

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 CONTEXTE ET REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 L'épaule	3
1.1.1 Anatomie de l'épaule	4
1.1.1.1 Les os	5
i. La scapula	5
ii. L'humérus	6
iii. Clavicule	6
1.1.1.2 Les muscles	6
i. Les muscles de la coiffe des rotateurs	7
ii. Le deltoïde	9
1.1.1.3 Les autres tissus mous	11
1.1.2 Mobilité et stabilité	13
1.1.3 Biomécanique du deltoïde	15
1.2 Ruptures de la coiffe des rotateurs	17
1.2.1 Diagnostic des ruptures de la coiffe des rotateurs	21
1.2.2 IRM	22
1.2.3 Questionnaires de fonction	23
1.3 Méthodes de mesure des forces	25
1.3.1 Électromyogramme	25
1.3.2 Modèles biomécaniques 3D d'estimation de forces musculaires	26
1.3.3 Aire de la section transverse	27
1.3.4 L'imagerie médicale	29
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	33
2.1 Problématique	33
2.2 Objectifs	34
2.3 Hypothèses de la recherche	35
CHAPITRE 3 OBTENTION DU RATIO DES FORCES COAPTATRICES/ÉLÉVATRICES ET LIEN AVEC LA FONCTION DE L'ÉPAULE	37
3.1 Matériel et acquisition des images	37
3.2 Le ratio des forces coaptatrices/élévatrices	39
3.3 Calcul des forces présentes dans le deltoïde	40
3.3.1 Segmentation des images	40
3.3.2 Reconstruction 3D	41
3.3.3 Analyse biomécanique planaire de la portion moyenne du deltoïde	46
3.3.3.1 Hypothèses morphologiques et mécaniques	46
3.3.3.2 Détermination des ficelles à partir de plans de coupe	48
3.3.3.3 Calcul des forces planaires : diagrammes du corps libre	51

3.3.4	Calcul des forces dans l'espace.....	52
3.4	Calcul du ratio des forces coaptatrices/élevatrices	55
3.4.1	Détermination de la direction humérale.....	55
3.4.2	Détermination de la direction normale à la surface de la glène	56
3.4.3	Calcul du ratio des forces coaptatrices/élevatrices	57
3.5	Résultats.....	57
3.6	Discussion.....	61
CHAPITRE 4 PROPOSITION D'UNE MÉTHODE SIMPLIFIÉE D'OBTENTION DU RATIO DES FORCES COAPTATRICES/ÉLEVATRICES		65
4.1	Matériel et acquisition des images.....	65
4.2	La quête de la ficelle « sommaire »	66
4.2.1	Détermination du point d'insertion distal	70
4.2.2	Détermination du point d'insertion proximal	70
4.2.3	Détermination de la sphère	71
4.2.4	Représentation 3D de la ficelle « sommaire »	72
4.3	Les directions de projection.....	74
4.3.1	Détermination de la direction humérale.....	74
4.3.2	Détermination de la direction normale à la surface glénoïdienne.....	75
4.4	Calcul du ratio des forces coaptatrices/élevatrices	75
4.5	Résultats.....	78
4.6	Discussion.....	80
CONCLUSION.....		83
ANNEXE I QUESTIONNAIRES DE FONCTION.....		85
ANNEXE II CHANGEMENT DE REPÈRE		89
BIBLIOGRAPHIE.....		93

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Caractéristiques des muscles de la coiffe des rotateurs.8
Tableau 3.1	Échantillon de sujets symptomatiques38
Tableau 3.2	Résultats de l'étude58
Tableau 4.1	Échantillon de sujets pathologiques.....65
Tableau 4.2	Ratios de forces planaires des parties M1 et A3 du sujet 166
Tableau 4.3	Paramètres caractéristiques de la ficelle « sommaire »69
Tableau 4.4	Ratio et paramètres caractéristiques des ficelles « sommaires » du sujet 1 issus de la méthode proposée et de la méthode initiale79

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Les mouvements de l'épaule.....3
Figure 1.2	Les articulations de l'épaule (vue antérieure).....4
Figure 1.3	Les os de l'épaule (vue antérieure)5
Figure 1.4	Muscles de la coiffe des rotateurs (vue supérieure-postérieure).....7
Figure 1.5	Points d'attache des muscles de la coiffe des rotateurs8
Figure 1.6	Les trois portions majeures du deltoïde9
Figure 1.7	Les 7 segments du deltoïde : a) zones d'insertion et b) tendons intramusculaires10
Figure 1.8	V deltoïdien (vue sagittale).....11
Figure 1.9	Les tissus mous : a) vue antérieure et b) vue sagittale.....12
Figure 1.10	Exemples du calcul de la force de réaction nette humérale : a) vue antérieure et b) vue antérieure avec 90 ° de rotation14
Figure 1.11	L'arc glénoïdien effectif et l'angle stabilisateur15
Figure 1.12	Représentation des forces par Inman, Saunders, et Abbott (1944).....16
Figure 1.13	Apparition et évolution des ruptures de la coiffe des rotateurs :a) vue supérieure de l'endroit où la rupture commence, b) vue antérieure de la rupture partielle, c) et d) évolution de la rupture18
Figure 1.14	Conséquences de la rupture transfixiante du sus-épineux20
Figure 1.15	L'ASTP des muscles pennés (gauche) et multi-pennés (droite).....28
Figure 1.16	Représentation du deltoïde en tant que ficelle30
Figure 1.17	Forces sur le deltoïde31
Figure 1.18	Plans de coupe.....32
Figure 3.1	Segmentation manuelle.....41
Figure 3.2	Points (gauche) et <i>facettes</i> (droite) formant le volume de la tête humérale.....42

Figure 3.3	Humérus avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode	44
Figure 3.4	Clavicule avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode.....	44
Figure 3.5	Glène-coracoïde avant et après l'application de la méthode (les structures ont été superposées).....	45
Figure 3.6	Ficelles représentant la partie moyenne du deltoïde	46
Figure 3.7	Forces présentes dans les systèmes de poulies	47
Figure 3.8	Exemplification des plans de coupe.....	48
Figure 3.9	Nuage de points et sphère par moindres carrées correspondant aux tendons de la coiffe des rotateurs et à la tête humérale.....	49
Figure 3.10	Choix des points délimitant les zones des tendons intramusculaires.....	50
Figure 3.11	Plans de coupe acceptée et refusés.....	50
Figure 3.12	a) Détermination des ficelles dans les plans de coupe et b) ficelles représentées dans l'espace	51
Figure 3.13	Diagramme de corps libre de la ficelle	52
Figure 3.14	Représentation 3D des forces calculées à l'aide du diagramme de corps libre.....	53
Figure 3.15	Forces moyennes dans chacune des parties	54
Figure 3.16	Forces totales	54
Figure 3.17	Calcul de la direction humérale	55
Figure 3.18	Calcul de la direction normale à la surface glénoïdale	56
Figure 3.19	Relation du ratio FCE et le score de quickDASH.....	59
Figure 3.20	Relation du ratio FCE et le score de Constant	59
Figure 3.21	Relation du ratio et le score de Constant (douleur et force)	60
Figure 3.22	Ratios des forces coaptatrices/élevatrices selon les parties	61
Figure 4.1	Ficelle « sommaire » du sujet 1	67
Figure 4.2	Ficelle « sommaire » du sujet 1 incluant la glène.....	68

Figure 4.3	Paramètres angulaires caractéristiques	69
Figure 4.4	Point d'insertion distal repéré directement sur les images IRM.....	70
Figure 4.5	Point d'insertion proximale repéré des images IRM	71
Figure 4.6	Points de la surface profonde du deltoïde formant la sphère : A) image la plus antérieure (deltoïde en contact avec le tendon du sous-scapulaire); B) deltoïde en contact avec le tendon du sus-épineux et avec la tête humérale; C) image la plus postérieure (deltoïde en contact avec les tendons du sous-épineux et du petit rond).....	72
Figure 4.7	Éléments nécessaires pour trouver le plan correspondant à la ficelle « sommaire ».....	73
Figure 4.8	Ficelle « sommaire » et image interpolée	73
Figure 4.9	Points pour le calcul de la direction humérale	74
Figure 4.10	Segmentation des points de la surface glénoïdienne : l'image A) est plus antérieure que l'image B).....	75
Figure 4.11	Ficelle « sommaire », axe huméral et direction normale à la glène.....	76
Figure 4.12	Diagramme de corps libre de la ficelle « sommaire »	77
Figure 4.13	Forces en 3D	78
Figure 4.14	Diagramme de corps libre de la ficelle « sommaire » incluant la glène ...	79

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CR	Coiffe des rotateurs
CSST	Commission de la santé et de la sécurité du travail
IRM	Image par résonance magnétique
Ratio FCE	Ratio des forces coaptatrices/élevatrices
RCR	Ruptures de la coiffe des rotateurs
RMCR	Ruptures massives de la coiffe des rotateurs
TCR	Tendons de la coiffe des rotateurs

INTRODUCTION

Au Québec, les chiffres de la CSST montrent que presque un tiers des affections musculo-squelettiques nécessitant un plan individualisé de réadaptation ont pour siège le membre supérieur. Cependant, on ne connaît pas bien la relation existante entre la blessure et l'état fonctionnel de l'articulation de l'épaule (Hansen et al., 2008).

