

5.1.1 Méthode

Le logiciel SPSS (Corp., 2016) a été utilisé pour tester la colinéarité de chaque paramètre avec le Score de Constant. Les données des 52 sujets pathologiques ont été utilisées.

Avec un échantillon de taille $n = 52$, nous utilisons comme en section 4.1.2, le théorème de la limite centrale (Le Cam, 1986) et déterminons que la taille de notre échantillon est suffisant pour supposer la distribution normale de nos données. Le coefficient de Pearson a été utilisé pour toutes les variables.

5.1.2 Résultats

Un test de corrélation bivariée a été effectué sur chaque paramètre pour tester leur corrélation avec le Score de Constant ajusté. Le Tableau 5.1 présente les corrélations entre le Score de Constant ajusté et les paramètres radiologiques et morphologiques individuellement.

Les trois paramètres qui présentent une corrélation significatives sont : l'extension du supra-épineux, l'atrophie musculaire et la distance GTDI ($p < 0,05$). La deuxième colonne du tableau renseigne sur le coefficient de corrélation "r". Ce coefficient nous donne deux informations à

Tableau 5.1 Récapitulatif des corrélations avec le Score de Constant ajusté

Paramètres	Coefficient de corrélation "r"	p-value
Extension SE	-0.409	0.003
Atrophie	-0.303	0.029
DistGTDI	-0.285	0.041
IG-SE	-0.21	0.128
IG-IE	-0.192	0.173
Rétraction SE	-0.188	0.183
DistAcroGT	-0.161	0.255
DSA	-0.126	0.375
HG	-0.125	0.377
LG	-0.117	0.410
VG	0.102	0.472
RayonTH	-0.095	0.505
AngleMorp	-0.086	0.542
AnglePos	-0.086	0.545
OffsetTHG	0.062	0.662
CSA	0.002	0.988

interpréter : le sens de la relation entre les variables, avec le signe du coefficient, ainsi que la force de la relation en fonction de sa valeur. Les corrélations avec un coefficient compris entre 0,3 et 0,5 sont considérées comme des corrélations faibles et celles avec $r < 0,3$ sont considérées comme des corrélations négligeables (Mukaka, 2012). L'extension et l'atrophie musculaire du supra-épineux sont les deux paramètres qui présentent une corrélation faible, alors que la distance GTDI présente une corrélation négligeable. Le tableau montre aussi que le CSA est le paramètre le moins corrélé avec le Score de Constant ajusté.

5.1.3 Interprétation des résultats

L'extension et l'atrophie du supra-épineux sont individuellement significativement associés au Score de Constant ajusté ($p < 0,05$). Il sont corrélés faiblement et négativement avec le Score de Constant ajusté, ce qui veut dire que si ces paramètres diminuent, le Score de Constant ajusté va augmenter. Ceci paraît pertinent puisque nous avons vu dans la littérature que la taille des

ruptures peut jouer sur l'apparition des symptômes (Yamaguchi *et al.*, 2006). De plus, plus un muscle est atrophié moins il devrait être capable de remplir sa fonction.

Le CSA semble être un paramètre n'influençant pas le niveau fonctionnel de l'épaule puisqu'il est le paramètre le moins corrélé avec le Score de Constant dans notre base de données. Ceci rejoindrait l'étude de Kirsch *et al.* (2017) qui a testé la corrélation entre le CSA et le niveau fonctionnel de l'épaule avec d'autres scores et qui ne trouvait pas d'association significative. Le CSA semble alors être un paramètre seulement prédictif de la pathologie de rupture de la coiffe des rotateurs mais n'influençant pas le niveau fonctionnel.

5.1.4 Conclusion

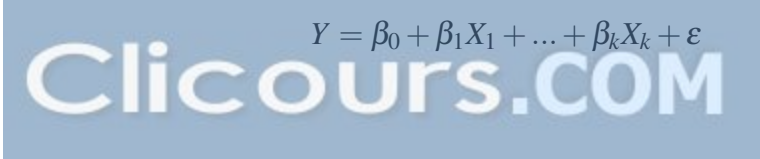
Les tests de corrélation ne montrent pas de corrélation importante entre le niveau fonctionnel et un paramètre en particulier. Ceci rejoint notre hypothèse qui suppose qu'il faudrait combiner des paramètres morphologiques et des paramètres cliniques pour mieux expliquer le Score de Constant. La section suivante présente le travail qui a été fait pour trouver la combinaison de paramètres qui permet de prédire au mieux le niveau fonctionnel.

5.2 Analyse de régression multiple

5.2.1 Méthode

Le but d'un modèle de régression est d'expliquer ou prédire la variance d'un phénomène, appelé variable dépendante Y , à l'aide d'une combinaison de facteurs explicatifs, appelés variables indépendantes X (X_1, X_2, \dots, X_k). Ici, nous avons utilisé une régression linéaire multiple avec une variable dépendante continue et des variables indépendantes continues et catégorielles (Yergeau & Poirier, 2013).

Le modèle prend la forme mathématique décrite dans l'équation 5.1.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \dots + \beta_k X_k + \varepsilon \quad (5.1)$$


où, β_0 est la constante qui correspond à la valeur de la variable dépendante Y lorsque toutes les variables indépendantes sont égales à 0 ;

β_1, \dots, β_k correspondent aux coefficients de régression qui multiplient chaque variable indépendante avec k le nombre total de paramètres ;

et ε est le résidu. Dans ce modèle, on suppose qu'il suit une loi normale.

L'analyse de régression permet de trouver un modèle regroupant les variables explicatives qui prédisent au mieux la variable dépendante.

Le logiciel SPSS (Corp. (2016)) a été utilisé pour effectuer la régression multiple et le seuil $p < 0.05$ a été utilisé afin de déterminer si les variables étaient significatives. La méthode a été conceptualisée à l'aide du site SPSS24 (Yergeau & Poirier, 2013).

5.2.1.1 Prémisses au test statistique

Les prémisses à respecter pour utiliser ce modèle de régression multiple sont énumérées ci-dessous.

1. La variable dépendante est continue ;
2. Les variables indépendantes sont continues ou catégorielles ;
3. Il n'y a aucune multicolinéarité entre deux ou plusieurs variables indépendantes.
4. Il y a indépendance des individus ;
5. Aucune variable explicative n'a une variance égale à zéro ;
6. Il y a homogénéité des variances ;
7. Il y a une distribution normale des résidus et une indépendance des résidus.

5.2.1.2 Choix des variables dépendantes et indépendantes

La variable dépendante que nous souhaitons prédire est le niveau fonctionnel évalué avec le Score de Constant ajusté. C'est une variable continue donc la prémisse 1 est respectée.

Les variables explicatives que nous souhaitons entrer dans le modèle sont des paramètres morphologiques et radiologiques présentées dans le Tableau 5.2.

Tableau 5.2 Variable explicatives de l'analyse de régression

Paramètres radiologiques	Rétraction SE Extension SE Atrophie IG-SE IG-IE
Paramètres morphologiques	HG LG AnglePos AngleMorp VG CSA DSA OffsetTHG DistAcroGT DistGTDI RayonTH

L'atrophie et les IG sont des variables catégorielles, ordinales et les autres sont continues. La prémisses 2 est donc respectée. La prémisses 3 peut être vérifiée avec le VIF ("Variance Inflation Factor") qui indique si une variable indépendante a une relation linéaire forte avec une autre. La règle arbitraire indique qu'une valeur du VIF plus grande que 10 indique une multi colinéarité forte (Yergeau & Poirier, 2013).

5.2.1.3 Méthode de construction du modèle

Pour procéder à la sélection des variables explicatives, nous avons utilisé une des méthodes d'entrée progressive : la méthode « pas à pas » qui est méthode itérative et une combinaison des méthodes « ascendante » et « descendante ». Dans cette méthode le modèle initial ne contient que la constante et sert de base de comparaison pour déterminer si l'ajout d'une variable contribue significativement à l'amélioration du modèle ou non. Le choix de la première variable est basé sur la corrélation la plus élevée avec la variable dépendante. Ensuite, pour

chaque nouvelle variable, la corrélation avec la variable dépendante est évaluée. Il ajoute la nouvelle variable si celle-ci apporte une contribution significative. La différence avec la méthode « ascendante » est que le processus vérifie aussi que la variable qui contribuait le moins au modèle précédent est toujours significative dans ce nouveau modèle. Sinon, il la retire du modèle.

5.2.1.4 Vérification de la validité du modèle

Analyse de variance

La première étape est de vérifier si le modèle est significatif c'est-à-dire si les variables explicatives permettent d'expliquer plus de variabilité de la variable dépendante qu'un modèle sans variables explicatives. Ceci est fait avec une analyse de variance ANOVA avec un seuil de signification de 5% ($p < 0,05$).

Évaluation de l'ajustement du modèle de régression aux données

Dans SPSS, un tableau récapitulatif des modèles est fourni et permet d'indiquer le coefficient de corrélation multiple, ou coefficient de détermination, noté R^2 . Ce coefficient représente la proportion de la variance totale de la variable dépendante qui peut être expliquée par les variables explicatives du modèle. Lorsqu'il est multiplié par 100, R^2 indique le pourcentage de variabilité de la variable dépendante expliquée par le modèle.

Ce tableau nous renseigne aussi sur le test de Durbin-Watson qui permet de vérifier la prémisse 7 sur l'indépendance des résidus. Une valeur de 2 indique une absence de corrélation, une valeur inférieure à 2 une corrélation positive et plus de 2, une corrélation négative. Les valeurs résiduelles ne doivent pas être corrélées entre les individus. La règle arbitraire est donc que le résultat du test de Durbin-Watson ne doit pas être inférieur à 1 ou supérieur à 3.

Vérification des valeurs extrêmes

L'une des dernières étapes pour valider le modèle consiste à diagnostiquer les valeurs extrêmes qui pourraient influencer le modèle de régression. En effet, ces valeurs extrêmes peuvent faire varier les coefficients de régression qui sont alors mal prédits par le modèle. Ces valeurs ex-

trêmes sont associées à des résidus importants ce qui permet de les repérer. Il est correct d'avoir des valeurs extrêmes mais il est recommandé de ne pas avoir :

- de valeur résiduelle standardisée de plus de 3,29 (ou moins de -3,29);
- plus de 1% de résidu standardisé de plus de 2,58 (ou moins de -2,58);
- plus de 5% de résidu standardisé ayant une valeur de plus de 1,96 (ou moins de -1,96).

Vérification de la distribution normale des résidus

La qualité du modèle se vérifie surtout par la vérification des prémisses de la normalité de distribution des résidus ainsi que l'homogénéité de leur variance. Ceci peut se vérifier avec un test de normalité et visuellement avec une courbe représentant la distribution des résidus standardisés et un graphique de dispersion des résidus standardisés.

5.2.1.5 Évaluation des paramètres du modèle

Une fois que le modèle est reconnu valide et significatif et qu'il explique au mieux la variabilité de la variable dépendante, il faut regarder les coefficients de régression afin de construire l'équation du modèle et prédire la valeur de la variable dépendante. Les coefficients sont fournis dans un tableau et sont considérés significatifs à un seuil de 5% ($p < 0,05$). Le sens du coefficient indique le sens de la relation et sa valeur indique le degré avec lequel la variable explicative affecte la variable dépendante. Si le signe du coefficient est le signe "-" alors la variable indépendante associée influencera le Score de Constant ajusté négativement.

5.2.2 Résultats

L'analyse de régression a été effectuée sur les données des 52 sujets pathologiques qui ont été décrites dans le chapitre 3.

Le résultat de l'analyse de variance ANOVA permet de rejeter l'hypothèse nulle ($p < 0,001$). Il est alors possible d'affirmer que le modèle est significatif. Il explique mieux la variable dépendante grâce aux variables indépendantes avec moins de 0,1% de risque de se tromper.

Les paramètres ressortant significativement influents dans le modèle sont au nombre de 5 et sont présentés dans le Tableau 5.3. La Constante β_0 prend la valeur de 167,43.

Tableau 5.3 Paramètres significatifs et leurs coefficients

X_k	Paramètres	coeff β_i	coeff. stand.	Sig (p-value)	Variation de R^2	Sig var R^2
X_1	Extension SE	-4,3	-0,52	0,000	0,167	0,003
X_2	DistGTDI	-1,0	-0,49	0,000	0,079	0,028
X_3	OffsetTHG	1,3	0,26	0,035	0,065	0,038
X_4	VG	11	0,31	0,015	0,0563	0,046
X_5	DSA	-1,8	-0,27	0,026	0,066	0,026

Le coefficient de détermination de ce modèle est $R^2 = 0,433$ ce qui signifie que 43,3% de la variabilité de la variable dépendante est expliqué par les 5 paramètres significatifs. Les deux dernières colonnes du Tableau 5.3 décrivent la variation du R^2 et sa valeur de signification pour chaque paramètre. Pour chaque variable, cette dernière est inférieure au seuil de signification $p = 0,05$. Ainsi, chaque paramètre contribue à l'amélioration de l'explication de la variable dépendante. La colonne **Variation de R^2** montre que l'extension explique 16,7% de la variabilité du Score de Constant ajusté, la distance GTDI en explique 7,9% et ainsi de suite.

Les premières colonnes du Tableau 5.3 renseignent sur les coefficients et leur valeur de signification statistique. Les coefficients sont premièrement donnés bruts (**coeff β_i**) puis ils sont standardisés (**coeff. stand.**) pour pouvoir les comparer entre eux sur leur poids dans l'équation du modèle. La colonne **Sig (p-value)** montre qu'ils sont tous au dessous du seuil $p = 0,05$. Pour les deux premiers paramètres, Extension SE et DistGTDI, il y a d'ailleurs 0% de risque de se tromper en disant qu'ils influent sur la variable dépendante. Par le signe des coefficients, on remarque que 3 paramètres ont un impact négatif sur le Score de Constant : l'Extension SE, la DistGTDI et la DSA. La colonne **coeff. stand.** nous permet de comparer le poids des paramètres. En effet, puisque les données ont été normalisées, il n'est pas nécessaire de se soucier des ordres de grandeurs des variables. L'Extension SE avec 0,52 va avoir un poids plus important sur le Score de Constant ajusté que la DSA avec 0,27.