Formée de quatre muscles, la coiffe des rotateurs (CR) est un arrangement musculaire qui agit comme mécanisme actif de stabilisation de l'articulation scapulo-humérale qui est l'articulation la plus mobile lors des mouvements de la ceinture scapulaire de l'épaule. Les ruptures des tendons des muscles de la coiffe des rotateurs (RCR) vont donc généralement avoir pour effet de déstabiliser cette articulation et se traduire par une perte notable de la fonctionnalité de l'épaule et d'une diminution de la force musculaire. En revanche, nous avons pu constater que certaines personnes ayant des lésions avérées et diagnostiquées par imagerie par résonance magnétique (IRM) ont une fonction relativement bonne de leur membre supérieur, alors que d'autres, ayant des blessures similaires, ou bien plus minimes, sont incapables de lever leur bras au dessus de la tête ou de mettre un manteau sans éprouver d'importantes douleurs.

La partie moyenne du muscle deltoïde étant le principal abducteur du bras et la seule capable d'effectuer un mouvement d'abduction lors d'une lésion du supra-épineux (muscle de la CR), la connaissance des forces présentes dans cette portion du muscle a une importance primordiale pour l'étude de la fonctionnalité de l'épaule lésée. Billuart et al. (2006) proposent une méthode de calcul de forces basée sur la représentation du deltoïde comme un ensemble de ficelles appuyées sur les tissus mous entourant la tête humérale. Les forces du deltoïde sont calculées en associant l'ensemble de ficelles à un système de poulies. Ensuite, un ratio de forces est calculé. Ce ratio évalue la contribution des forces abaissantes et élévatrices sur la tête humérale. Billuart et al. (2006) ont démontré que ce ratio variait d'un patient à l'autre, mais n'ont pas relié ce ratio au niveau fonctionnel des sujets (l'échantillon étudié étant hétéroclite). L'hypothèse posée dans le présent travail est que ce ratio de forces

pourrait être représentatif de la fonction de l'épaule. Ainsi, l'objectif de cette étude est de proposer une méthode applicable en clinique et qui relie l'analyse des forces développées par le deltoïde avec le niveau de fonctionnalité de l'épaule. Dans un premier temps, nous allons donc reproduire la méthode proposée par Billuart et al. (2006) et la modifier légèrement pour calculer un ratio 3D de forces qui tient compte de l'action coaptatrice du deltoïde. Nous appellerons ce ratio le ratio des forces coaptatrices/élevatrices (ratio FCE). Dans un deuxième temps, la relation entre ce ratio et la fonction de l'épaule à l'aide des questionnaires de fonction de quickDASH (IWH, 2006) et de Constant (Constant et Murley, 1987) sera étudiée. Finalement, nous allons explorer la possibilité de nous départir du processus long et fastidieux de reconstruction 3D des structures de l'épaule à partir des images IRM tel que le nécessite la méthode de Billuart et al. (2006). Pour cela, nous proposerons une méthode capable de calculer le ratio FCE directement des images IRM. Cette méthode est basée sur le repérage d'une ficelle « sommaire » à partir de la définition de repères anatomiques identifiés directement dans le volume des images IRM. Cette ficelle sommaire devrait présenter un ratio de forces qui équivaut (acceptant une erreur du 10%) au ratio de forces 3D issu du calcul précédent utilisant l'ensemble des ficelles.

Ce mémoire a été divisé en quatre chapitres. Le premier chapitre a comme objectif la description du contexte de l'étude ainsi que la réalisation d'une revue de la littérature. En effet, ce chapitre décrit l'anatomie du complexe articulaire de l'épaule ainsi que sa mobilité et stabilité, la nature et les problèmes associés aux RCR et les méthodes existantes de calcul de forces musculaires. Le deuxième chapitre présente la problématique ainsi que les objectifs de l'étude, qui sont traités dans les deux chapitres suivants. Le troisième chapitre nous présente la méthode d'obtention du ratio FCE et sa relation avec la fonction de l'épaule. Ce chapitre inclut une présentation des résultats ainsi qu'une section de discussion. Finalement, le dernier chapitre propose une méthode simplifiée pour l'obtention du ratio FCE qui ne nécessite pas une reconstruction 3D des structures à partir des images IRM. Ce chapitre inclut une présentation des résultats préliminaires sur la faisabilité de la méthode ainsi qu'une section de discussion.

CHAPITRE 1

CONTEXTE ET RECENSION DES ÉCRITS

Le présent chapitre a pour objectif de présenter le complexe articulaire de l'épaule, les problèmes associés aux ruptures de la coiffe des rotateurs ainsi que les méthodes principales de calcul de forces musculaires.

1.1 L'épaule

L'épaule permet d'effectuer des mouvements du membre supérieur de grande amplitude. Ces mouvements peuvent être généralement classifiés selon le plan anatomique dans lequel ils sont réalisés. Les mouvements possibles sont la rotation de « flexion-extension » (plan sagittal), la rotation d' « abduction-adduction » (plan frontal), et la rotation axiale « externe-interne » (Figure 1.1).

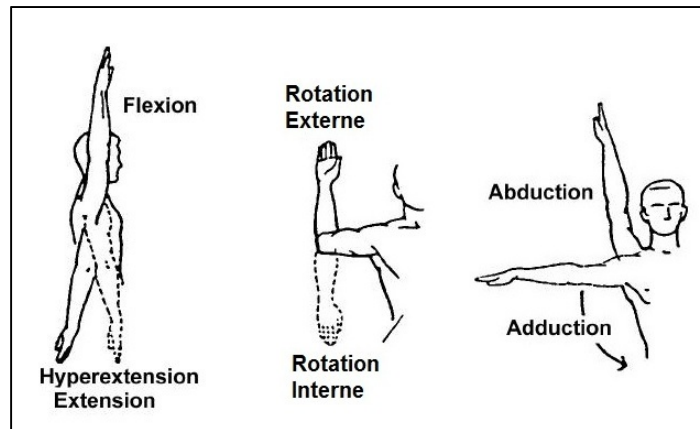


Figure 1.1 Les mouvements de l'épaule
Adaptée de US Army (2010)

1.1.1 Anatomie de l'épaule

La grande mobilité de l'épaule est assurée par trois articulations mobiles : l'articulation scapulohumérale (aussi nommée glénohumérale), l'articulation acromioclaviculaire et l'articulation sternoclaviculaire (Figure 1.2).

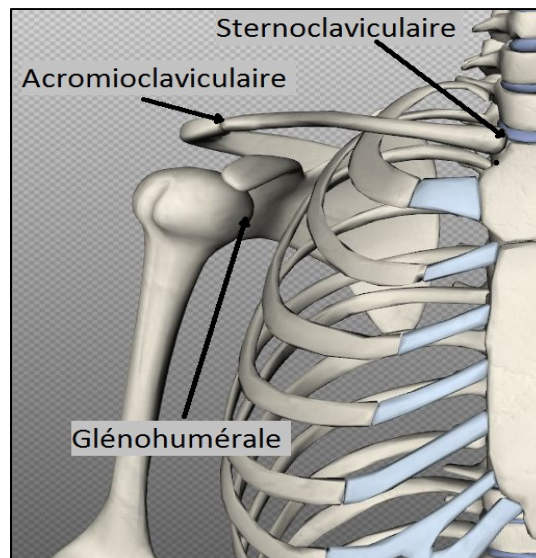


Figure 1.2 Les articulations de l'épaule
(vue antérieure)
Adaptée de BioDigital Systems (2011)

L'articulation scapulohumérale est une articulation multiaxiale synoviale entre la tête humérale et la cavité glénoïdale permettant trois rotations et trois translations. Comme toutes les articulations synoviales, elle présente une capsule articulaire : des tissus fibreux entourant l'articulation qui permettent une lubrification optimale. L'articulation sternoclaviculaire, composée de la partie supérieure du sternum et la partie proximale de la clavicule, est l'articulation entre le membre supérieur et l'axe du squelette. L'articulation acromioclaviculaire est formée par la clavicule et la scapula, plus précisément l'acromion (Rockwood, Matsen, Lippitt, & Wirth, 2009).

1.1.1.1 Les os

Les os impliqués dans le mouvement de l'épaule sont la scapula, l'humérus et la clavicule (Figure 1.3)

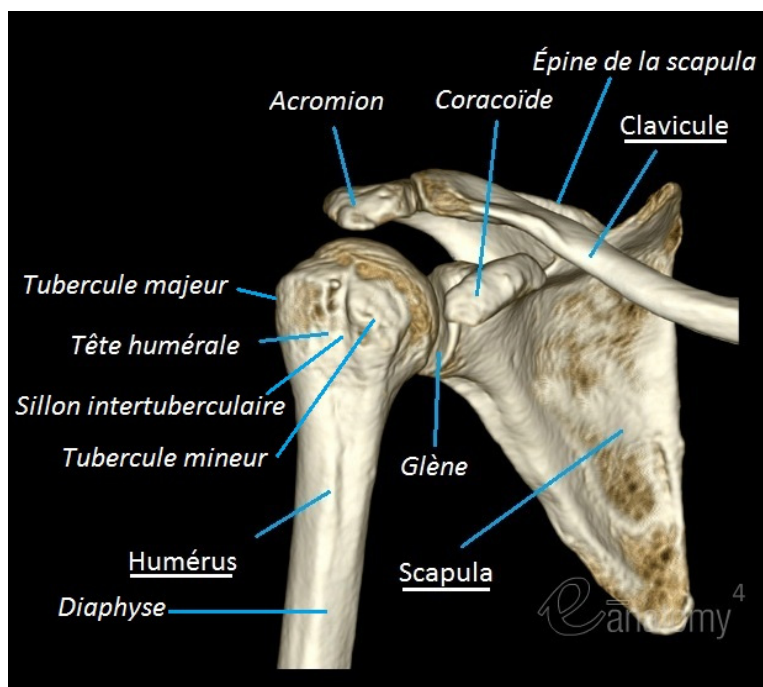


Figure 1.3 Les os de l'épaule (vue antérieure)
Adaptée de IMAIOS SAS (2008)

i. La scapula

La scapula est un os triangulaire et mince positionné sur la face postérolatérale du thorax qui sert principalement de point d'attache à plusieurs muscles, et qui oriente la cavité glénoïdale dans les trois plans de l'espace. L'épine de la scapula sépare les muscles sus-épineux et sous-épineux, et forme la base de l'acromion dans sa partie supérieure latérale. La cavité glénoïdale représente la surface qui s'articule avec l'humérus. Le processus coracoïde est la protubérance qui s'élève au-dessus de cette cavité (Terry et Chopp, 2000).

ii. L'humérus

L'humérus est l'os le plus large et long du membre supérieur. La tête humérale, le tubercule majeur et mineur, le sillon intertuberculaire ainsi que la diaphyse humérale proximale, constituent la portion proximale de l'humérus.

iii. Clavicule

La clavicule est l'os connectant le tronc avec la ceinture scapulaire à l'aide de l'articulation sternoclaviculaire dans la partie médiale et de l'articulation acromioclaviculaire dans la partie latérale. Comme la scapula, elle est un lieu d'attache de plusieurs muscles (Terry et Chopp, 2000).

1.1.1.2 Les muscles

Les muscles de l'épaule peuvent être divisés en muscles scapulothoraciques, muscles scapulohuméraux, muscles correspondant à plusieurs articulations et muscles de la coiffe des rotateurs (CR) (*voir* section suivante). Étant donnée l'importance dans ce projet des muscles de la CR ainsi que du deltoïde, uniquement ces muscles seront décrits de manière plus détaillée. Tous les muscles de l'épaule sont néanmoins cités ci-dessous :

- Muscles scapulothoraciques : trapézoïde, rhomboïde (majeur et mineur), levator scapulae, serratus antérieur, petit pectoral et subclavius.
- Muscles scapulohuméraux : deltoïde, grand rond et coracobrachial.
- Muscles correspondant à plusieurs articulations : grand pectoral, grand dorsal, biceps brachial, et triceps brachial.
- Muscles de la CR : sus-épineux, sous-épineux, petit rond et sous-scapulaire.

i. Les muscles de la coiffe des rotateurs

La CR (Figure 1.4) est un arrangement musculaire formé de quatre muscles. Les muscles de la CR sont associés les uns avec les autres, avec la capsule au-dessous et avec le tendon du chef long du biceps brachial (Rockwood et al., 2009). Ce groupe musculaire agit comme mécanisme stabilisateur dynamique par le contrôle du déplacement de la tête humérale lors des mouvements de l'épaule (Terry et Chopp ,2000).

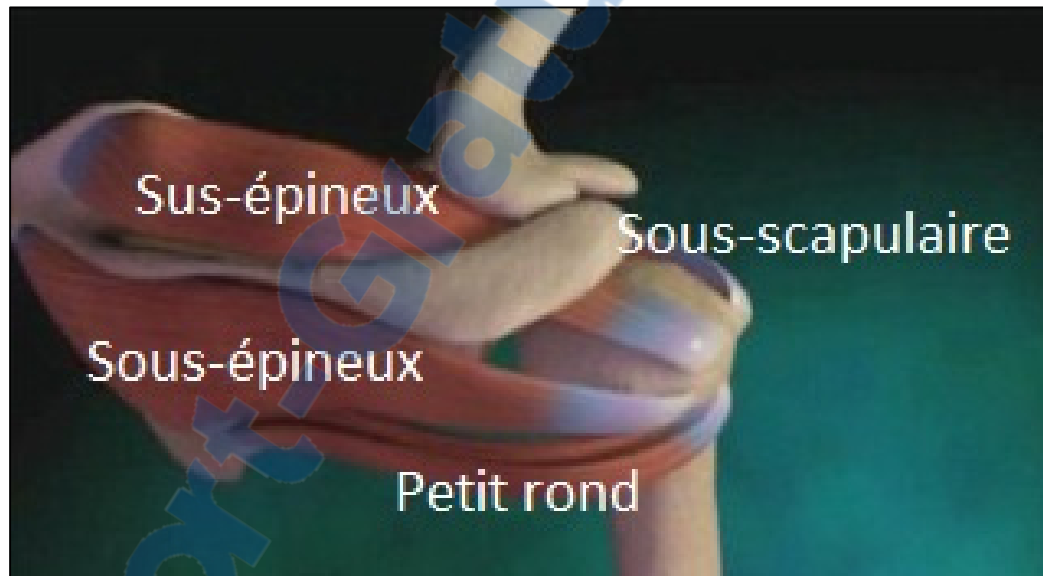


Figure 1.4 Muscles de la coiffe des rotateurs (vue supérieure-postérieure)
Adaptée de Atlas du corps humain (2011)

Les points d'attache proximaux et distaux (Figure 1.5) ainsi que les rôles principaux de chacun des muscles de la CR sont décrites dans le tableau Tableau 1.1.

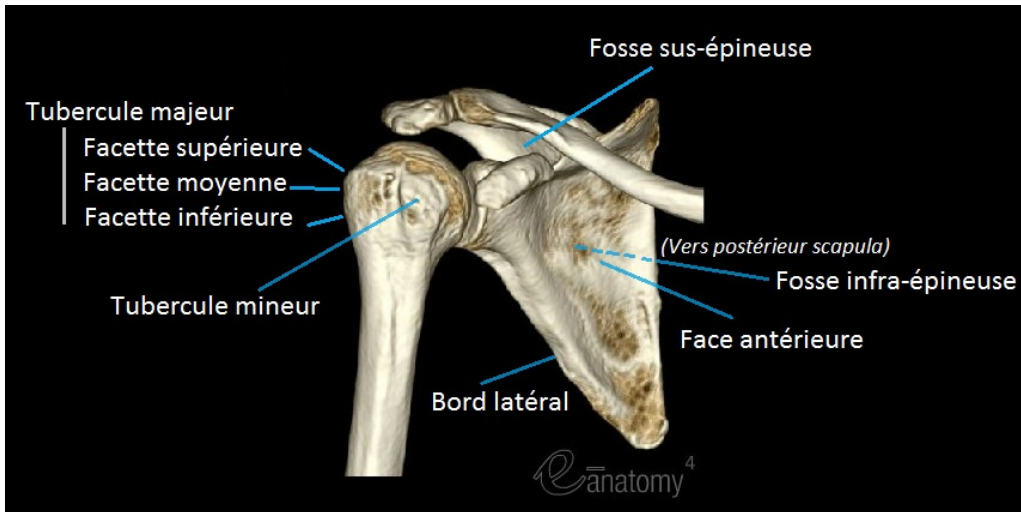


Figure 1.5 Points d'attache des muscles de la coiffe des rotateurs
(vue antérieure)
Adaptée de IMAIOS SAS (2008)

Tableau 1.1 Caractéristiques des muscles de la coiffe des rotateurs
Adapté de Kay Hillman (2003)

	Attache proximale	Attache distale	Rôle principal
Sus-épineux (Supra-épineux ou Supraspinatus)	Fosse sus-épineuse de la scapula	Facette supérieure du tubercule majeur de l'humérus	Abduction initiale du bras
Sous-épineux (Infra-épineux ou Infraspinatus)	Fosse infra-épineuse de la scapula	Facette moyenne du tubercule majeur de l'humérus	Rotation externe du bras
Petit rond (Teres minor)	Face dorsale de la portion moyenne du bord latéral de la scapula	Facette inférieure du tubercule majeur de l'humérus	Rotation externe du bras
Sous-scapulaire (Sub-scapulaire ou Subscapularis)	Deux tiers de la partie médiale de la face antérieure de la scapula.	Tubercule mineur de l'humérus	Rotation interne du bras

ii. Le deltoïde

Le deltoïde est un muscle épais et triangulaire couvrant l'épaule dans ses parties antérieure, postérieure et latérale (Klepps, 2004). Il peut être divisé en trois portions majeures (Figure 1.6) selon leur zone d'attache proximale (Rockwood et al., 2009) :

- Portion antérieure (attachée au tiers latéral de la clavicule)
- Portion moyenne (attachée à l'acromion)
- Portion postérieure (attachée à l'épine de la scapula)

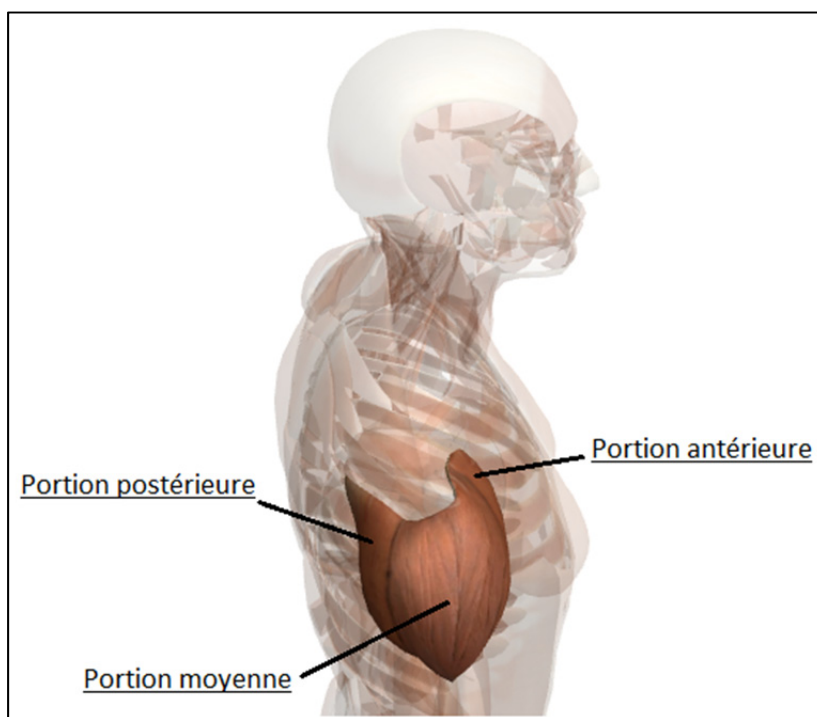


Figure 1.6 Les trois portions majeures du deltoïde
Adaptée de Zygot Media Group (2012)