5.2.2.1 Vérification de la validité du modèle

Après avoir vérifié que le modèle est significatif avec l'analyse de variance, l'analyse des résidus permet de vérifier la validité du modèle.

Le résultat du test de Durbin-Watson donne une valeur de 1,923. Cette valeur étant très proche de 2, elle nous permet de dire que nous respectons la prémisse 7 concernant l'indépendance des résidus.

Concernant la vérification des valeurs extrêmes des résidus, nous avons une seule observation avec un résidu important de valeur standardisée de -2,46. C'est seulement une observation avec une valeur résiduelle standardisée de moins de -1,96, ce qui fait moins que 5% de toutes les valeurs résiduelles. Les coefficients ne sont donc pas à risque d'être mal prédits à cause de cette valeur.

Pour vérifier la distribution normale des résidus, un test de Shapiro-Wilk a été effectué et avec $p = 0.856$, l'hypothèse de normalité est acceptée ($p > 0,05$). La Figure 5.1 montre la distribution des résidus standardisés et le tracé P-P normal ce qui permet de remarquer visuellement la normalité des résidus.

Sur la Figure 5.2 se trouve un graphique de dispersion des résidus. Cette figure montre que les résidus sont distribués aléatoirement et n'ont pas tendance à suivre une courbe, il n'y a pas de forme d'entonnoir, l'homogénéité des variances est donc respectée. Les deux conditions principales de validité du modèle sont respectées.

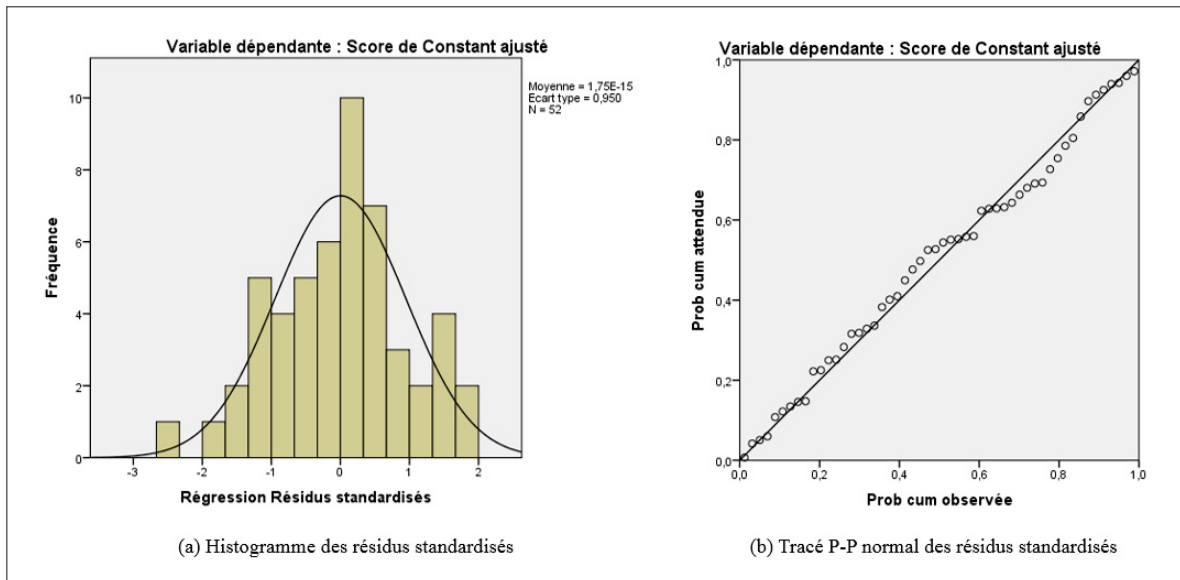


Figure 5.1 Examen visuel de la normalité des résidus

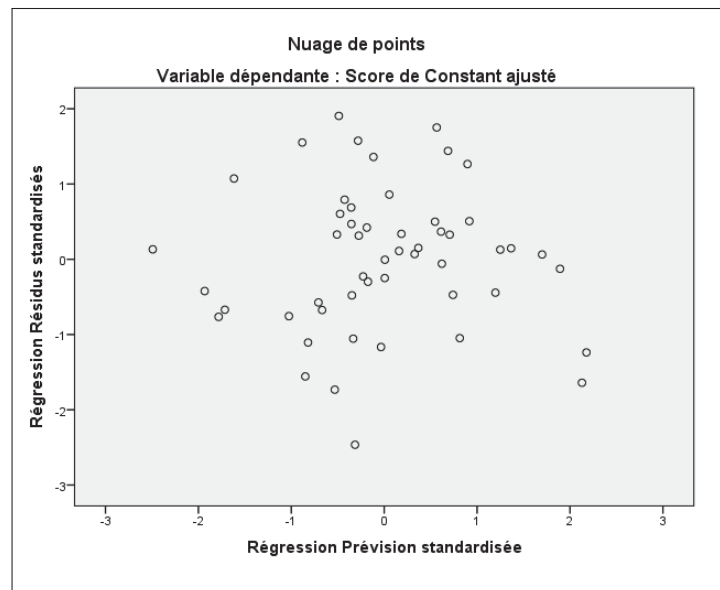


Figure 5.2 Distribution des résidus

5.2.3 Interprétation des résultats

Le modèle de régression proposé est significatif et explique la variation du Score de Constant ajusté à 43,3% avec 5 paramètres : l'extension du supra-épineux, la distance entre la grande

tubérosité et la tubérosité deltoïdienne, la distance entre la tête humérale et la glène, la version de la glène ainsi que la distance sous-acromiale.

On remarque qu'avec seulement le paramètre radiologique, nous expliquons seulement 16,7% de la variabilité du Score de Constant ajusté. Avec l'ajout des 4 paramètres morphologiques, on augmente le pourcentage d'explication de la variabilité du Score de Constant pour arriver à 43,3%. Ce résultat supporte notre hypothèse qui postulait que l'ajout de paramètres morphologiques à des paramètres radiologiques pourrait permettre de mieux expliquer le Score de Constant.

On peut maintenant reconstituer l'équation du modèle de régression avec les coefficients β_i comme le montre l'équation 5.2.

$$Y = 167,43 + (-4,3)*X_1 + (-1,0)*X_2 + 1,3*X_3 + 11*X_4 + (-1,8)*X_5 + \varepsilon \quad (5.2)$$

Avec,

- X_1 correspondant à l'ExtensionSE;
- X_2 correspondant à la distance GTDI (voir Figure 5.3);
- X_3 correspondant à l'offsetTHG (voir Figure 5.3);
- X_4 correspondant à la version de la glène (VG) (voir Figure 5.4);
- X_5 correspondant à la DSA (voir Figure 5.4).

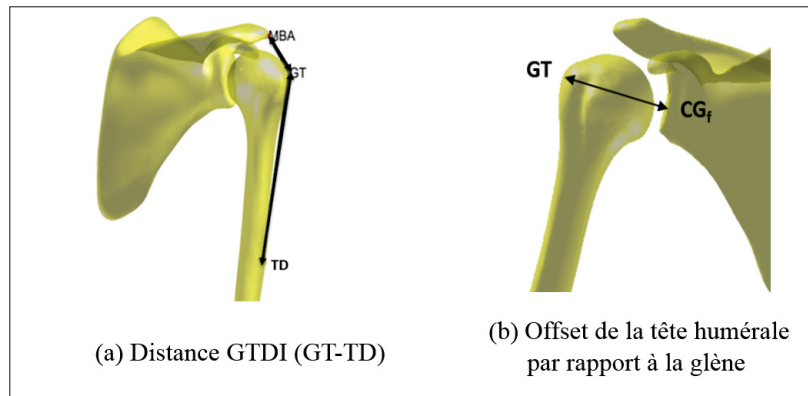


Figure 5.3 Mesure de (a) la DistGTDI et de (b) l'OffsetTHG

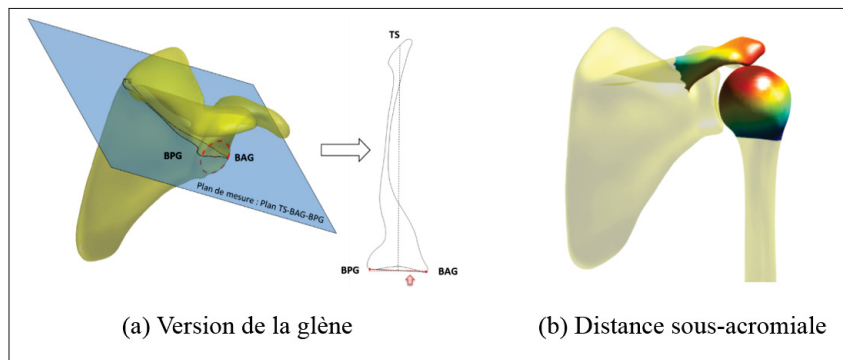


Figure 5.4 Mesure de (a) l'angle VG et de (b) la DSA

Les résultats décrits dans le Tableau 5.3 nous indiquent que lorsque l'offset entre la tête humérale et la glène et la version de la glène augmentent alors le Score de Constant ajusté augmente. Ainsi une glène plus anteversée serait synonyme d'un meilleur Score de Constant ajusté. Dans la littérature, on ne trouve pas d'association similaire mais d'après Tètreault *et al.* (2004) une antéversion serait associée à des ruptures postérieures donc des ruptures du supra- ou infra-épineux en particulier. Il se pourrait qu'une rupture postérieure entraîne un Score de Constant ajusté meilleur qu'une rupture antérieure. Nous n'avons pas d'hypothèse d'explication sur ce sujet.

À notre connaissance, l'offset entre la tête humérale et la glène n'a pas encore été relié au Score de Constant. En revanche, d'après Iannotti *et al.* (1992) ce serait une mesure qui aurait un effet sur le deltoïde et le bras de levier des moments des muscles de la coiffe des rotateurs et qui pourrait donc influencer le mécanisme et la force de l'épaule. Selon nous, plus l'offset est grand, plus la grande tubérosité est loin de la glène et donc plus le deltoïde aurait un grand bras de levier. De cette manière, le deltoïde aurait plus de force pour prendre en charge le mouvement de l'épaule de façon à compenser la mauvaise fonction des muscles de la coiffe des rotateurs ce qui permettrait un meilleur Score de Constant ajusté.

Au contraire, les résultats de l'analyse de régression démontrent que lorsque l'Extension SE, la DSA et la distance GTDI augmentent alors le Score de Constant ajusté diminue.

Il n'était pas attendu que l'Extension SE fasse diminuer le Score de Constant si l'on en croit l'étude de Nové-Josserand *et al.* (2016) avec 36 patients. Pourtant, cela ne paraît pas aberrant que si la taille de rupture est plus large, il y a alors plus de fibres musculaires endommagées et le muscle peut donc être moins performant.

Notre modèle prédit qu'une DSA plus grande détériore le Score de Constant. Ce résultat est assez étonnant, car dans la littérature il y a plutôt une tendance à dire qu'un petit espace sous-acromial est associé à un Score de Constant faible (Ellman *et al.*, 1986; Vaz *et al.*, 2000) et qu'un espace sous-acromial qui s'agrandit permet une augmentation du Score de Constant (Deranlot *et al.*, 2017). Mais comme précisé dans la revue de littérature, il faut garder en tête qu'un petit espace acromial n'est pas forcément la cause d'une compression du supra-épineux mais plutôt la conséquence d'une rupture du supra-épineux et de la migration de la tête humérale vers le haut. Notre hypothèse serait que lorsque la DSA est déjà faible, lors de l'élévation du bras, le muscle deltoïde n'aurait pas à utiliser de force musculaire pour élever la tête humérale avant de devoir faire la rotation de la tête humérale (voir Figure 5.5.(a)). Si la DSA est plus grande, alors le deltoïde utiliserait une partie de sa force pour faire migrer la tête humérale vers le haut jusqu'à abutement contre l'acromion avant de pouvoir amorcer la rotation (voir Figure

5.5.(b)). Une DSA plus grande provoquerait alors moins de mouvements possibles du bras et donc un moins bon niveau fonctionnel.

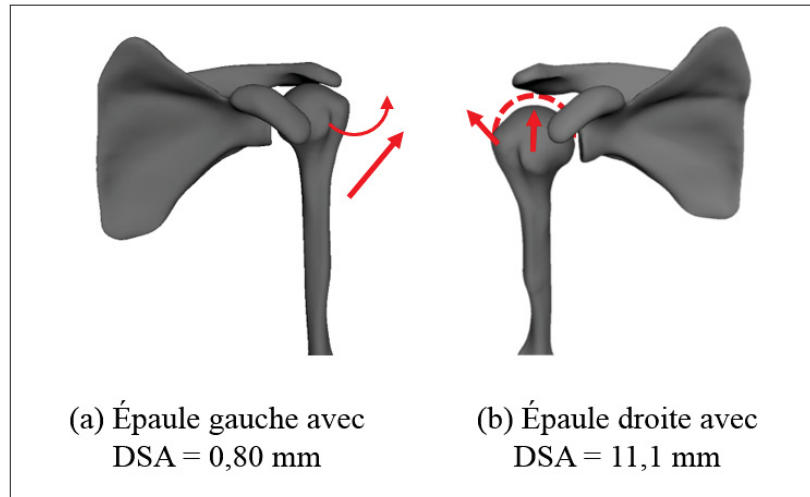


Figure 5.5 Schéma de l'hypothèse de l'influence de la DSA

Notre modèle prédit qu'une distance GTDI qui augmente fait diminuer le Score de Constant ajusté. À notre connaissance, l'influence de la distance GTDI sur le niveau fonctionnel n'a pas encore été étudiée dans la littérature. La distance GTDI représente le trajet du deltoïde de la grande tubérosité de la tête humérale à la tubérosité deltoïdienne où les 3 faisceaux du muscle finissent par venir s'insérer. Nous n'avons pas d'hypothèse pour expliquer le fait qu'une plus grande distance détériorerait le niveau fonctionnel de l'épaule. La prochaine étape serait de combiner la distance GTDI avec la distance AcroGT afin d'avoir la trajectoire complète du muscle du deltoïde et d'inclure ce nouveau paramètre dans une nouvelle analyse de régression.