Les trois portions majeures peuvent être encore sub-divisées. Sakoma et al. (2011) divisent le deltoïde en 7 segments représentant 7 tendons intramusculaires (Figure 1.7) : 3 segments antérieurs (A1, A2 et A3), 1 segment latéral (M1) et 3 segments postérieurs (P1, P2 et P3). Ils associent le segment A1 à la portion antérieure, les segments A2, A3, M1 et P1 à la portion moyenne, et les segments P2 et P2 à la portion postérieure. De plus, ils analysent

l'activité musculaire des tendons intramusculaires lors de certains mouvements. Ils constatent que les segments M1 et A3 présentent une activité musculaire d'environ 1,25 fois plus élevée par rapport aux autres tendons intramusculaires lors du mouvement d'abduction

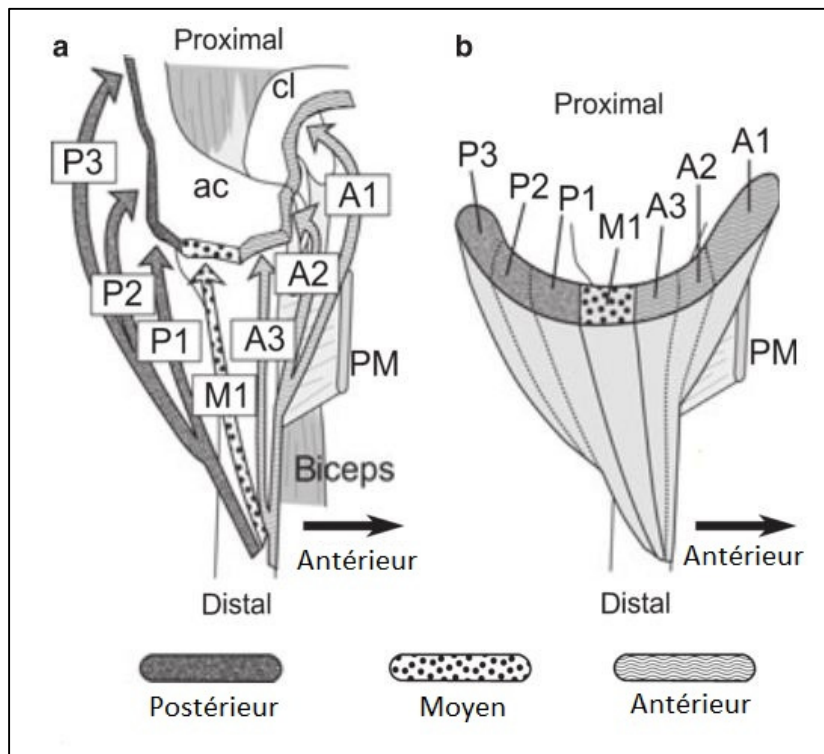


Figure 1.7 Les 7 segments du deltoïde : a) zones d'insertion et b) tendons intramusculaires
Adaptée de Sakoma et al. (2011)

En ce qui concerne son insertion distale, les différentes portions du deltoïde convergent au V deltoïdien (Figure 1.8), une zone en forme trapézoïdale située à la tubérosité deltoïdienne de l'humérus (Klepps, 2004).

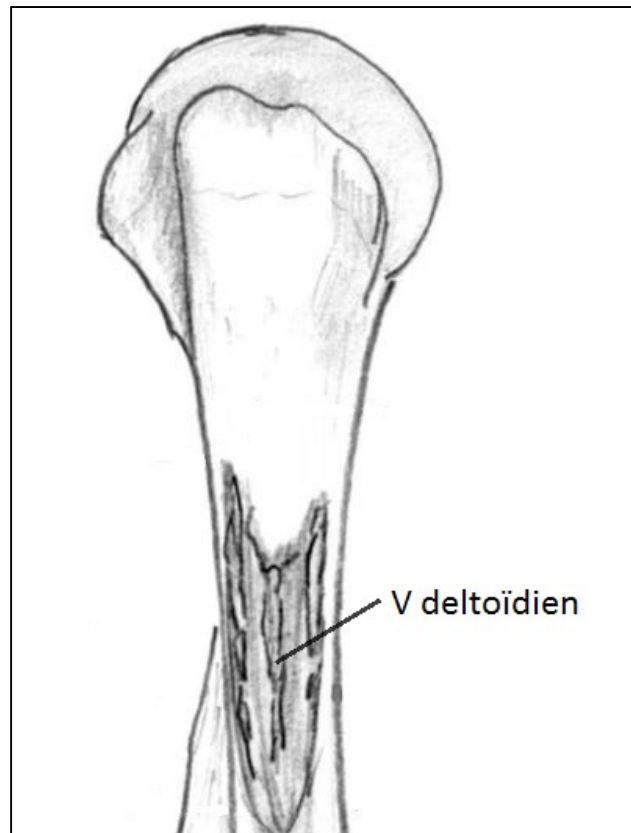


Figure 1.8 V deltoïdien (vue sagittale)
Adaptée de Rispoli et al. (2009)

La portion antérieure du deltoïde contribue principalement à la flexion du bras, la portion moyenne contribue principalement à l'abduction du bras et la portion postérieure contribue principalement à l'extension du bras (Kay Hillman, 2003).

1.1.1.3 Les autres tissus mous

Il existe une grande quantité de tissus mous autres que les muscles dans l'épaule. Cependant, seulement ceux qui touchent l'articulation scapulothoracique seront montrés (Figure 1.9) et décrits dans ce mémoire.

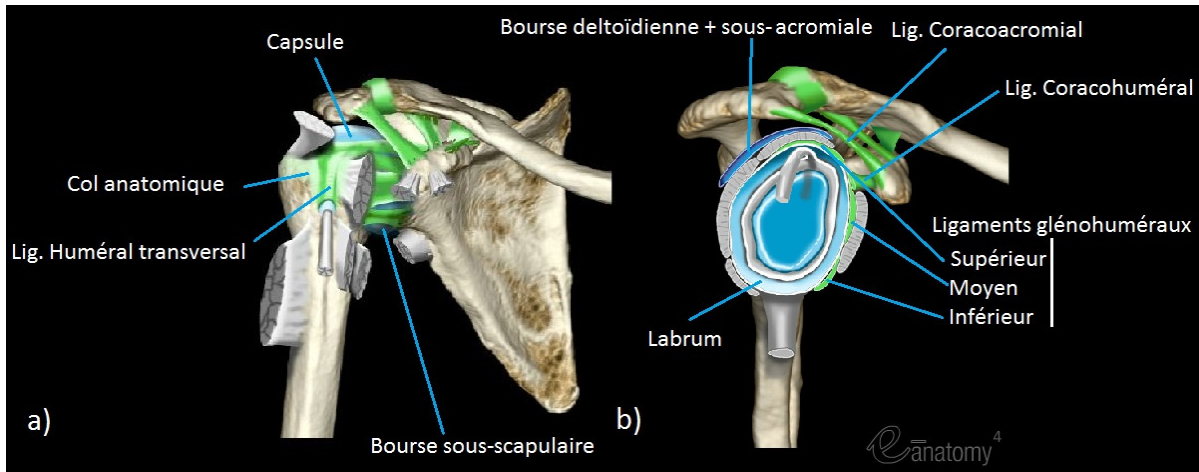


Figure 1.9 Les tissus mous : a) vue antérieure et b) vue sagittale
Adaptée de IMAIOS SAS (2008)

La cavité glénoïde (glène) est recouverte du labrum (ou bourrelet glénoïdal), un tissu fibrocartilagineux qui rend plus large cette cavité, protège la surface des os, contribue à la bonne lubrification de l'articulation scapulohumérale et en améliore la stabilité de (Peat, 1986; Billuart, 2008).

L'articulation scapulohumérale est entourée par la capsule, une membrane fibreuse généralement attachée médialement au-delà du labrum et latéralement au col anatomique de l'humérus. Elle est fusionnée à des structures ligamentaires telles que les ligaments glénohuméraux, coracohuméral, huméral transversal ainsi que les tendons de la coiffe des rotateurs (TCR). Elle contient du liquide synovial qui contribue à sa lubrification (Rockwood et al., 2009).

Il existe 3 ligaments glénohuméraux (supérieur, moyen et inférieur) attachés médialement à la partie antérieure du labrum et latéralement au tubercule mineur de l'humérus. Le ligament le plus important est le supérieur, qui crée une force s'opposant à l'action de la gravité. Le ligament moyen limite la rotation latérale et stabilise l'articulation dans la direction antérieure lors du mouvement d'abduction. Le ligament inférieur rend la capsule plus solide et prévient la subluxation et la dislocation antérieure lors du mouvement d'abduction (Peat, 1986).

Le ligament coracoacromial s'attache à l'acromion et au processus coracoïde. Son rôle principal est de protéger l'articulation scapulohumérale des possibles traumatismes ainsi que de prévenir la dislocation de la tête humérale du côté supérieur (Peat, 1986).

Les bourses sous-scapulaire, sous-acromiale et sous-deltaïdienne permettent le mouvement entre la CR et les structures avoisinantes grâce au liquide synovial qu'elles contiennent (Rockwood et al., 2009).

1.1.2 Mobilité et stabilité

La mobilité de l'épaule est le résultat de la combinaison de la mobilité de l'articulation scapulohumérale et celle qui est produite par le plan de glissement scapulothoracique (entre la face postérieure de la scapula et le thorax)(Veeger et van der Helm, 2007). Le mouvement de la scapula sur le thorax est responsable d'environ un tiers du mouvement d'élévation total du bras dans le plan de la scapula, c'est-à-dire que, pour 15° d'élévation, l'articulation scapulohumérale contribue de 10° et l'articulation scapulothoracique de 5° (Inman, Sounders et Abbott, 1944). Ceci est connu comme étant le rythme scapulohuméral (Codman, 1934).

La mobilité de la ceinture scapulo-humérale de l'épaule est déterminée par les relations complexes entre plusieurs forces musculaires, contraintes ligamentaires et articulations osseuses, lesquelles permettent sa stabilité. En effet, l'épaule a la plus grande amplitude de mouvement parmi toutes les articulations du corps humain grâce aux mécanismes stabilisateurs dynamiques (actifs) et statiques (passifs) (Terry et Chopp, 2000). Les mécanismes stabilisateurs passifs sont la congruence des surfaces articulaires ainsi que les structures cartilagineuses, capsulaires et ligamentaires. Les mécanismes stabilisateurs actifs sont l'ensemble de muscles présents dans l'épaule ayant une action coaptatrice (Lugo, Kung, et Ma, 2008).

Cette grande mobilité est possible car le rayon de courbure de la glène est nettement supérieur à celui de la tête humérale, ceci affectant directement la stabilité de l'articulation.

L'articulation scapulohumérale est l'articulation la plus instable du corps humain, contrairement à celle de la hanche, qui présente une stabilité notablement plus importante due en grande partie au large contact entre les surfaces articulaires (Rockwood et al., 2009).

La « loi fondamentale » de la stabilité scapulohumérale établit que l'articulation scapulohumérale ne disloquera jamais à condition que la force de réaction nette humérale soit toujours dirigée vers l'intérieur de l'arc glénoïdien effectif. D'un côté, la force de réaction nette humérale est la somme de toutes les forces agissant sur la tête humérale qui proviennent des muscles de la coiffe des rotateurs, d'autres muscles de l'épaule tels que le deltoïde, ainsi que du poids du bras et des forces appliquées de l'extérieur (Rockwood et al., 2009) (Figure 1.10).

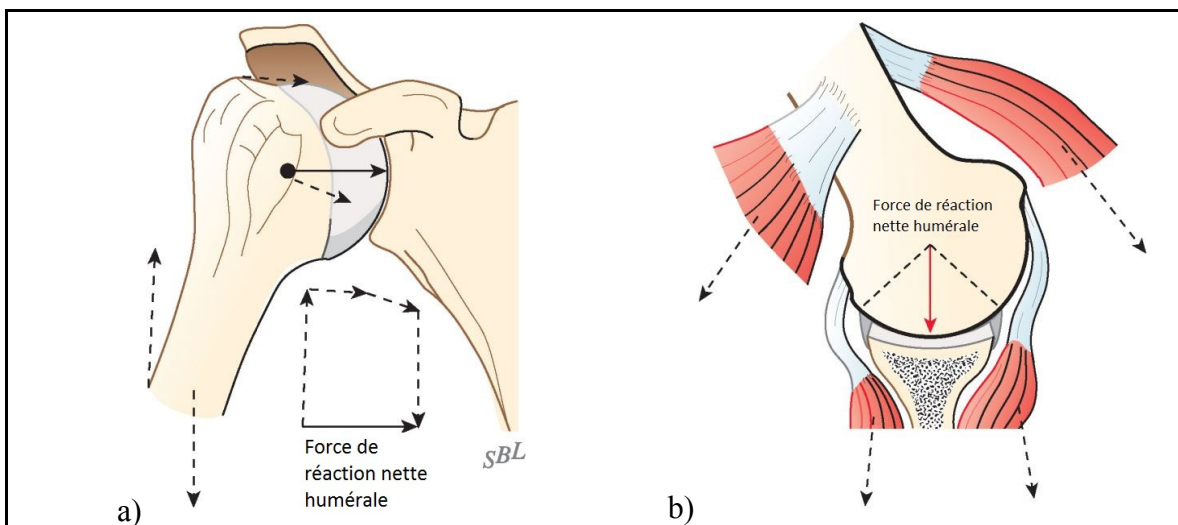


Figure 1.10 Exemples du calcul de la force de réaction nette humérale : a) vue antérieure et b) vue antérieure avec 90 ° de rotation
Adaptée de Rockwood et al. (2009)

De l'autre, l'arc glénoïdien effectif est l'ensemble surface glénoïdienne plus labrum (Figure 1.11). Il est associé à l'angle stabilisateur, c'est-à-dire l'angle maximal entre la force de réaction nette humérale et la ligne du centre de la glène. L'articulation scapulohumérale devient instable lors que l'angle entre la force de réaction nette humérale et la ligne du centre de la glène est supérieur à l'angle stabilisateur (Rockwood et al., 2009).

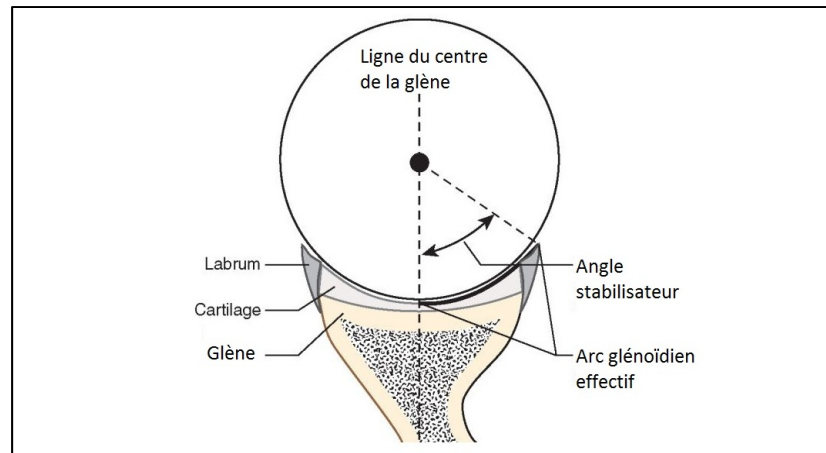


Figure 1.11 L'arc glénoïdien effectif et l'angle stabilisateur
Adaptée de Rockwood et al. (2009)

En résumé, les mécanismes stabilisateurs actifs et passifs travaillent pour que l'angle entre la force de réaction nette humérale et la ligne du centre de la glène ne soit jamais supérieur à l'angle stabilisateur.

1.1.3 Biomécanique du deltoïde

Un des premiers auteurs qui étudia la biomécanique du deltoïde fût Inman (Inman, Saunders, et Abbott, 1944), qui détermina l'équilibre dans l'articulation scapulo-humérale à l'aide de 3 forces :

- Le poids du membre supérieur W appliqué à son centre de masse,
- La force abductrice du deltoïde D appliquée à la tubérosité deltoïdienne de l'humérus, et
- La force de réaction R (opposée à la résultante de $W + D$) appliquée au centre de rotation.

Dans la Figure 1.12, ces trois forces sont représentées et décomposées selon l'axe x (axe de l'humérus) et l'axe y (direction perpendiculaire à l'axe de l'humérus et contenu dans le plan du mouvement). Le mouvement d'abduction est représenté par un arc de cercle dont le centre est le centre de rotation, à l'endroit où la force R est appliquée.

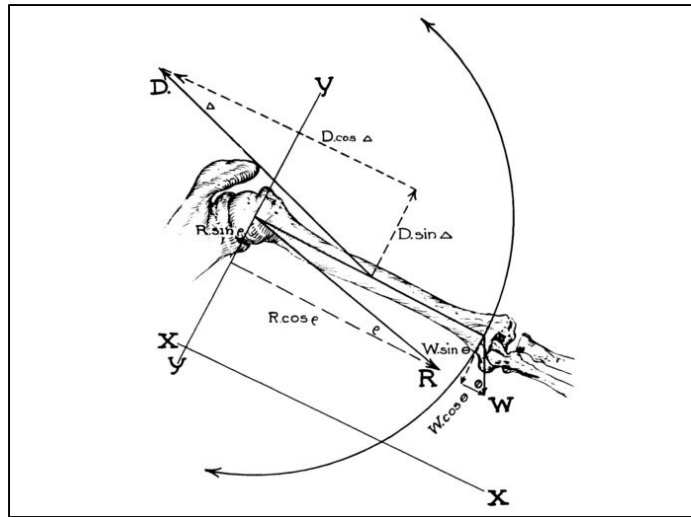


Figure 1.12 Représentation des forces par Inman, Saunders, et Abbott (1944)
Tirée de Inman, Saunders, et Abbott (1944, p.14)

Il définit le deltoïde comme le principal abducteur du bras ainsi qu'élevateur de la tête humérale dans la glène. Cette définition est appuyée par beaucoup d'autres auteurs tels que, Sarrafian (1983), Kapandji (2002), Billuart et al. (2006), Hansen et al. (2008), et Yanagawa et al. (2008).