5.3 Conclusion

La première section de ce chapitre nous a permis de confirmer qu'aucun paramètre de notre base de données ne corrèle fortement avec le Score de Constant. Dans la deuxième partie nous avons construit un modèle de régression permettant de prédire 43,3% de la variabilité du Score de Constant avec 5 paramètres : 1 paramètre radiologique et 4 paramètres morphologiques. Tandis que lorsque seulement des paramètres radiologiques sont pris en compte, le modèle de

régression ne prédit que 16,7% du Score de Constant. Ceci soutient notre hypothèse qui supposait qu'une combinaison de paramètres radiologiques et morphologiques pourraient mieux expliquer le niveau fonctionnel de l'épaule d'un patient avec rupture de coiffe.

L'angle critique de l'épaule (CSA) n'apparaît pas dans les paramètres significatifs alors qu'il est reconnu dans la littérature qu'un CSA $> 35^\circ$ est associé aux ruptures de coiffe et qu'il apparaissait comme significativement différent entre notre cohorte pathologique et notre cohorte asymptomatique dans le chapitre 4. Il semblerait que l'angle critique de l'épaule soit un paramètre prédictif de la pathologie mais pas du niveau fonctionnel.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Discussions et conclusions

L'objectif principal de ce projet était de prédire le niveau fonctionnel de l'épaule avec un ensemble de paramètres radiologiques et morphologiques.

Nous avons tout d'abord créé un protocole de qualification à la méthode de reconstruction 3D à partir d'images radiographiques biplanes et base dose développée au LIO, ÉTS. Cette méthode permet de reconstruire des modèles personnalisés d'épaule en 3D et de calculer automatiquement des paramètres morphologiques à partir de deux radiographies basse dose. Nous avons démontré avec trois opérateurs que cette méthode de reconstruction 3D est reproductible et nous donne des paramètres fiables et proches de ce que l'on trouve dans la littérature. Toutefois, cette méthode est semi-automatique et pourrait gagner à nécessiter moins d'ajustements manuels de la part de l'opérateur. Il serait aussi intéressant d'ajouter le calcul de paramètres concernant la forme de l'acromion. Enfin, la précision de la méthode pourrait être améliorée en ajoutant des vues supplémentaires ce qui serait possible étant donné la faible dose de rayonnement émise par le système EOS.

Nous avons pu identifier des paramètres radiologiques et morphologiques pertinents à ajouter à un modèle de régression linéaire. Nous avons ensuite créé un modèle de régression linéaire valide et significatif qui permet de prédire 43,3% de la variabilité du Score de Constant ajusté à l'aide d'un paramètre radiologique et quatre paramètres morphologiques combinés : l'extension du supra-épineux, la distance entre la grosse tubérosité de l'humérus et la tubérosité deltoïdienne, la distance entre la grande tubérosité et le centre de la glène, la distance sous-acromiale et l'angle de version de la glène. Ces paramètres morphologiques ont été calculés avec la méthode de reconstruction 3D et lors de l'étude de fiabilité sur ces paramètres (voir Tableau 1.7), la DSA et l'angle VG ont une fiabilité acceptable et même élevée alors que l'Off-

setTHG a une justesse moyenne et la DistGTDI une reproductibilité moyenne. Il faut alors garder en tête que ce modèle de régression linéaire a été créé avec des paramètres à fiabilités variables.

Nous démontrons aussi que des paramètres qui individuellement ne sont pas fortement associés au Score de Constant ajusté doivent être combinés à d'autres pour expliquer le niveau fonctionnel. C'est la première fois, à notre connaissance, qu'une analyse morpho-fonctionnelle est réalisée et que des paramètres radiologiques et morphologiques sont combinés pour expliquer le niveau fonctionnel de l'épaule. Pour confirmer la pertinence du modèle il serait pertinent de faire une étude avec un suivi des patients à long terme.

Une des limites de ce projet concerne l'utilisation du Score de Constant. En effet, il est aujourd'hui surtout utilisé pour évaluer l'évaluation du niveau fonctionnel de l'épaule avant et après une chirurgie réparatrice et non pas pour quantifier le niveau fonctionnel d'une épaule à un instant précis. Il n'existe donc pas de valeurs seuils pour dire si une fonction est bonne ou mauvaise. Or, à long terme, nous aimerions que notre modèle de régression devienne un modèle prédictif du Score de Constant. De cette manière, les cliniciens pourraient l'utiliser pour savoir si le niveau fonctionnel d'un patient risque de s'aggraver et donc s'il est urgent de l'opérer. Il serait donc utile de pouvoir proposer des valeurs seuils de ce score. Cela nécessiterait néanmoins une étude supplémentaire.

Recommandations

Il serait intéressant d'intégrer de nouveaux paramètres à l'analyse de régression. Notamment la longueur de l'acromion qui d'après la littérature pourrait fortement jouer sur l'amplitude des mouvements (Humphries *et al.*, 2017). Le type d'acromion semble aussi être un paramètre intéressant puisque plusieurs études associent un acromion de type III avec la pathologie de rupture de coiffe (Bigliani, 1986; Mohamed & Abo-Sheisha, 2014). En revanche, dans notre

base de données il n'y avait pas assez de diversité au niveau des types d'acromion et très peu de type III donc ce paramètre n'a pas pu être testé.

Il paraîtrait aussi important de prendre en compte, en plus de la morphologie osseuse, le niveau musculaire du deltoïde et des muscles de la coiffe des rotateurs. L'atrophie et l'infiltration graisseuse permettent déjà d'évaluer leur dégénérescence mais il pourrait aussi être intéressant d'avoir leurs patterns d'activation chez un patient atteint de rupture transfixiante du supra-épineux.

Concernant l'analyse de régression, il pourrait être intéressant de savoir sur quelles parties du Score de Constant les paramètres influent le plus : douleur, force, mobilité ou niveau d'activités quotidienne par exemple. Il faudrait alors tester ces variables comme variables indépendantes. La prochaine étape serait d'essayer des modèles non-linéaires (exponentiels ou logarithmiques par exemple) afin de tester si le Score de Constant ajusté serait associé à des paramètres de façon non-linéaire. Ceci pourrait potentiellement améliorer le coefficient de détermination R^2 et donc le pourcentage d'explication de la variabilité du Score de Constant.

Aussi, pour l'instant, le modèle de régression indique que les paramètres expliquent la variabilité du Score de Constant mais il n'y a pas de relation de cause à effet. Il serait intéressant de le faire évoluer en un modèle prédictif. Pour cela, il faudrait rappeler les sujets de la base de données afin de refaire les mesures et de tester la prédiction du modèle.

Communication scientifique des résultats

Ce travail a fait l'objet de deux présentations lors de conférences scientifiques :

1. Présentation orale lors de la « 38^{ème} journée de la recherche du POES et de la division d'orthopédie de l'Université de Montréal »

Le résumé de conférence présenté est disponible en annexe III ;

2. Présentation par affiche lors du congrès international CARS 2018 à Berlin, Allemagne

Le résumé de conférence présenté est disponible en annexe IV.

Ce travail a aussi été accepté au congrès international SECEC2018 à Genève, Suisse et fera l'objet d'une présentation par affiche. Le résumé de conférence accepté est disponible en annexe V.

Retombées

Des discussions sont en cours avec la société EOS Imaging à propos du transfert de connaissances sur la méthode de qualification présentée au chapitre 3. Ceci pourrait aider la société EOS Imaging à former des personnes sur les méthodes de reconstructions à partir d'images EOS biplanes.

ANNEXE I

FORMULAIRE DU SCORE DE CONSTANT

ClicCours.com

Score de Constant

D'après Constant CR, Murley AHG. *A clinical method of functional assessment of the shoulder*. Clin Orthop Relat Res 1987;(214):160-4. Traduction de M. Dougados, avec son aimable autorisation.

► Fiche de recueil des résultats

Nom :		Date :			
Prénom :		Médecin traitant :			
Date de naissance :		Médecin prescripteur :			
Date			Début	Milieu	Fin
Douleur (total sur 15 points)	A. Échelle verbale 0 = intolérable 5 = moyenne 10 = modérée 15 = aucune				
	B. Échelle algométrique Soustraire le chiffre obtenu du nombre 15 0 _____ 15 Absence de douleur _____ douleur sévère				
	Total	A + B / 2 (/15)			
Niveau d'activités quotidiennes (total sur 10 points)	Activités professionnelles/ occupationnelles	travail impossible ou non repris 0 point gêne importante 1 point gêne moyenne 2 points gêne modérée 3 points aucune gêne 4 points			
	Activités de loisirs	impossible 0 point ; gêne modérée 3 points gêne importante 1 point ; aucune gêne 4 points gêne moyenne 2 points			
	Gêne dans le sommeil exemple : aux changements de position	douleurs insomniantes 0 point gêne modérée 1 point aucune gêne 2 points			
Niveau de travail avec la main (total sur 10 points)	À quelle hauteur le patient peut-il utiliser sa main sans douleur et avec une force suffisante ?	taille 2 points ; cou 6 points xiphoïde 4 points ; tête 8 points au dessus de la tête 10 points			
Mobilité (total sur 40 points)	Antépulsion (total / 10)	0°-30° 0 point 91°-120° 6 points 31°-60° 2 points 121°-150° 8 points 61°-90° 4 points >150° 10 points			
	Abduction (total / 10)	0°-30° 0 point 91°-120° 6 points 31°-60° 2 points 121°-150° 8 points 61°-90° 4 points < 150° 10 points			
	Rotation latérale (total / 10)	main derrière la tête, coude en avant 2 points main derrière la tête, coude en arrière 4 points main sur la tête, coude en avant 6 points main sur la tête, coude en arrière 8 points élévation complète depuis le sommet de la tête 10 points			
	Rotation médiale (total / 10)	dos de la main niveau fesse 2 points dos de la main niveau sacrum 4 points dos de la main niveau L3 6 points dos de la main niveau T12 8 points dos de la main niveau T7-T8 10 points			
	Force musculaire (total sur 25 points)	Abduction isométrique (élévation antéro-latérale de 90° dans le plan de l'omoplate)	si 90° n'est pas atteint en actif 0 point si maintien de 5 s, par 500g 1 point		
Total (total sur 100 points)	Valeur absolue (en points/100)				
	Valeur pondérée (%)				

Tableau 1 : Valeur fonctionnelle normale de l'épaule selon l'indice de Constant en fonction de l'âge et du sexe .

Âge	Hommes			Femmes		
	Droit	Gauche	Moyenne	Droit	Gauche	Moyenne
21/30	97	99	98	98	96	97
31/40	97	90	93	90	91	90
41/50	86	96	92	85	78	80
51/60	94	87	90	75	71	73
61/70	83	83	83	70	61	70
71/80	76	73	75	71	64	69
81/90	70	61	66	65	64	64
91/100	60	54	56	58	50	52

ANNEXE II

MANUEL D'UTILISATION POUR LA MÉTHODE DE RECONSTRUCTION 3D DE L'ÉPAULE

Manuel d'utilisation pour
Méthode de reconstruction EOS de l'épaule
Version 2.0

Rédigé par : Cheng Zhang

Revu par : Clarisse Bascans

Version du manuel du 04.05.2017

Logiciels demandés :

Matlab 2014 + IdefX version IdefXEpauleCheng

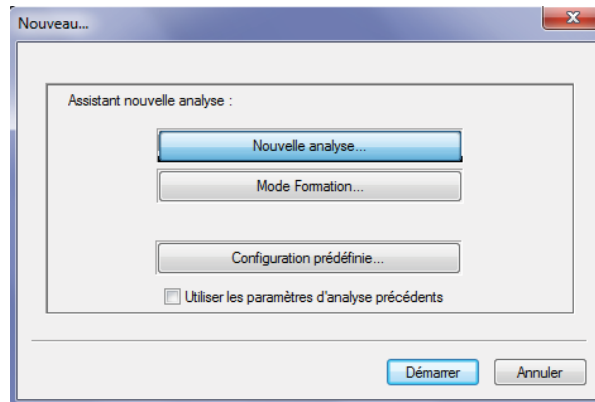
Fichiers demandés :

Test.o2 qui contient les contours à choisir

Toolbox malab : MatlabX, reconstruitScpHmrsEOS.git

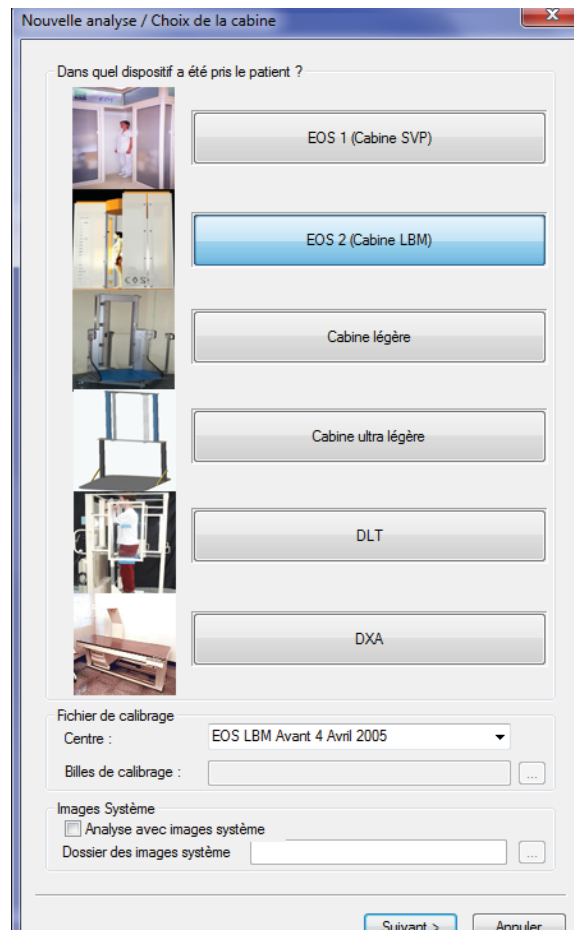
1. Commencer une nouvelle analyse

Fichier → Nouveau → Nouvelle analyse → Démarrer



Choix de la cabine : EOS2 (Cabine LBM)