En revanche, Billuart et al. (2006) soulignent qu'il existe également une seconde force, dirigée pour sa part vers le bas et qui participe à la stabilisation de l'articulation scapulohumérale lors des premiers degrés d'abduction du bras. Cette force, qu'ils qualifient comme abaissante, est calculée comme la force résultante du contact entre le deltoïde et les éléments présents dans la partie proximale de l'humérus (tête humérale et muscles de la CR). Selon Billuart et al. (2006), trois forces sont donc nécessaires afin de décrire l'action du deltoïde :

- Une force à l'insertion humérale,
- Une force à l'insertion acromiale, ainsi que
- La force abaissante qui provient du fait que le deltoïde s'enroule autour de la tête humérale.

Le mouvement de la tête humérale est donc déterminé par la somme de deux types de forces. D'un côté, il y a la force élévatrice qui est appliquée au V deltoïdien et qui élève l'humérus, et de l'autre, il y a une force qui est appliquée à la tête et qui a tendance à la vers la glène, voire l'abaisser. Ce concept nous amènera à définir la notion de rôle coaptateur du deltoïde, en plus de son rôle élévateur, plus connu dans la littérature.

Yanagawa et al. (2008) montrent que c'est la portion moyenne du deltoïde qui contribue de manière plus significative à la compression de l'articulation scapulohumérale lors du mouvement d'abduction. Ce rôle coaptateur devient maximal quand l'abduction est à 90°, car la projection (vers la direction correspondante au sens de la compression) de la force élévatrice provenant du deltoïde est maximale. De plus, ils soulignent la présence de forces déstabilisatrices (appelées de cisaillement), lesquelles ont une direction antérieure et supérieure. Leur rôle déstabilisateur devient maximal lorsque le bras est positionné au long du thorax (la projection de la force élévatrice provenant du deltoïde vers la direction de cisaillement est alors maximale).

En résumé, la portion moyenne du deltoïde produit la plus grande force de compression de la tête humérale vers la glène parmi tous les muscles de l'épaule. Cependant, c'est aussi le muscle causant les plus grandes forces de cisaillement. Sa contribution globale à la stabilité de l'articulation scapulohumérale est donc a priori inférieure à celle qui est fournie par les muscles de la CR (Yanagawa et al., 2008).

1.2 Ruptures de la coiffe des rotateurs

Les ruptures de la coiffe des rotateurs (RCR) font référence aux tendinopathies des muscles de la CR. D'un côté, les ruptures transfixiantes sont celles qui traversent l'épaisseur du tendon dans sa totalité, de l'autre, les ruptures partielles sont des défauts tendineux non transfixiants. Plusieurs études ont montré la tendance de ces lésions à ne pas guérir (Rockwood et al., 2009). Ainsi, les ruptures partielles ont généralement un comportement évolutif vers les ruptures transfixiantes.

En ce qui concerne la pathogenèse, la coiffe des rotateurs est soumise à divers facteurs défavorables tels que la traction, la compression, la contusion, l'inflammation, etc. Cependant, la cause principale des dégénérescences tendineuses est le vieillissement (Rockwood et al., 2009). Comme le reste des tissus conjonctifs du corps, les fibres présentes dans la CR deviennent plus faibles avec l'âge. Puisqu'elles sont plus faibles, moins de force est nécessaire pour les endommager. Tous les rapports cliniques montrent une légère présence de troubles tendineux avant l'âge des 40, lesquels augmentent de manière notable à partir des 60 ans (Rockwood et al., 2009).

Les lésions de la CR commencent généralement là où les tensions sont plus grandes : la face profonde de l'insertion antérieure du sus-épineux, près du long chef du biceps (Figure 1.13). Puisque les fibres tendineuses sont sous tension même au repos, elles se rétractent après la rupture. La rupture évolue en endommageant le sus-épineux progressivement, de la partie antérieure vers la partie postérieure.

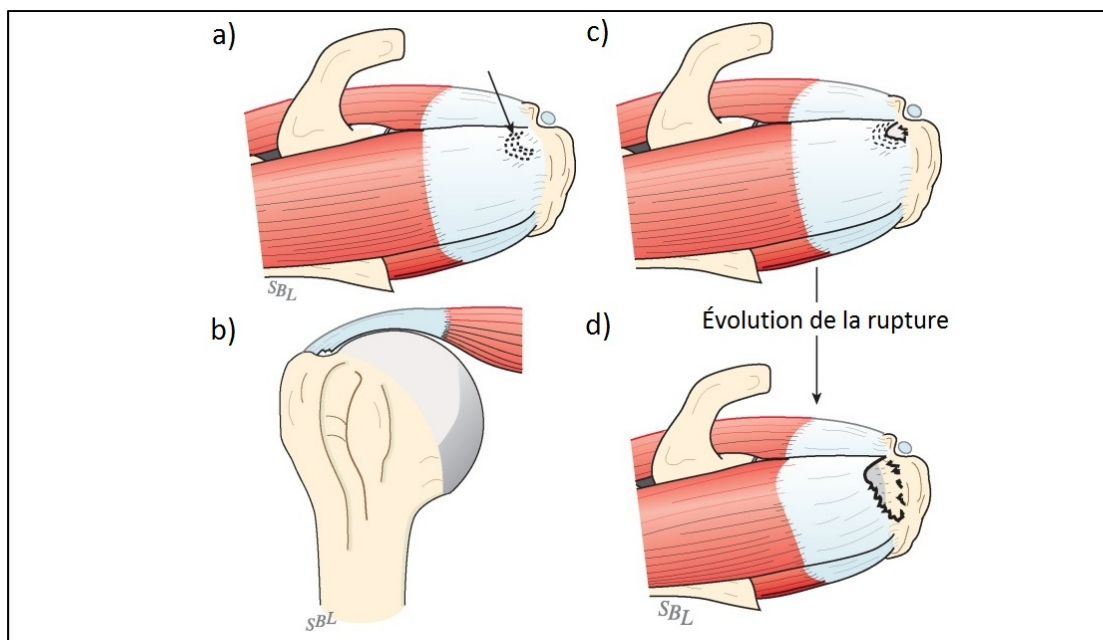


Figure 1.13 Apparition et évolution des ruptures de la coiffe des rotateurs :a) vue supérieure de l'endroit où la rupture commence, b) vue antérieure de la rupture partielle, c) et d) évolution de la rupture.

Adaptée de (Rockwood et al., 2009)

Étant donné l'absence de guérison, le processus dégénératif se poursuit jusqu'à atteindre la rupture transfixiante du tendon sus-épineux antérieur. Suite à cette rupture, le processus dégénératif se propage habituellement à la totalité du sus-épineux puis atteint le sous-épineux. Finalement, la rupture peut se propager de manière antérieure affectant le tendon sous-scapulaire par le haut du tubercule mineur au début puis s'étendant vers le bas. (Rockwood et al., 2009). La rupture transfixiante de plus d'un tendon est appelée rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR).

Dans le texte qui suit, les conséquences des ruptures de la coiffe des rotateurs seront décrites.

Les RCR perturbent l'équilibre de forces dans l'épaule et plus précisément dans l'articulation scapulohumérale. Cela génère fréquemment des douleurs et généralement une diminution de la fonction de l'épaule (Steenbrink et al., 2009)

Afin de compenser le moment de force perdu par la partie du tendon du sus-épineux, le deltoïde essaie d'augmenter sa force. Cela se traduit généralement par l'augmentation de la composante de la force dirigée vers le haut sur la tête humérale, ce qui entraîne sa migration proximale et le risque de comprimer les tissus sous-acromiaux. Cependant, l'instabilité entraînée par la seule rupture du sus-épineux est généralement compensée par le même deltoïde et les muscles restants de la CR même s'il existe une importante migration proximale ainsi qu'antéro-postérieure de la tête humérale par rapport à la glène (Figure 1.14) (Steenbrink et al., 2009).

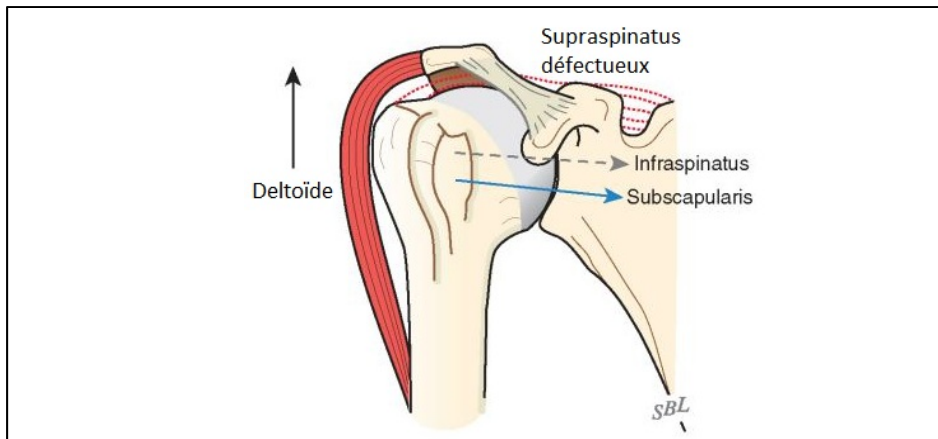


Figure 1.14 Conséquences de la rupture transfixiante du sus-épineux
Adaptée de (Rockwood et al., 2009)

Lors des RMCR, l'articulation scapulohumérale reste toujours instable à cause des forces introduites principalement par le deltoïde dans la direction postérieure-supérieure. Cependant, à l'aide de la modélisation 3D musculo-squelettique de la cinématique et les forces présentes à l'épaule, Steenbrink et al. (2009) analysent les muscles qui devraient être activés pour préserver la stabilité scapulohumérale lors de RMCR. Ils soulignent l'importance du petit rond dans toutes sortes de ruptures massives ainsi que l'action du grand pectoral et du grand dorsal lors de ruptures massives sévères (sus-épineux, sous-épineux et sous-scapulaire et/ou chef long du biceps). Les trois muscles agissent comme muscles adducteurs afin de tirer la tête humérale vers le bas.

En résumé, les ruptures symptomatiques de la coiffe des rotateurs montrent l'incapacité des muscles encore fonctionnels à stabiliser l'articulation scapulohumérale. La cause de cette incapacité n'est pas bien connue, mais elle pourrait être expliquée par des troubles du petit rond ou par l'inhibition de l'action réflexe des muscles lors de la présence de douleur notamment lors du conflit sous-acromial (douleur lors de l'élévation du bras causée par le frottement des tissus entourant la tête humérale avec l'acromion) (Ben-Yishay et al., 1994; Steenbrink et al., 2006; de Groot et al., 2006)

1.2.1 Diagnostic des ruptures de la coiffe des rotateurs

Le diagnostic des RCR est basé sur l'étude de l'imagerie médicale de l'épaule. Le rôle de l'imagerie diagnostique est d'aider à la gestion du traitement, soit chirurgical ou conservateur (de Jesus et al., 2009).

Parmi les différents tests d'imagerie utilisés pour évaluer l'épaule douloureuse, l'imagerie par résonance magnétique (IRM), l'arthro-IRM et les ultrasons sont devenus les plus répandus. Cependant, chaque test présente des avantages et inconvénients quant à sa spécificité et sa sensibilité à détecter différents types de ruptures (de Jesus et al., 2009).

L'IRM révèle des informations sur les tissus mous et les structures osseuses. Elle fournit une très bonne précision lors de l'identification des ruptures transfixiantes avec une variation inter-observateur très faible. Cependant, elle s'avère un peu moins efficace dans la différenciation entre une coiffe saine, une tendinopathie quelconque et une rupture partielle (Rockwood et al., 2009). L'étude de la dégénérescence graisseuse musculaire (évaluation de l'atrophie musculaire) peut être aussi effectuée à l'aide de cette technique d'imagerie médicale.

L'arthro-IRM est la technique combinant l'IRM et l'arthrographie. L'arthrographie est un examen radiologique consistant à introduire un produit de contraste à l'intérieur de l'articulation afin de mieux repérer les structures cartilagineuses et ligamentaires. D'un côté, l'arthrographie permet donc d'étudier l'articulation au niveau ostéo-chondral et ligamentaire et de l'autre, l'IRM permet l'étude des structures musculaires et tendineuses.

L'imagerie par ultrasons est appelée échographie, car l'image est formée grâce à l'enregistrement des échos provenant de pulses ultrasoniques réfléchis sur les tissus. C'est une technique non-invasive et non-rayonnante qui révèle non seulement l'intégrité de la CR, mais aussi l'épaisseur des tendons. Il s'agit d'une technique rapide, sécuritaire, à bas coût et

qui permet la réalisation des examens dynamiques et bilatéraux au même temps. Par contre, elle est reconnue comme étant très dépendante de l'opérateur (Rockwood et al., 2009).

Une étude pour déterminer la meilleure technique en termes de spécificité et sensibilité a été réalisé par de Jesus et al. (2009). La meilleure technique doit avoir un taux élevé de vrais positifs et un taux acceptable de faux positifs afin de limiter les interventions chirurgicales inutiles. Ils constatent que l'arthro-IRM est plus sensible et plus spécifique que l'IRM ou l'échographie, tant pour la détection de ruptures transfixiantes que partielles. L'IRM et l'échographie présentent une spécificité et sensibilité comparables. Cependant, l'arthro-IRM présente une complexité plus grande lors de sa mise en place étant donnée l'utilisation d'un produit de contraste.

1.2.2 IRM

Étant donné que cette étude est basée sur l'analyse d'images IRM afin d'étudier le complexe articulaire de l'épaule, un survol sur la technique d'IRM sera fait ici. Les informations suivantes sont extraites du guide de pratique clinique pour la performance et l'interprétation des IRM de l'épaule (American College of Radiology and Society of Skeletal Radiology, 2010).

Lors de la séance d'IRM les patients sont positionnés en décubitus dorsal avec le bras affecté le long du corps. Pour une bonne évaluation des muscles de la CR, la rotation interne du bras doit être évitée.

L'examen comporte généralement des acquisitions dans le plan transversal, sagittal-oblique (parallèlement au plan formé par la glène) et coronal-oblique (perpendiculairement au plan de la glène). L'évaluation de la coiffe des rotateurs, à l'exception du sous-scapulaire, est effectuée en utilisant seulement les deux séquences obliques. En revanche, la séquence transversale sert à l'évaluation des tendons du sous-scapulaire et du chef long du biceps, de l'articulation scapulohumérale ainsi que du labrum.

En ce qui concerne le champ de vue, il doit être ajusté à la taille du patient ainsi qu'aux structures examinées. Le champ de vue pour les séquences standard ne doit pas dépasser les 16 cm. Éventuellement, des séquences additionnelles avec un champ de vision plus large peuvent être nécessaires afin d'évaluer une anomalie spécifique de l'articulation scapulothoracique ou du muscle grand pectoral.

Une épaisseur de coupe de 4 mm ou moins dans les séquences obliques est nécessaire pour une bonne détection de pathologies tendineuses subtiles. Cependant, cette épaisseur peut être diminuée afin d'analyser d'autres structures telles que le labrum et le cartilage articulaire plus en détails. D'ailleurs, un espacement entre les coupes est généralement proposé afin de diminuer la présence de bruit dû à la diaphonie (interférence d'une image avec une autre). Cet espacement ne doit jamais dépasser un tiers de l'épaisseur de coupe. En revanche, il peut être éliminé, au détriment d'une augmentation du temps d'acquisition.

Finalement, les séquences couramment utilisées pour la détection de lésions de la coiffe sont de pondération T2 ou de densité protonique, avec ou sans saturation de graisse (suppression du signal correspondant à la graisse), et en utilisant la technique de spin-écho ou de turbo spin-écho.

1.2.3 Questionnaires de fonction

Les questionnaires de fonction servent à estimer la fonctionnalité de l'épaule. Tous les questionnaires se basent sur le même principe : le patient doit répondre à une série de questions où chacune est associée à une valeur selon la réponse. L'addition des valeurs obtenues pour chacune des questions constitue le score pour ce questionnaire.

Les deux scores les plus répandus dans le domaine de la recherche sont le score de quickDASH (IWH, 2006) et le score de Constant (Constant et Murley, 1987). Le score de quickDASH (*voir* ANNEXE I, Figure-A I-1 et Figure-A I-2) est directement proportionnel à la dysfonction de l'épaule tandis que celui de Constant (*voir* ANNEXE I, Figure-A I-3) est

inversement proportionnel à celle-ci. En effet, plus grande est la dysfonction de l'épaule, plus élevé est le score de quickDASH et plus faible est celui de Constant.

Le score de quickDASH est une version simplifiée plus efficiente du score DASH (*Disability of Arm-Shoulder-Hand*) développé par la « American Academy of Orthopaedic Surgeons », le conseil de « Musculoskeletal Speciality Societies » et le « Institute for Work and Health ».

Le questionnaire de fonction de Constant est constitué de quatre sections clairement différenciées :

- Douleur à l'épaule quantifiée de manière subjective par le patient,
- Questionnaire subjectif par rapport à l'activité quotidienne,
- Évaluation par le physiothérapeute sur la mobilité active de l'épaule, et
- Évaluation de la force réalisée lors de l'élévation du bras dans le plan de l'omoplate : force maximale que le patient est capable d'exercer à 90° d'abduction (force mesurée à l'aide d'un dynamomètre).

Une valeur est associée à chacune de ces sections et la somme de ces valeurs constitue la valeur totale.

Kitis et al. (2009) ont étudié la fiabilité et la validité du questionnaire DASH chez les travailleurs dans l'industrie. Ils évaluent la cohérence interne à l'aide du coefficient alpha de Cronbach, la fiabilité test-retest à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe (CCI), ainsi que la validité à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson par rapport au questionnaire de santé SF-36 (QualityMetric). L'étude indique que le score DASH présente une excellente cohérence interne (coefficient alpha de Cronbach égal à 0,91) et fiabilité test-retest (CCI de 0,92), ainsi qu'une corrélation modérée par rapport au SF-36 (coefficient de corrélation de Pearson de -0,64). Constant et Murley (1987) pour leur part ont évalué la validité du questionnaire en se basant sur l'erreur inter-observateur et la fiabilité en comparant les scores correspondant aux deux épaules (saine et blessée) des patients. L'étude montre un bas niveau d'erreur inter-observateur (moyenne de 3% sur 3 observateurs) ainsi qu'une bonne

différenciation entre le score correspondant à l'épaule blessée et celui qui correspond à l'épaule saine, donc une bonne fiabilité.

1.3 Méthodes de mesure des forces

L'étude de la relation entre les forces externes (appliquées sur le corps, notamment le poids de la personne) et internes (produites par les muscles et transmises aux ligaments et aux os), est essentiel afin de comprendre les troubles musculo-squelettiques associés au travail (biomécanique du travail) (Laursen et al., 1998). Cependant, il n'existe aucune méthode directe pour mesurer les forces produites par les muscles de l'épaule : lors de l'analyse biomécanique, le nombre de variables (forces musculaires et contraintes tissulaires) est toujours supérieur au nombre d'équations (moments et forces appliqués sur le système d'étude), ce qui résulte en un système d'équations indéterminé (Laursen et al., 1998).