Choix du centre : EOS LBM Avril 2005

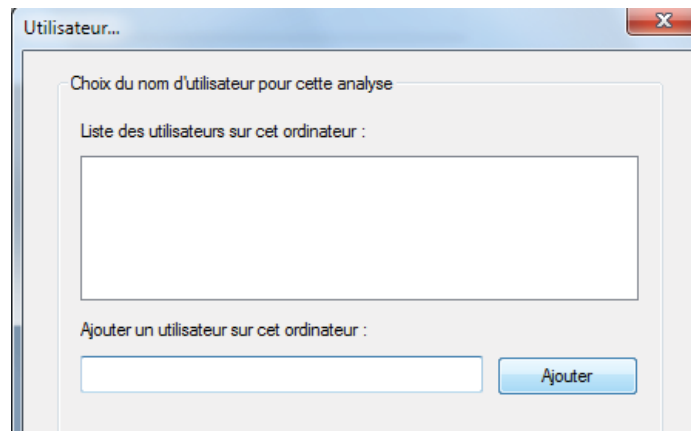


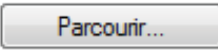
→ Suivant

Choix de Structures : Épaule : MS001

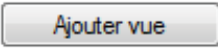
Gamme personnalisée : choisir dans le chemin local où se trouve le fichier « Test.o2» (Possibilité de le trouver dans reconstruitScpHmrsEOS.git)

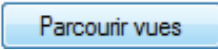
→ **Ajouter un utilisateur** → **Saisir les initiales** → **terminer**

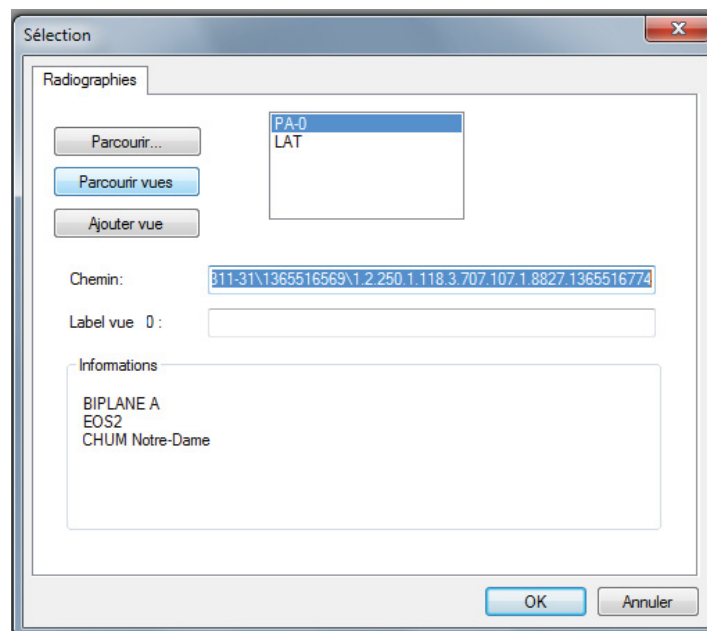


Choix de l'image : Double cliquer / appuyer sur  , choisir la première image à utiliser.

Ajouter d'autres vues (actuellement il n'y a pas de programme matlab qui permet d'analyser d'autres vues pour la méthode V2) : Soit vous pouvez ajouter les vues

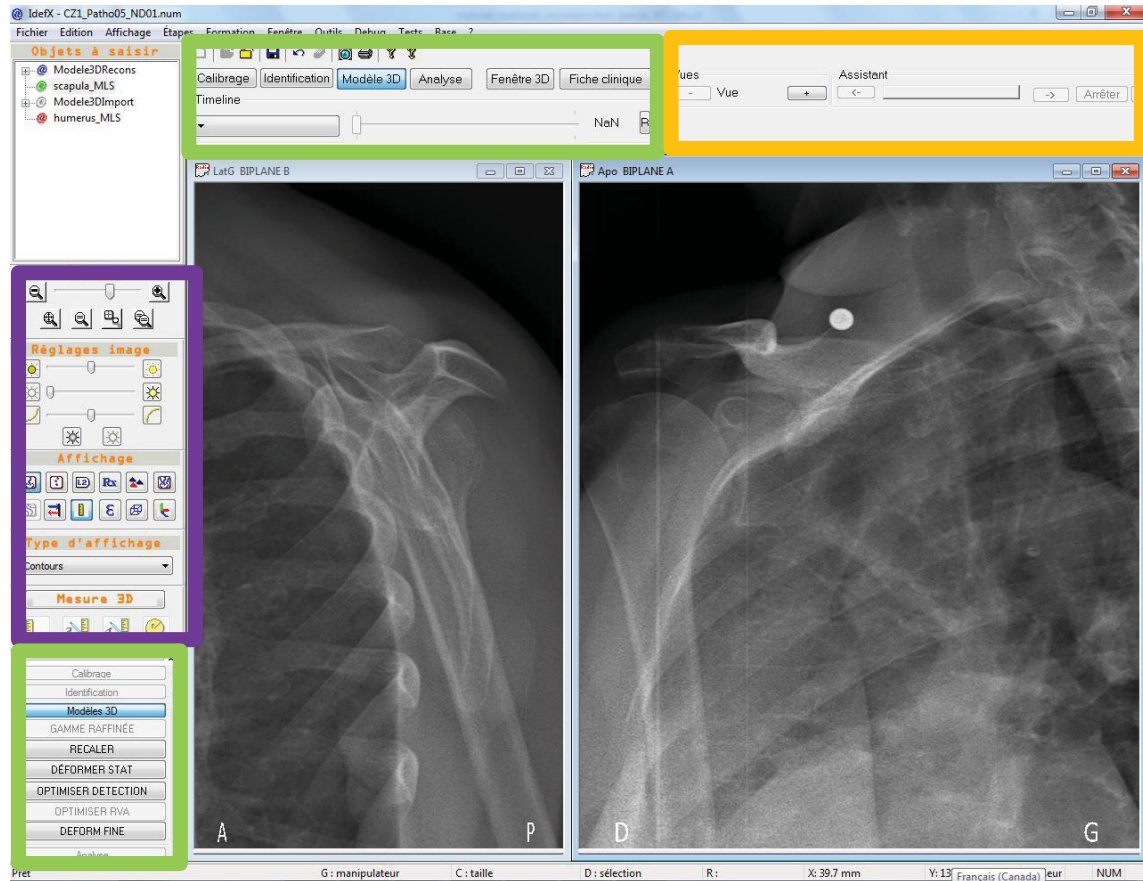
manuellement en appuyant sur:  puis faire parcourir pour chaque image. Sinon, vous pouvez chercher les images associées automatiquement en

appuyant sur  . Puis appuyer sur « **OK** »



2. Faire une reconstruction

Une fois le choix des images terminé, le logiciel ouvre deux fenêtres avec l'image de face et de profil. Les outils de reconstruction se situent à gauche, les différentes étapes en haut et pareil en bas à gauche de la fenêtre.



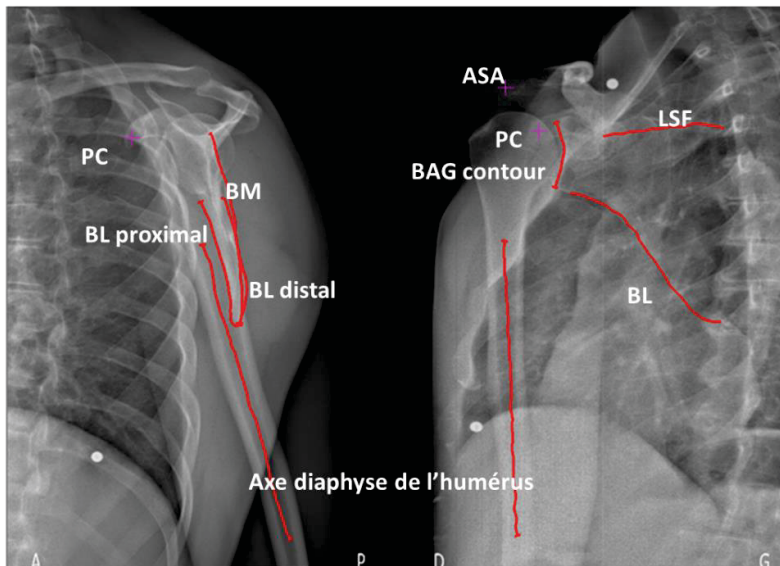
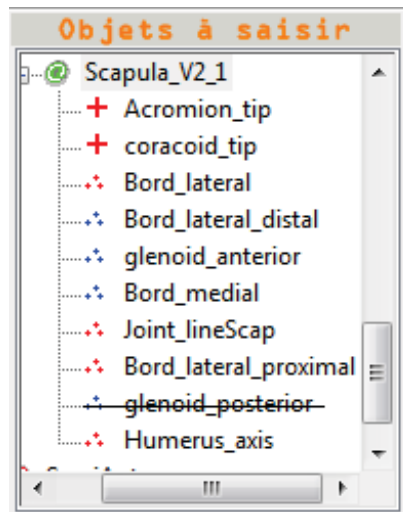
3. Savoir le côté ciblé : la vue de face est à droite pour une épaule droite, et à gauche pour une épaule gauche.

Épaule Droite (plupart des cas)

Épaule Gauche



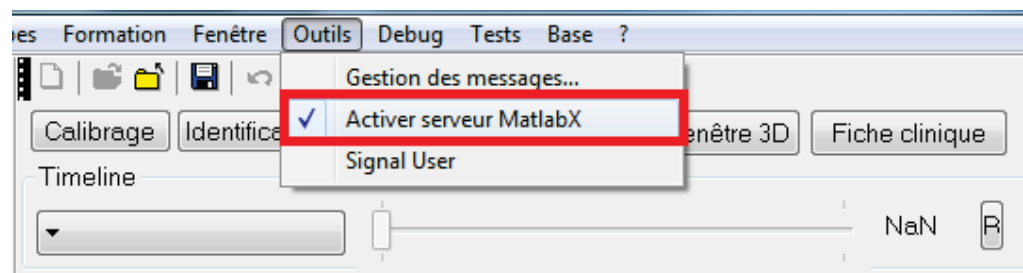
4. Identification : Saisir les contours



Contours :
BL : Bord Latéral
BM : Bord Médial
LSF : ligne inférieure de la fosse sus-épineuse
BAG contour : Le contour de la bordure antérieure de la glène

Points anatomiques :
PC : Pointe coracoïde
ASA : Point antéro-supérieur de l'acromion

5. Activer l'interface matlab :



6. Préparer le modèle moyen par les codes matlab:

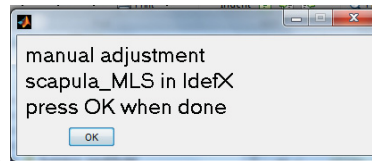
Lancer la première partie (avant la partie **%> START RECONSTRUCTION**) du programme matlab *main_recon_separatedSH.m* :

7. choisir les paramètres et lancer la fonction pour la reconstruction :

% apply reconstruction DROITE Si c'est une épaule droite ciblée

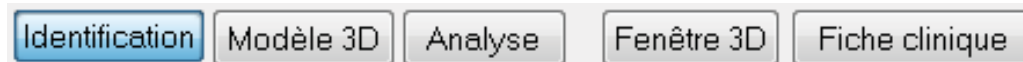
% apply reconstruction GAUCHE Si c'est une épaule gauche ciblée

8. modification manuelle de la scapula



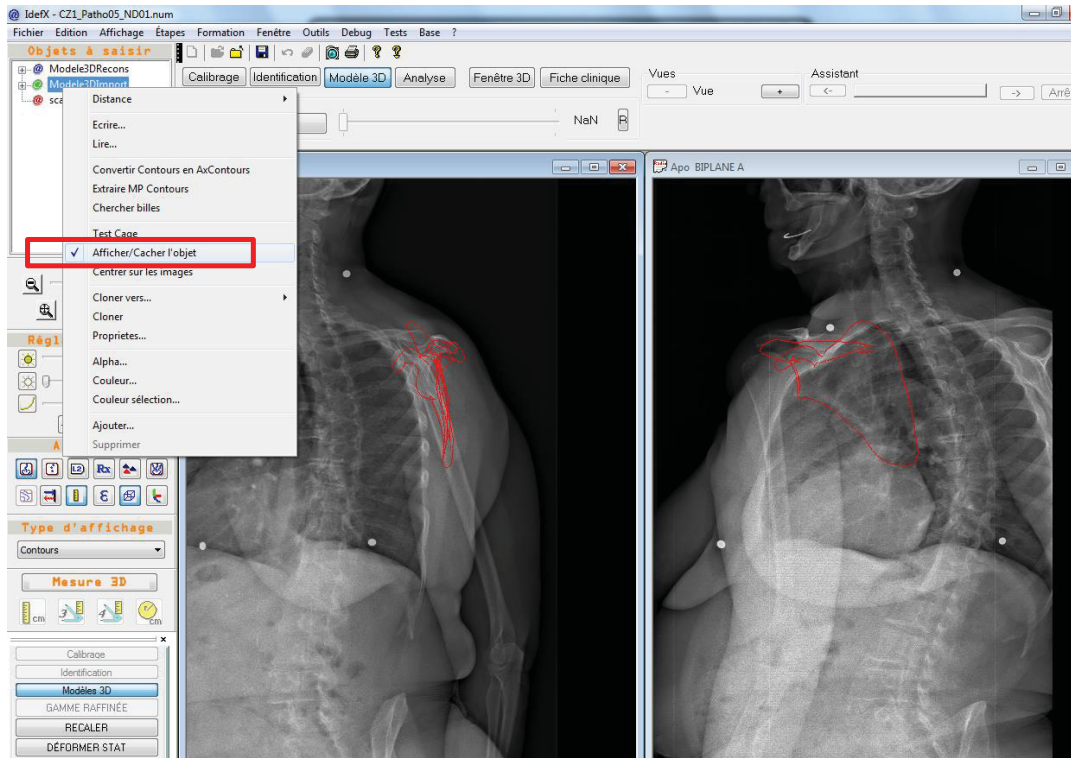
Une fois le modèle calculé dans Matlab, cette annonce s'affiche Il faut alors retourner dans IdefX.

Dans IdefX, passez dans le mode **Modèle 3D** (étape suivante après l'identification) pour visualiser le modèle importé et directement ajuster les contours dans IdefX.



!!! Parfois ce bouton n'est pas activé. Pour l'activer, il faut construire la scapula avec la méthode de PY Lagacé : choisir simplement **Scap_D/ _G** et puis le **point TS** dans la liste **EPAULE**.

Une fois passé en **modèle 3D**, en haut à gauche, différents modèles sont affichés. Pour pouvoir bien visualiser le modèle, il faut cacher les autres : **Modèle3DRecon** et **Modèle3DImport**, en cliquant à droite et en choisissant 'Afficher/Cacher l'objet'



Les différents modèles correspondent à :

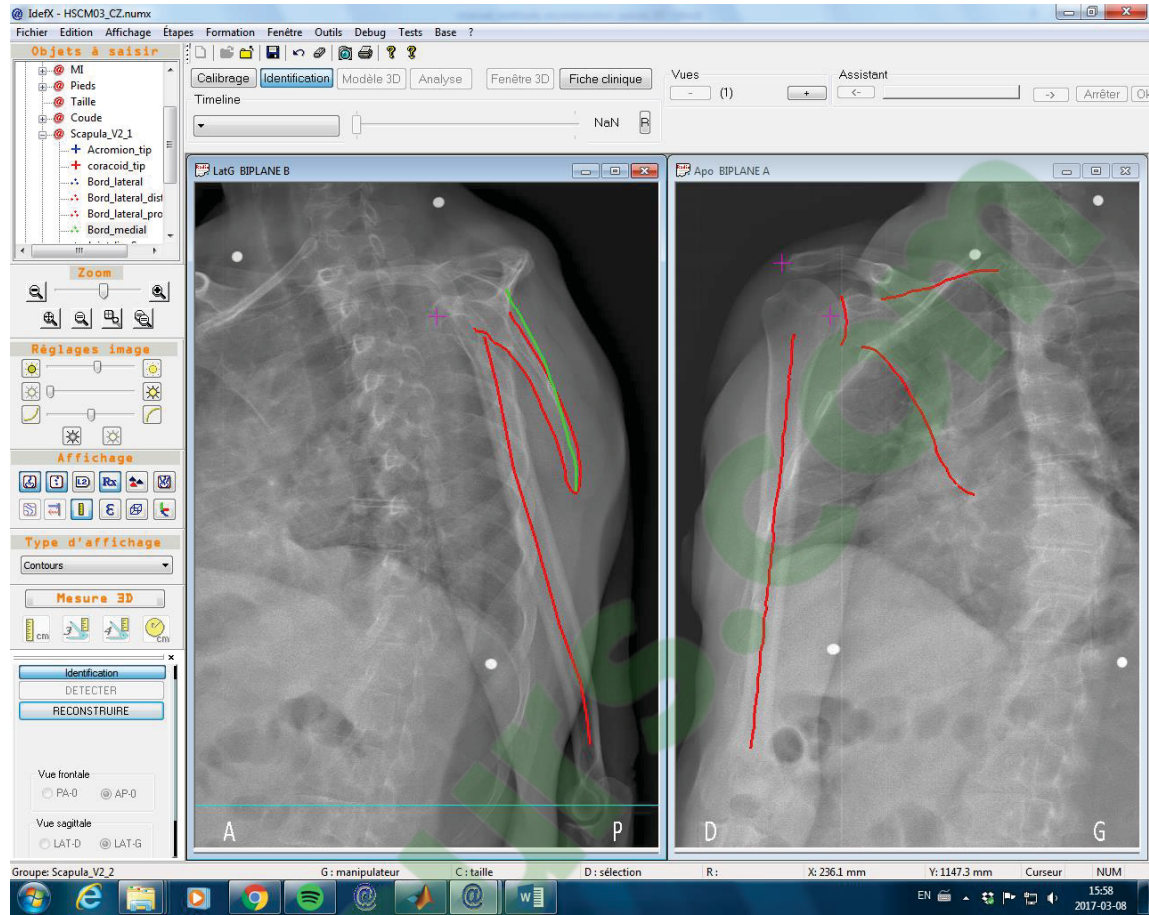
	<p>Modèle3DRecons : Modèle reconstruit dans IdefX</p> <p>Modèle3DImport : Modèle importé de Matlab</p> <p>Autres : Modèle paramétrique importé de Matlab</p>
--	--

9. Déformation manuelle et anatomie de la scapula

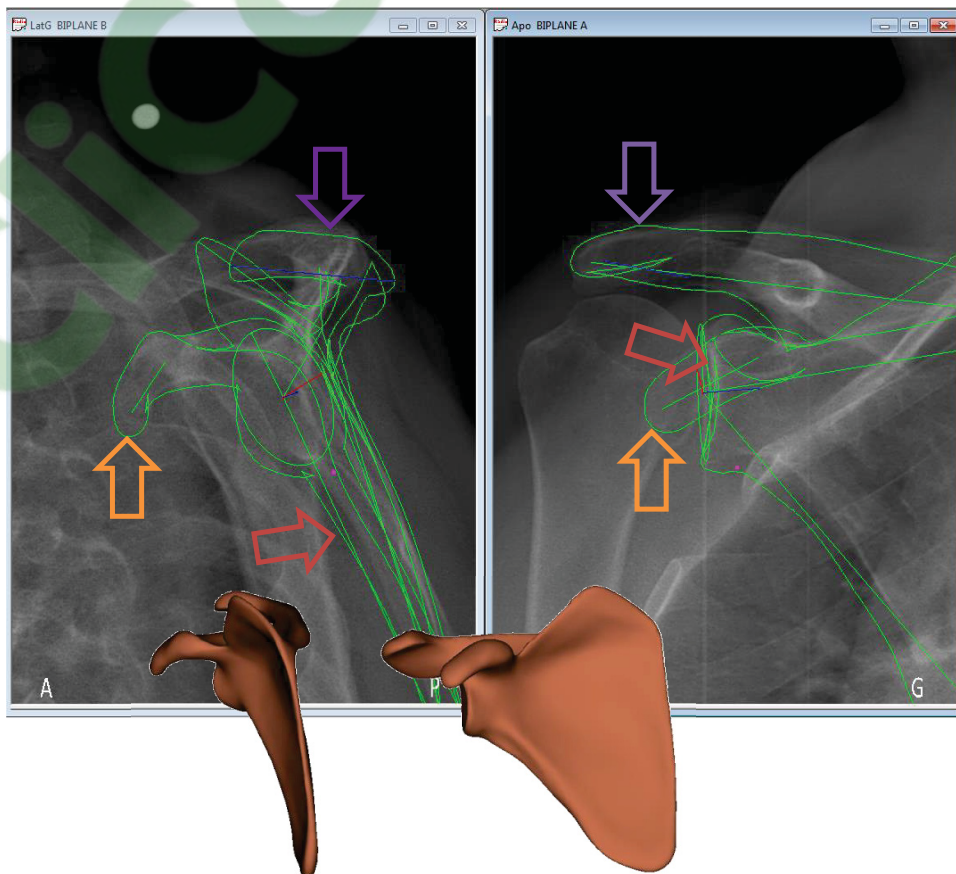
Pendant la reconstruction, il est possible de visualiser le modèle dans **Fenêtre 3D**.

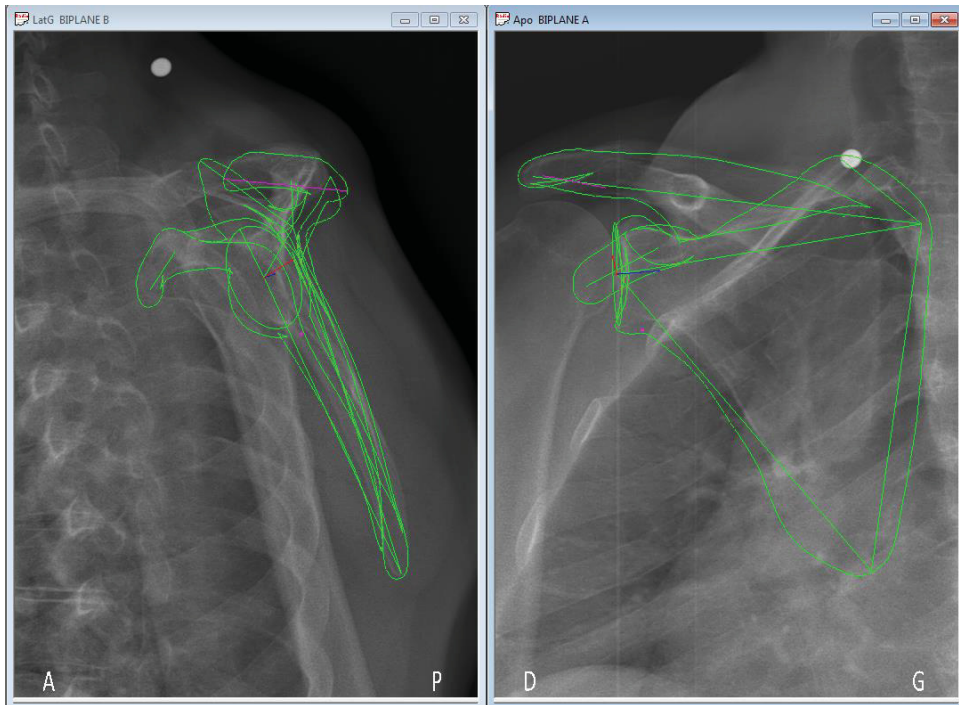
Exemple Sujet HSCM03 (épaule droite):

Contours :



Modèle paramétrique :





Les parties ayant peut-être besoin d'être ajustées sont:

La coracoïde

L'acromion : Conseil -> commencer par l'axe long, puis l'axe court

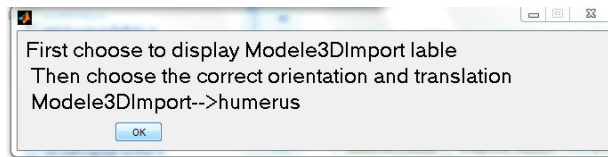
La glène : Conseil -> En vue de face : bouger le minimum possible. En vue de profil : elle n'est pas visible (cachée par la tête humérale), il faut juste ajuster par rapport au bord latéral.

Exemple 2 sujet ND01

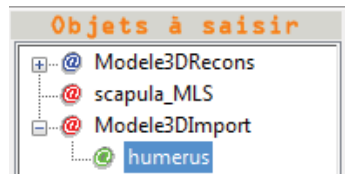


10. Reconstruction de l'humérus (+ rappel d'anatomie)

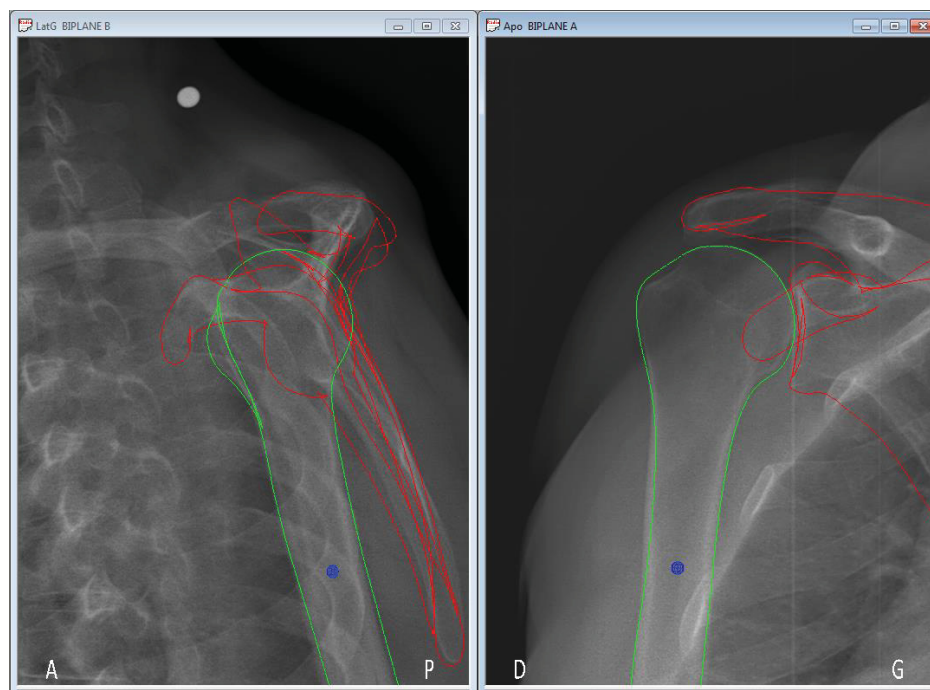
Étape 1 : déplacement rigide

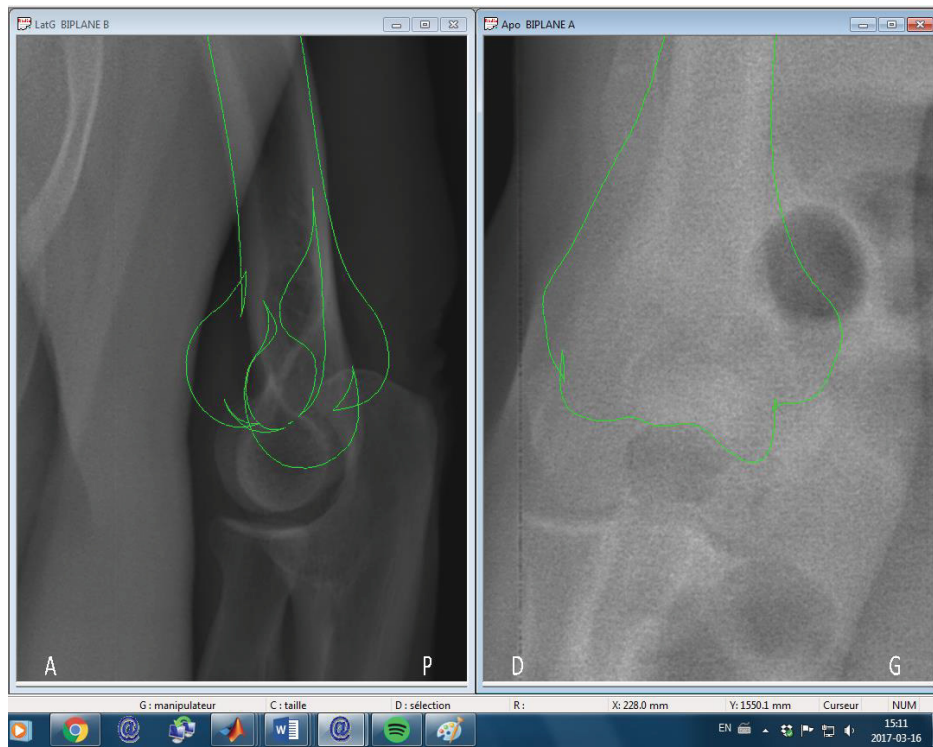


Selon cette indication, choisir le modèle importé dans IdefX



et ensuite déplacer le modèle





Si le modèle ne convient pas au niveau de la longueur et la largeur de la tête humérale, notez que la tête est prioritaire.

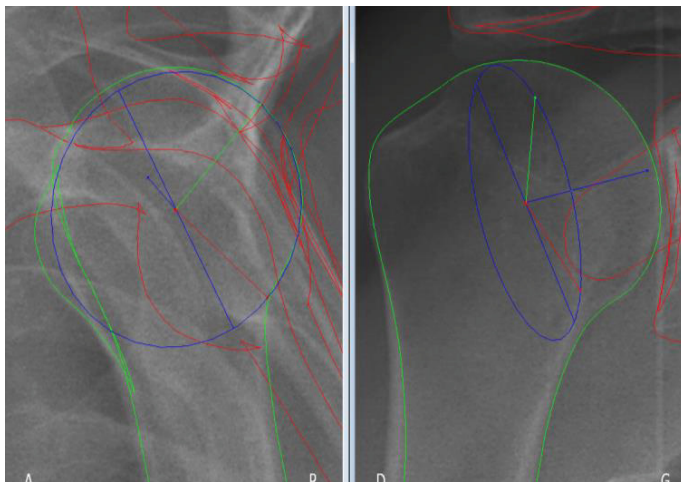
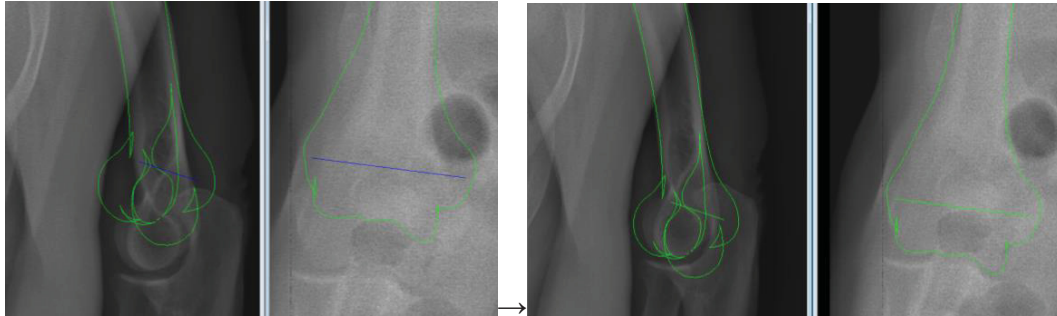
Étape 2 : déformation globale puis locale avec les tubercules :

```
manual adjustment humerus_MLS  
Adjust deltTub  
greaterTubercle  
lesserTubercle  
Only at the end
```

OK

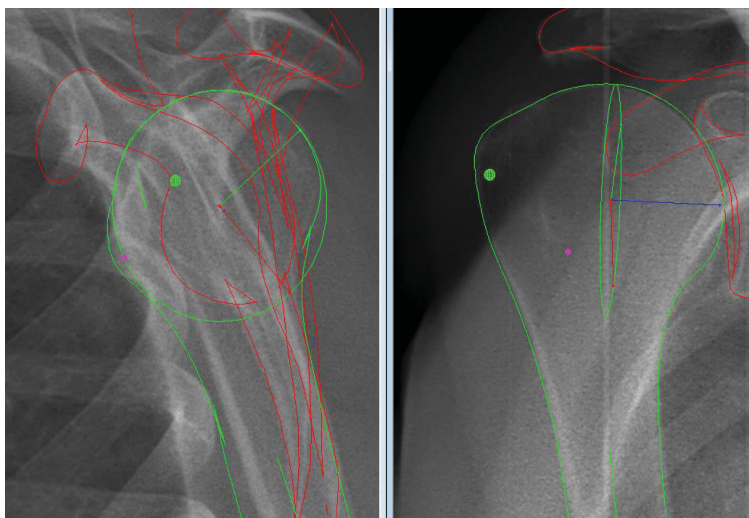
Ajuster la forme globalement : choisir le modèle humérus_MLS dans IdefX :

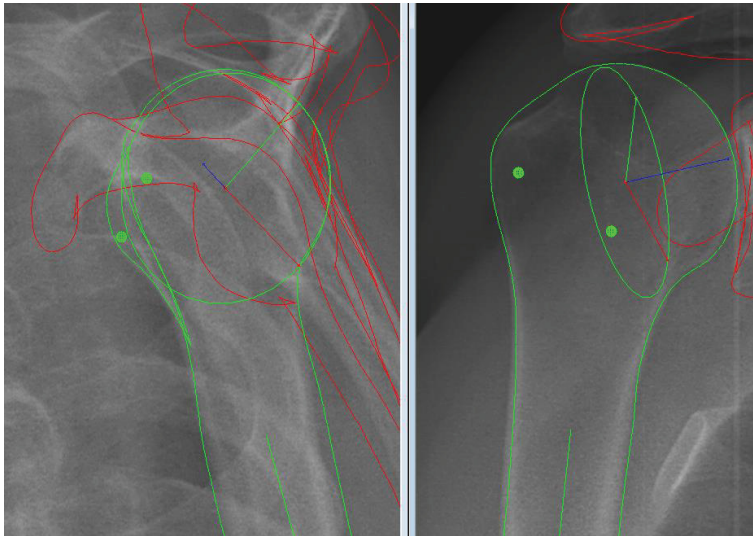
- + @ Modele3DRecons
- @ scapula_MLS
- + @ Modele3DImport
- @ **humerus_MLS**



Ajuster la forme de la tête et l'axe de la diaphyse si nécessaire

Puis ajuster le positionnement du GT et PT **seulement si leur contour est visible**.





11. Enregistrement

Une fois la reconstruction finie, la fonction est terminée dans Matlab, il faut lancer les fonctions suivantes pour enregistrer le résultat :

```
%% save
cd('le chemin où vous voulez enregistrer vos résultats') ;
name = 'ND01_CZ01'; %'p03_ND03_CZ01';
ecrire_fichier_wrml(scapula_recon, [name '_scapula.wrl']) ;
ecrire_fichier_wrml(humerus_recon, [name '_humerus.wrl']) ;
```

12. Calcul des paramètres cliniques dans Matlab

Utiliser la fonction :

```
parameterResult = getScapulaParameter (scapulaModel, humerusModel,
scapulaRegion, humerusRegion, ifGraph)
```

13. Formation : opérateur qualifié

Intervalle de confiance des paramètres cliniques (Base de données obtenue grâce à 12 sujets références, voir la thèse de C Zhang pour plus de détails)

Indice	95% IC (Norme ISO)
Longueur glène (mm)	2.77
Largeur glène (mm)	1.97
Inclinaison glène positionnelle (°)	4.69

Inclinaison glène morphologique (°)	4.67
Version Glène (°)	0.90
Angle critique de l'épaule (°)	4.28
Epine coracoïde angle (°)	5.22
Distance sous acromiale (mm)	2.75
Offset tête humérale (mm)	2.52
Distance acromion-GT (mm)	4.96
Distance GT-TD (mm)	6.48
Rayon tête humérale (mm)	1.28
Inclinaison tête humérale (°)	1.44
Longueur col scapula (mm)	1.84

ANNEXE III

LIEN ENTRE LA MORPHOLOGIE DE LA SCAPULA, LE DIAGNOSTIC IMAGERIE ET LA FONCTION DE L'ÉPAULE

*Bascans, Clarisse*¹; *Hagemeister, Nicola*¹; *Mezghani, Neila*²; *Tetreault, Patrice*³; *Skalli, Wafa*⁴

1. École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada

2. TÉLUQ, Montréal, Canada

3. Université de Montréal, Montréal, Canada

4. Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

Résumé soumis et accepté en présentation par affiche à la « 38ème journée de la recherche du POES et de la division d'orthopédie de l'université de Montréal » le 4 Mai 2018 à Montréal, Canada.

1. Objectifs

Les ruptures de la coiffe des rotateurs touche une grande partie de la population et induit des pertes fonctionnelles. La taille de la rupture, l'infiltration graisseuse ou l'atrophie musculaire ne sont que faiblement reliés à la fonction (Reyes et al., 2017). La littérature montre qu'une forme défavorable de la scapula pourrait expliquer en partie un statut fonctionnel réduit (Nyfeler et al. 2017). A notre connaissance, aucune étude n'a proposé de combiner les variables morphologiques et radiologiques pour expliquer la perte de fonction de l'épaule après déchirure du supraépineux.

2. Méthodes

La fonction de l'épaule a été mesurée avec le Score de Constant (Constant et al, 2018) ajusté en fonction de l'âge et du genre. 52 patients pathologiques ont été inclus dans l'étude (20 femmes, 32 hommes, âge moyen : 56 (+/- 6)). Des modèles 3D ont été construits et 14 paramètres morphologiques ont été mesurés sur chaque modèle (version et inclinaison de la glène, angle critique de l'épaule (CSA), etc.). Une régression multiple a été réalisée (R software, R Core Team, 2013). Le score de Constant ajusté était la variable dépendante ; les variables indépendantes étaient les 14 paramètres morphologiques et cinq paramètres radiologiques mesurés sur IRM : atrophie, extension et rétraction de la déchirure du supraépineux, infiltration graisseuse du supra- et infraépineux.

3. Résultats

La régression montre que 61% de la variabilité du Score de Constant peut être expliquée par un ensemble de variables dont huit ont un effet significatif ($p < 0.05$) : hauteur et largeur de la glène, inclinaison de la glène, CSA, distance entre l'acromion et la grande tubérosité, extension du supraépineux, infiltration graisseuse du supra- et infra-épineux.

4. Conclusions

Plusieurs paramètres morphologiques et radiologiques ont un impact significatif sur le Score de Constant de patients avec rupture du supraépineux. De nouvelles analyses pourraient révéler les paramètres les plus influents sur une mauvaise fonction.

ANNEXE IV

BI-PLANAR LOW DOSE X-RAY METHOD FOR PERSONALISED 3D MODELING OF THE SCAPULA AND AUTOMATED COMPUTATION OF MORPHOLOGICAL PARAMETERS

Bascans, C.^{1,2}; *Hagemeister, N.*^{1,2}; *Zhang, C.*^{1,3}; *Girinson, F.*³; *Gajny, L.*³; *Tetreault, P.*³; *Skalli, W.*³

1. Centre de Recherche du CHUM, Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie,
Montréal, Canada
2. École de Technologie Supérieure, Génie de la production automatisée, Montréal, Canada
3. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris,
France
4. Centre Hospitalier de l'Université de Montréal, Service d'orthopédie, Montréal, Canada

Résumé soumis et accepté en présentation par affiche au congrès international CARS 2018 le
21 Juin 2018 à Berlin, Allemagne.

1. Introduction

In the literature, correlation between morphology of the scapula and rotator cuff tears is increasingly discussed. For example, the critical shoulder angle (CSA) is considered as a risk factor of tendinous degeneration [1] and on the success of anatomical total shoulder arthroplasty. Size of the glenoid and humeral head are also important pre-operative parameters for surgery planning. However, measurement of such parameters on a pre-operative XRay is not reliable because of out-of-plane errors [2]. Technologies that allow for three-dimensional reconstruction such as CT-Scan or MRI are either irradiating, expensive, or time consuming.

The objective of this study was to assess accuracy and reliability of a method which provides 3D personalized models of scapula and humerus with limited radiation using bi-plane radiography, in order to automatically acquire morphological parameters that are useful for surgical planning.

3D reconstructions were obtained from simultaneous bi-planar X-Rays taken in standing position with arms along the body and 30° orientation of the body with respect to radiographic plane.

2. Average models and geometric models

3D surface models of 40 scapula and 19 humerus obtained from CT scan were used in order to construct average models of both scapula and humerus. Two reduced scapula representations were also considered : 1/ a so called contour model, constructed with one stereocorresponding contour (SCC) visible on both views, two non stereocorresponding contours (NSCC), only visible on one of them, and two landmarks always visible on at least one image (figure IV-2); and 2/ a parametric model composed of geometric primitives associated to morphological parameters and their descriptors.

2.1 Scapula 3D reconstruction

From contours identification on both X-Rays, the 3D orientation of the lateral border (LB) was computed.

The average contour model was then registered and pre-oriented using Procrustes method and rigid rotation around the LB axis to minimize distance between projected model landmarks and identified contours (NSCC). Then the parametric model was activated and identified landmarks were used as control points for model deformation using a moving least square method, thus yielding an initial subject specific model. This initial model was retroprojected on x-ray

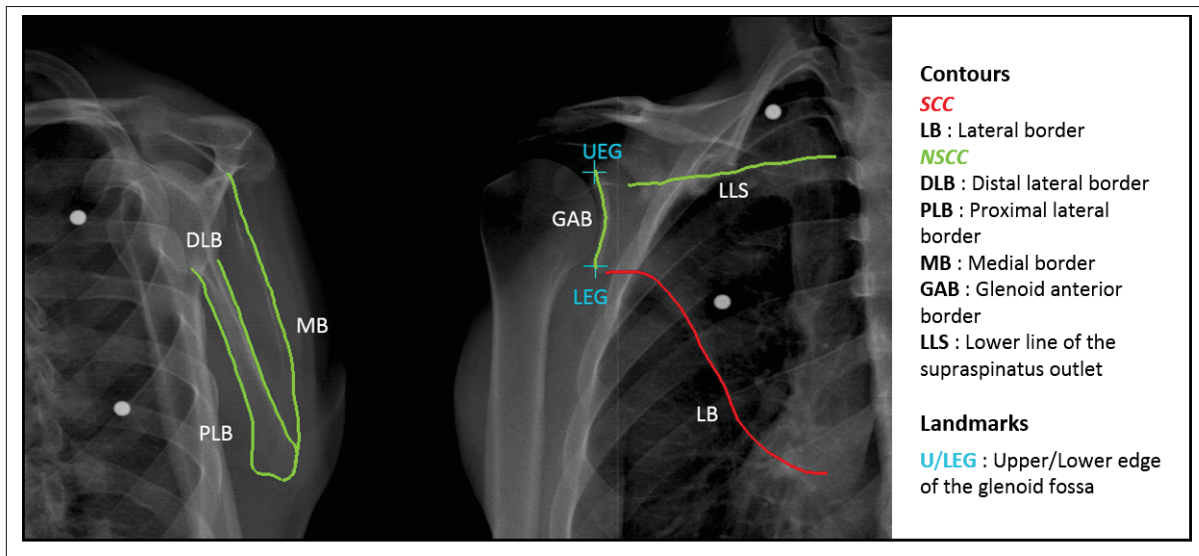


Figure-A IV-1 Identification of contours and points on a set of radiographic images acquired with EOS system

images, allowing for manual adjustments in order to improve consistency between contours of the model and those of X-Rays.

2.2 Humerus 3D reconstruction

Based on the a-priori relation between humerus and scapula, the humerus parametric model was pre-positioned, considering humeral head center and the diaphysis axis that resulted from manual segmentation. The humerus model was again deformed using moving least square method.

3. Computation of the morphological parameters

14 morphological parameters, considered useful for surgical planning, were computed : length and width of the glenoid, morphological and positional glenoid inclination, glenoid version, critical shoulder angle, angle between spine of the scapula and the coracoid root, subacromial distance, humeral head offset with respect to glenoid, distance between acromion and greater

tuberosity of the humerus and then between greater tuberosity and deltoid tuberosity (represents a simplified trajectory of the deltoid), humeral head radius and inclination, length of the scapula neck.



Figure-A IV-2 3D personalized model of a right shoulder with supraspinatus and subscapularis tears (anterior view on the left, posterior view on the right)

4. Method evaluation : accuracy and reproducibility

Accuracy was estimated on digitally reconstructed radiographs (DRR) from six cadaveric specimens. 3D reconstructions from CT Scan images of these specimens were obtained using AVIZO software (FEI, USA). The 14 above-mentioned morphological parameters were extracted from these reconstructions, and compared with those pertaining from the 3D reconstructions obtained from the DRR. Bias was assessed for each of the six specimens in mm or degrees on the values of the morphological parameters. Reliability was analyzed by the intra- and inter-operator reproducibility, following recommendations from 5725- 2 :1994 ISO standards. This has been performed on twelve in-vivo subjects : six healthy ones, four with rotator cuff tears,

one with glenoid arthritis, one with a reverse shoulder prosthesis. Acquisitions were performed within clinical routine assessment using the EOS low dose biplanar X-Ray system. Two operators repeated the 3D reconstruction twice. A confidence interval at a level of confidence of 95% (95% CI) estimated at 2 x SR (reproducibility standard deviation) has been considered as an indicator of the overall reliability uncertainty on the value of the morphological parameters.

5. Results

The time required to obtain one complete personalised model of the scapula and humerus was approximately 10 minutes. Glenoid version and radius and inclination of humeral head were the 3 most repeatable parameters (95% CI < 1.5 ° and 1.3mm). Parameters have been divided in two groups with respect to their accuracy/reliability as shown on Table IV-1.

Tableau-A IV-1 Morphological parameters divided in two groups with respect to their accuracy/reliability

Group I High accuracy/strong reliability	Group II Acceptable accuracy/lower reliability
<i> Accuracy < 1 mm/° and 95% CI < 3 mm/°</i>	<i> Accuracy < 2 mm/° and 95% CI < 5 mm/°</i>
Length and width of the glenoid	Morphologic glenoid inclination
Version of the glenoid	Positional glenoid inclination
Subacromial distance	Critical shoulder angle
Humeral head offset with respect to glenoid	Angle between spine of the scapula and the coracoid root
Radius of the humeral head	Simplified trajectory of the deltoid
Length of the neck of the scapula	Humeral head inclination

6. Discussion

The 3D reconstructions obtained from the EOS biplanar X-ray system were less time consuming than from CT Scans and much less irradiant. Of the 14 parameters automatically com-

puted, most of them have acceptable accuracy ($<1\text{mm}$) and a reproducibility close to what is presented in the literature [3]. Interestingly, the method shows good reliability on healthy, as well as on pathologic and prosthetic patients. A limitation is that the study of accuracy has been made on cadaveric specimen using digitally reconstructed images. Identification of contours and landmarks is also semi-manual. However, image-processing techniques might soon allow for automated landmark identification in the future.

7. References

- [1] Moor, B. K., Wieser, K., Slankamenac, K., Gerber, C., Bouaicha, S. (2014). Relationship of individual scapular anatomy and degenerative rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(4), 536-541.
- [2] Suter, T., Popp, A. G., Zhang, Y., Zhang, C., Tashjian, R. Z., Henninger, H. B. (2015). The influence of radiographic viewing perspective and demographics on the critical shoulder angle. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 24(6), e149-e158.
- [3] Dumas, R., Blanchard, B., Carlier, R., de Loubresse, C. G., Le Huec, J. C., Marty, C., ... Vital, J. M. (2008). A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography : a precision and accuracy study. *Medical biological engineering computing*, 46(1), 85-92.

ANNEXE V

SCAPULA MORPHOLOGICAL PARAMETERS AND MRI FINDINGS TO EXPLAIN VARIABILITY OF THE CONSTANT SCORE OF PATIENTS WITH A SUPRASPINATUS TEAR.

Clarisse, Bascans¹; Neila, Mezghani²; Patrice, Tetreault³; Wafa, Skalli⁴; Nicola, Hagemeister¹

1. École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada

2. TÉLUQ, Montréal, Canada

3. Université de Montréal, Montréal, Canada

4. Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

Résumé soumis et accepté en présentation par affiche au congrès SECEC2018 du 19 au 22 septembre 2018 à Genève, Suisse.

1. Aim

Which morphological and clinical parameters influence the shoulder function in patients with a supraspinatus tear?

2. Background

RCT affects a large part of the population and leads to pain. Tear size, fatty infiltration and muscle atrophy are only weakly related to pain (Reyes et al., 2017). Literature points out that unfavorable shape of the scapula could explain, at least in part, reduced functional status (Nyfeler et al. 2017). To our knowledge, no study ever used 3D scapula reconstructions and MRI findings to establish a correlation with shoulder function and supraspinatus tear.

3. Methods

Shoulder function was measured by the Constant score (Constant et al. 2008) adjusted for age and gender. 52 symptomatic patients were included in this study (20 women, 32 men, mean age : 56 (+/- 6). 3D personalized geometric models of scapula and humerus were constructed. 14 morphological parameters were measured on each 3D model (Ex. glenoid version and inclination, critical shoulder angle (CSA), etc.). A multiple regression analysis was conducted (R software, R Core Team, 2013). Adjusted Constant score was the dependent variable; independent variables were the 14 morphological parameters as well as five radiological parameters : atrophy grade, extension and retraction of the supraspinatus tear, fatty infiltration of the supra- and infraspinatus as measured by IRM.

4. Results

A multiple regression analysis proves that 61% of the variability of the adjusted Constant score can be explained by a set of 14 variables of which eight have a significant impact ($p < 0.05$) : Length and width of the glenoid, glenoid inclination, CSA, distance between acromion and greater tuberosity, supraspinatus extension and fatty infiltration and infraspinatus fatty infiltration.

5. Conclusions

Several scapula morphological and radiological findings have a significant impact on the Constant score of patients with a supraspinatus tear. Further analysis with our model could reveal critical values as risk factors for poor function.

BIBLIOGRAPHIE

- Angst, F., Schwyzer, H.-K., Aeschlimann, A., Simmen, B. R. & Goldhahn, J. (2011). Measures of adult shoulder function : Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (DASH) and its short version (QuickDASH), Shoulder Pain and Disability Index (SPADI), American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES) Society standardized shoulder assessment form, Constant (Murley) Score (CS), Simple Shoulder Test (SST), Oxford Shoulder Score (OSS), Shoulder Disability Questionnaire (SDQ), and Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). *Arthritis care research*, 63, S174-88. doi : 10.1002/acr.20630.
- Barth, J., Andrieu, K., Fotiadis, E., Hannink, G., Barthelemy, R. & Saffarini, M. (2017). Critical period and risk factors for retear following arthroscopic repair of the rotator cuff. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(7), 2196–2204.
- Beeler, S., Hasler, A., Götschi, T., Meyer, D. C. & Gerber, C. (2018). The Critical Shoulder Angle : Acromial Coverage is More Relevant than Glenoid Inclination. *Journal of Orthopaedic Research®*.
- Bigliani, L. (1986). The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. *Orthop. Trans.*, 10, 228.
- Bishop, J. L., Kline, S. K., Aalderink, K. J., Zael, R. & Bey, M. J. (2009). Glenoid inclination : in vivo measures in rotator cuff tear patients and associations with superior glenohumeral joint translation. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 18(2), 231–236.
- Blonna, D., Giani, A., Bellato, E., Mattei, L., Caló, M., Rossi, R. & Castoldi, F. (2016). Predominance of the critical shoulder angle in the pathogenesis of degenerative diseases of the shoulder. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 25(8), 1328–1336.
- Boileau, P. & Walch, G. (1997). The three-dimensional geometry of the proximal humerus : implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br*, 79(5), 857–865.
- Boutillier, B. . O. G. (2017). La coiffe des rotateurs. Repéré à <http://www.anatomie-humaine.com/La-coiffe-des-rotateurs-courts.html>.
- Bureau, N. J., Deslauriers, M., Lepage-Saucier, M., Rouleau, D. M., Roy, A., Tétreault, P. & Hagemester, N. (2018). Rotator Cuff Tear Morphologic Parameters at Magnetic Resonance Imaging : Relationship With Muscle Atrophy and Fatty Infiltration and Patient-Reported Function and Health-Related Quality of Life. *Journal of computer assisted tomography*.
- Burkhart, S. S., Barth, J. R., Richards, D. P., Zlatkin, M. B. & Larsen, M. (2007). Arthroscopic repair of massive rotator cuff tears with stage 3 and 4 fatty degeneration. *Arthroscopy*, 23(4), 347–354.

- Carrillon, Y. (2013). Imagerie des muscles de la coiffe des rotateurs. *La Lettre du rhumatologue*, (396), 14–17.
- Çay, N., Tosun, Ö., Doğan, M., Karaoğlanoğlu, M. & Bozkurt, M. (2012). The effect of morphometric relationship between the glenoid fossa and the humeral head on rotator cuff pathology.
- Chalmers, P. N., Salazar, D., Steger-May, K., Chamberlain, A. M., Yamaguchi, K. & Keener, J. D. (2017). Does the Critical Shoulder Angle Correlate With Rotator Cuff Tear Progression? *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 475(6), 1608–1617.
- Chalmers, P. N., Beck, L., Granger, E., Henninger, H. & Tashjian, R. Z. (2018). Superior glenoid inclination and rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery*.
- Chaudhury, S., Dines, J. S., Delos, D., Warren, R. F., Voigt, C. & Rodeo, S. A. (2012). Role of fatty infiltration in the pathophysiology and outcomes of rotator cuff tears. *Arthritis care & research*, 64(1), 76–82.
- Churchill, R. S., Brems, J. J. & Kotschi, H. (2001). Glenoid size, inclination, and version : an anatomic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(4), 327–332.
- Collin, P., Matsumura, N., Lädermann, A., Denard, P. J. & Walch, G. (2014). Relationship between massive chronic rotator cuff tear pattern and loss of active shoulder range of motion. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(8), 1195–1202.
- Constant, C. R. (1986). *Age related recovery of shoulder function after injury*. (Thèse de doctorat, University College, Cork, Ireland).
- Constant, C. R. & Murley, A. H. (1987). A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical orthopaedics and related research*, (214), 160-4.
- Constant, C. R., Gerber, C., Emery, R. J. H., Sojbjerg, J. O., Gohlke, F. & Boileau, P. (2008). A review of the Constant score : modifications and guidelines for its use. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 17(2), 355-61. doi : 10.1016/j.jse.2007.06.022.
- Corp., I. (2016). IBM SPSS Statistics (Version 24.0) [Logiciel de statistiques]. Repéré à <http://www.ibm.com/>.
- Cuno, A., Esperança, C., Oliveira, A. & Cavalcanti, P. R. (2007). 3D as-rigid-as-possible deformations using MLS. *Proceedings of the 27th computer graphics international conference*, pp. 115–122.
- Daggett, M., Werner, B., Collin, P., Gauci, M.-O., Chaoui, J. & Walch, G. (2015). Correlation between glenoid inclination and critical shoulder angle : a radiographic and computed tomography study. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 24(12), 1948-1953.

- Deranlot, J., Herisson, O., Nourissat, G., Zbili, D., Werthel, J. D., Vigan, M. & Bruchou, F. (2017). Arthroscopic subacromial spacer implantation in patients with massive irreparable rotator cuff tears : Clinical and radiographic results of 39 retrospectives cases. *Arthroscopy*, 33(9), 1639–1644.
- Dinnes, J., Loveman, E., McIntyre, L. & Waugh, N. (2003). The effectiveness of diagnostic tests for the assessment of shoulder pain due to soft tissue disorders : a systematic review. *Health Technology Assessment*, 7(29).
- Djahangiri, A. & Farron, A. (2009). Quand faut-il opérer une rupture de la coiffe des rotateurs ? *Rev Med Suisse*, 5, 2551-2554.
- Ellman, H., Hanker, G. & Bayer, M. (1986). Repair of the rotator cuff. End-result study of factors influencing reconstruction. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 68(8), 1136–1144.
- Engelhardt, C., Farron, A., Becce, F., Place, N., Pioletti, D. P. & Terrier, A. (2017). Effects of glenoid inclination and acromion index on humeral head translation and glenoid articular cartilage strain. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 26(1), 157–164.
- Féasson, L. (2013). Atrophie et dégénérescence musculaires : mécanismes physiopathologiques. *La Lettre du rhumatologue*, (396), 8–12.
- França, F. d. O., Godinho, A. C., Ribeiro, E. J. S., Falster, L., Búrigo, L. E. G. & Nunes, R. B. (2016). Evaluation of the acromiohumeral distance by means of magnetic resonance imaging umerus. *Revista brasileira de ortopedia*, 51(2), 169–174.
- Gerber, C., Fuchs, B. & Hodler, J. (2000). The results of repair of massive tears of the rotator cuff. *JBJS*, 82(4), 505.
- Gerber, C., Snedeker, J. G., Baumgartner, D. & Viehöfer, A. F. (2014). Supraspinatus tendon load during abduction is dependent on the size of the critical shoulder angle : a biomechanical analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 32(7), 952-957.
- Gerber, C., Meyer, D. C., Flück, M., Valdivieso, P., von Rechenberg, B., Benn, M. C. & Wieser, K. (2017). Muscle Degeneration Associated With Rotator Cuff Tendon Release and/or Denervation in Sheep. *The American journal of sports medicine*, 45(3), 651–658.
- Gielo-Perczak, K., Matz, S. & An, K.-N. (2006). Arm abduction strength and its relationship to shoulder geometry. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(1), 66–78.
- Gladstone, J. N., Bishop, J. Y., Lo, I. K. & Flatow, E. L. (2007). Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor functional outcome. *The American journal of sports medicine*, 35(5), 719–728.
- Godenèche, A., Elia, F., Kempf, J.-F., Nich, C., Berhouet, J., Saffarini, M. & Collin, P. (2017). Fatty infiltration of stage 1 or higher significantly compromises long-term healing of supraspinatus repairs. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 26(10), 1818–1825.

- Goutallier, D., Postel, J., Lavau, L. & Bernageau, J. (1999). Impact of fatty degeneration of the supraspinatus and infraspinatus muscles on the prognosis of surgical repair of the rotator cuff. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*, 85(7), 668–676.
- Goutallier, D., Postel, J.-M., Bernageau, J., Lavau, L. & Voisin, M.-C. (1994). Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre-and postoperative evaluation by CT scan. *Clinical orthopaedics and related research*, (304), 78–83.
- Goutallier, D., Postel, J.-M., Gleyze, P., Leguilloux, P. & Van Driessche, S. (2003). Influence of cuff muscle fatty degeneration on anatomic and functional outcomes after simple suture of full-thickness tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(6), 550–554.
- Hagemeister, N., Pierre-Yves, L., Joan, H. G., Laurence, M., Dominique, R., Nathalie, B., Patrice, T., André, R. & Fidaha, A.-S. (2014). Développement d'un indice radiologique représentatif de la fonction de l'épaule chez des travailleurs souffrant de rupture de la coiffe des rotateurs, Rapport R-812.
- Haute Autorité de Santé, . (2008). Prise en charge chirurgicale des tendinopathies rompues de la coiffe des rotateurs de l'épaule chez l'adulte. *Saint-Denis La Plaine : HAS*.
- Henseler, J. F., Nagels, J., Nelissen, R. G. H. H. & de Groot, J. H. (2014). Does the latissimus dorsi tendon transfer for massive rotator cuff tears remain active postoperatively and restore active external rotation? *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(4), 553-60. doi : 10.1016/j.jse.2013.07.055.
- Hertel, R., Knothe, U. & Ballmer, F. T. (2002). Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(4), 331–338.
- Heuberger, P. R., Plachel, F., Willinger, L., Moroder, P., Laky, B., Pauzenberger, L., Lomoschitz, F. & Anderl, W. (2017). Critical shoulder angle combined with age predict five shoulder pathologies : a retrospective analysis of 1000 cases. *BMC musculoskeletal disorders*, 18(1), 259.
- Hughes, R. E., Bryant, C. R., Hall, J. M., Wening, J., Huston, L. J., Kuhn, J. E., Carpenter, J. E. & Blasler, R. B. (2003). Glenoid inclination is associated with full-thickness rotator cuff tears. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 407, 86-91.
- Humphries, A., Cirovic, S. & Shaheen, A. F. (2017). Shoulder Bone Geometry Affects the Active and Passive Axial Rotational Range of the Glenohumeral Joint. *The American journal of sports medicine*, 45(13), 3010–3019.
- Hyvönen, P., Lohi, S. & Jalovaara, P. (1998). Open acromioplasty does not prevent the progression of an impingement syndrome to a tear : nine-year follow-up of 96 cases. *J Bone Joint Surg Br*, 80(5), 813-816.

- Iannotti, J. P., Gabriel, J. P., Schneck, S., Evans, B. & Misra, S. (1992). The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 74(4), 491–500.
- Jacquot, N. (2017). EpauLe – tendon – coiffe des rotateurs. Repéré à <https://www.im2s.mcf/epaule-tendon-coiffe-des-rotateurs/>.
- Kandemir, U., Allaire, R., Jolly, J., Debski, R. & McMahon, P. (2006). The relationship between the orientation of the glenoid and tears of the rotator cuff. *Bone Joint Journal*, 88(8), 1105–1109.
- Kim, Y. K., Choi, Eun Seok, K. K. T., Yoon, J. R. & Chae, S. H. (2018). Quantitative Measurement of Muscle Atrophy and Fat Infiltration of the Supraspinatus Muscle Using Ultrasonography After Arthroscopic Rotator Cuff Repair. *Annals of rehabilitation medicine*, 42(2), 260-269. doi : 10.5535/arm.2018.42.2.260.
- Kim, Y.-K., Jung, K.-H., Kim, J.-W., Kim, U.-S. & Hwang, D.-H. (2017). Factors affecting rotator cuff integrity after arthroscopic repair for medium-sized or larger cuff tears : a retrospective cohort study. *Journal of shoulder and elbow surgery*.
- Kirsch, J. M., Nathani, A., Robbins, C. B., Gagnier, J. J., Bedi, A. & Miller, B. S. (2017). Is There an Association Between the “Critical Shoulder Angle” and Clinical Outcome after Rotator Cuff Repair? *Orthopaedic journal of sports medicine*, 5(4).
- Lagacé, P.-Y. (2013). *Développement et validation d’une méthode d’évaluation des translations glénohumérales 3D sous EOS*. (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure, Montréal, QC).
- Le Cam, L. (1986). The central limit theorem around 1935. *Statistical science*, 78–91.
- Lee, M., Chen, J. Y., Liow, M. H. L., Chong, H. C., Chang, P. & Lie, D. (2017). Critical shoulder angle and acromial index do not influence 24-month functional outcome after arthroscopic rotator cuff repair. *The American journal of sports medicine*, 45(13), 2989–2994.
- McCreesh, K. M., Crotty, J. M. & Lewis, J. S. (2015). Acromiohumeral distance measurement in rotator cuff tendinopathy : is there a reliable, clinically applicable method? A systematic review. *Br J Sports Med*, bjsports–2012.
- Medical MultiMEDIA Group, L. (2016). Rotator Cuff Tears. Repéré à <https://eorthopod.com/rotator-cuff-tears/>.
- Mohamed, R. E. & Abo-Sheisha, D. M. (2014). Assessment of acromial morphology in association with rotator cuff tear using magnetic resonance imaging. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 45(1), 169–180.

- Moor, B. K., Wieser, K., Slankamenac, K., Gerber, C. & Bouaicha, S. (2014). Relationship of individual scapular anatomy and degenerative rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(4), 536–541.
- Moor, B., Bouaicha, S., Rothenfluh, D., Sukthakar, A. & Gerber, C. (2013). 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*, 95(7), 935–941.
- Mukaka, M. (2012). A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. *Malawi Medical Journal : The Journal of Medical Association of Malawi*, 24(3), 69-71.
- Nathani, A., Smith, K. & Wang, T. (2018). Partial and Full-Thickness RCT : Modern Repair Techniques. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 11(1), 113-121. doi : 10.1007/s12178-018-9465-4.
- Nové-Josserand, L., Saffarini, M., Hannink, G. & Carrillon, Y. (2016). Influence of pre-operative tear size and tendon retraction on repair outcomes for isolated subscapularis tears. *International orthopaedics*, 40(12), 2559–2566.
- Nyffeler, R. W. & Meyer, D. C. (2017). Acromion and glenoid shape : Why are they important predictive factors for the future of our shoulders? *EFORT open reviews*, 2(5), 141–150.
- Pandey, V., Vijayan, D., Tapashetti, S., Agarwal, L., Kamath, A., Acharya, K., Maddukuri, S. & Willems, W. J. (2016). Does scapular morphology affect the integrity of the rotator cuff? *Journal of shoulder and elbow surgery*, 25(3), 413–421.
- Ranebo, M. C., Bjornsson Hallgren, H. C., Norlin, R. & Adolfsson, L. E. (2018). Long-term clinical and radiographic outcome of rotator cuff repair with a synthetic interposition graft : a consecutive case series with 17 to 20 years of follow-up. *Journal of shoulder and elbow surgery*. doi : 10.1016/j.jse.2018.03.011.
- Robertson, D. D., Yuan, J., Bigliani, L. U., Flatow, E. L. & Yamaguchi, K. (2000). Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus : relevance to arthroplasty. *JBJS*, 82(11), 1594.
- Saygi, B., Karahan, N., Karakus, O., Demir, A., Ozkan, O. & Soylu-Boy, F. (2018). Analysis of glenohumeral morphological factors for anterior shoulder instability and rotator cuff tear by magnetic resonance imaging. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 26(2), 2309499018768100.
- Seo, J.-B., Yoo, J.-S., Jang, H.-S. & Kim, J.-S. (2015). Correlation of clinical symptoms and function with fatty degeneration of infraspinatus in rotator cuff tear. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(5), 1481–1488.
- Shimozono, Y., Arai, R. & Matsuda, S. (2017). The Dimensions of the Scapula Glenoid in Japanese Rotator Cuff Tear Patients. *Clinics in orthopedic surgery*, 9(2), 207–212.

- StatSoft. (2016). Concepts Fondamentaux en Statistiques. Repéré à http://www.statsoft.fr/concepts-statistiques/concepts-elementaires/concepts-fondamentaux-en-statistique.htm#are_all_tests_normal.
- Tètreault, P., Krueger, A., Zurakowski, D. & Gerber, C. (2004). Glenoid version and rotator cuff tears. *Journal of orthopaedic research*, 22(1), 202–207.
- Thomazeau, H., Rolland, Y., Lucas, C., Duval, J.-M. & Langlais, F. (1996). Atrophy of the supraspinatus belly assessment by MRI in 55 patients with rotator cuff pathology. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 67(3), 264–268.
- Valenti, D. & Sauzières, D. (2013). Rupture de la coiffe des rotateurs. Repéré à <http://www.paris-epaule.com/Article.aspx?page=15>.
- Vaz, S., Soyer, J., Pries, P. & Clarac, J.-P. (2000). Conflit sous-acromial : influence de la morphologie de la voûte acromioclaviculaire sur la valeur fonctionnelle de l'épaule. *Revue du rhumatisme*, 67(6), 437–442.
- Versier, G. (2011). Biomécanique de l'épaule [Notes de cours]. Repéré à https://www.clubortho.fr/epaule_m.html.
- Voisin, J.-L., Ropars, M. & Thomazeau, H. (2014). The human acromion viewed from an evolutionary perspective. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 100(8), S355–S360.
- Yamaguchi, K., Ditsios, K., Middleton, W. D., Hildebolt, C. F., Galatz, L. M. & Teefey, S. A. (2006). The demographic and morphological features of rotator cuff disease : a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *JBJS*, 88(8), 1699–1704.
- Yergeau, E. & Poirier, M. (2013). SPSS à l'UdeS. Repéré à <http://spss.espaceweb.usherbrooke.ca>.
- Zhang, C. (2016). *Contribution à la modélisation morphofonctionnelle 3D de l'épaule*. (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure, Montréal, QC).