Plusieurs méthodes ont été explorées pour pouvoir calculer ces variables d'une autre manière :

- L'électromyogramme (David et al., 2000; Minning et al., 2007; Hawkes et al., 2011),
- Les modèles biomécaniques 3D d'estimation de forces musculaires (Oizumi et al., 2006; Erdemir et al., 2007; Yanagawa et al., 2008),
- L'aire de la section transverse (Ikai et Fukunaga, 1968; Veeger et al., 1991; Oyama et al., 2011), et
- L'imagerie médicale (Gagey et Hue, 2000; Billuart et al., 2006; Sakoma et al., 2011)

Ces quatre méthodes sont présentées dans les sous-sections suivantes.

1.3.1 Électromyogramme

L'activation des muscles pendant les mouvements peut être visualisée grâce à l'électromyogramme (EMG). Le signal EMG global est la sommation algébrique des potentiels électriques générés lors de la contraction des muscles (Heintz, 2006). L'application

d'un potentiel d'action (influx nerveux) cause la dépolarisation des fibres durant la propagation du signal le long de la surface et donc leur contraction. De plus, cette dépolarisation génère un champ électrique au voisinage des fibres musculaires, lequel peut être détecté par une électrode EMG (Heintz, 2006). Les signaux EMG peuvent être enregistrés de manière invasive par l'introduction d'électrodes à l'aide d'une aiguille (pas d'intérêt pour l'évaluation de grandeurs biomécaniques) ou de manière non-invasive, par le contact surfacique des électrodes sur la peau. Ceci pourrait être la façon idéale pour le calcul de forces : placer les électrodes EMG aux points désirés pour obtenir les signaux EMG puis les analyser pour obtenir un estimé des forces à ces points-là. Ceci est appelé EMG de surface. Cependant, le manque de précision lors du positionnement des électrodes, l'éventuel processus invasif ainsi que le bruit introduit par les muscles voisins, rend difficile la quantification individuelle des forces musculaires (Oizumi et al., 2006).

1.3.2 Modèles biomécaniques 3D d'estimation de forces musculaires

L'épaule est un des systèmes les plus difficiles à modéliser étant donné sa complexité mécanique. Les forces externes (et les inerties associées) appliquées à l'extrémité supérieure sont transmises au thorax à travers les muscles et os de l'épaule. De plus, les mouvements de la scapula sont restreints par le plan de glissement scapulothoracique ainsi que par la clavicule. Ces contraintes font de l'épaule un mécanisme en chaîne fermée qui doit être représenté en 3D (van Der Helm, 1994).

Dans ce qui suit, nous résumons l'étude d'Erdemir et al. (2007), qui ont fait une revue systématique des modèles 3D d'estimation de forces musculaires au cours des mouvements.

Les modèles 3D d'estimation de forces musculaires peuvent être classifiés selon la méthode de calcul ou estimation de forces. La première méthode est dite de dynamique directe. Dans ce cas, la dynamique du mouvement humain est réalisée via l'activation des muscles, qui produit des forces musculaires qui font bouger par la suite les articulations d'une façon contrôlée afin d'accomplir des exigences précises associées à une tâche prédéterminée. La

méthode est structurée de manière itérative où une estimation de forces musculaires permet un premier calcul des mouvements articulaires résultants (cinématique articulaire), puis les forces musculaires sont recalculées itérativement afin d'obtenir la cinématique articulaire souhaitée pour effectuer la tâche prédéterminée. La deuxième méthode suit l'approche de manière « inverse », c'est-à-dire, les forces musculaires sont calculées à partir de l'analyse de la cinématique articulaire, qui permet l'estimation des moments articulaires puis le calcul des forces musculaires. Cette méthode est nommée analyse dynamique inverse.

Tout modèle 3D d'estimation de forces doit comporter les mécanismes de génération de forces musculaires, les caractéristiques anatomiques du système squelettique, ainsi que les systèmes sous-jacents neuronaux de contrôle (activation et excitation musculaires).

Plusieurs initiatives commerciales sont actuellement en cours, notamment Musculographics, Inc. (Chicago, IL), Anybody Group (Aalborg, Danemark) et Biomechanics Research Group, Inc. (San Clemente, CA), mais leur utilisation est encore limitée à la recherche. L'application en clinique n'a pas encore été signalée probablement dû à la difficulté d'utilisation de ces logiciels et au manque d'études faisant état d'une validation scientifique réussie. Ainsi, ces modèles permettent d'explorer des hypothèses et de faire des analyses de sensibilité, mais ils ne sont pas utilisables dans un contexte clinique.

1.3.3 Aire de la section transverse

Cette méthode estime la force d'un muscle à partir de l'aire de la section transverse physiologique (ASTP) (Hettinger, 1961) : un muscle ayant une ASTP élevée aura une force musculaire élevée et inversement.

Alexander et Vernon (1975) définissent l'ASTP comme l'aire coupant les fibres musculaires d'un muscle ou groupe de muscles de manière perpendiculaire. Ils mettent l'accent sur l'application correcte de ce concept selon les diverses sortes de muscles ayant leurs fibres musculaires dirigées de façon différente. Le deltoïde étant un muscle multi-penné (la

direction des fibres musculaires de chacune des portions deltoïdiennes forme un angle différent avec l'axe de traction du muscle), l'ASTP doit être calculée pour chacune de ses portions (Figure 1.15).

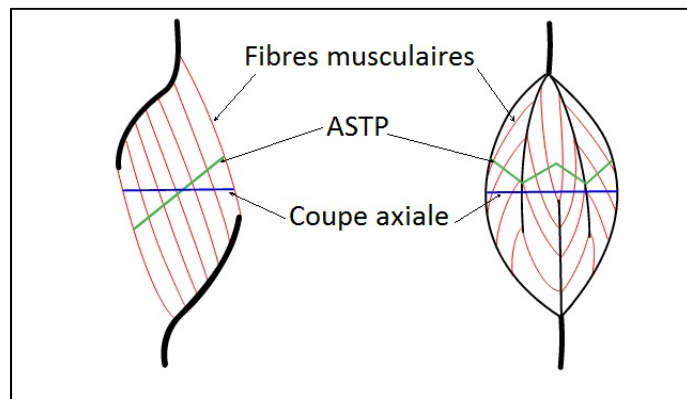


Figure 1.15 L'ASTP des muscles pennés (gauche) et multi-pennés (droite)
Adaptée de Wikipedia (2011)

L'ASTP peut être reliée avec les forces musculaires de diverses manières. Ikai et Fukunaga (1968) montrent une relation étroite entre la l'ASTP (calculée à l'aide de l'imagerie par ultrasons) des muscles du bras avec la force maximale de flexion du biceps (calculée à l'aide d'un tensiomètre). Maughan et Watson (1983) obtiennent une corrélation légèrement significative ($r = 0,59$ pour les hommes et $r = 0,51$ pour les femmes; $p < 0,01$) entre l'ASTP (calculée à l'aide du CT-scan) des muscles extenseurs du genou avec la force maximale d'extension. Narici et Landoni (1992) calculent la tension musculaire des muscles extenseurs du genou comme la division entre la force maximale d'extension du genou (calculée à l'aide d'une cellule de charge) et l'ASTP des muscles extenseurs du genou (calculée à l'aide de l'IRM). Ils concluent que les valeurs de tensions musculaires obtenues concordent bien avec celles obtenues dans la littérature.

Pour conclure, l'ASTP d'un muscle ou groupe de muscles et la force associée à ce muscle ou groupe de muscles semble bien corrélée. Cependant, le calcul de l'ASTP n'est pas toujours évident : les fibres musculaires de chacun des faisceaux musculaires doivent être facilement

repérables dans les images utilisées. Par conséquent, des protocoles d'acquisition spécifiques sont nécessaires, ce qui rend difficile l'utilisation de l'ASTP en clinique.

1.3.4 L'imagerie médicale

Comme nous venons de le voir, l'imagerie médicale est souvent essentielle dans certaines méthodes de calcul de forces. D'un côté, le CT-scan est une technique très utilisée pour la reconstruction 3D de structures osseuses faisant partie des modèles 3D biomécaniques d'estimation de forces musculaires. En effet, c'est une technique permettant une très bonne résolution spatiale et une faible séparation entre tranches (un CT-scan peut facilement fournir des images séparées de 0,5 mm). De l'autre, le CT-scan, l'IRM ou les ultrasons servent au calcul de l'ASTP dans plusieurs études traitant sur la méthode de calcul de forces par l'aire de la section transverse. De plus, les nouvelles techniques d'imagerie médicale permettent de mesurer directement l'activité musculaire. Sakoma et al. (2011) utilisent la tomographie par émission de positons (TEP) avec le produit radioactif fluorodeoxyglucose (FDG) pour étudier l'activité musculaire du deltoïde de manière non-invasive. L'information tirée de la TEP-FDG est comparée avec celle provenant d'images IRM acquises au sein de la même étude, ce qui leur permet de déterminer les zones précises qui contribuent le plus au mouvement d'abduction du bras. Ces zones sont celles qui correspondent aux segments P3, M1, A3, A2 déjà décrits au point 1.1.1.2ii : *Le deltoïde (p. 9)*. Par contre, outre l'intérêt indéniable pour la recherche, cette approche n'est pas applicable à la réalité clinique puisqu'elle implique trop de radiations.

L'approche qui nous intéresse le plus et qui sert de base pour la présente étude est celle qui a été fournie par Billuart et al. (2006). Ces chercheurs ont développé une méthode de calcul de forces basée sur l'imagerie IRM. Tel que décrit à la section 1.1.3, Billuart et al. (2006) affirment que trois forces sont nécessaires afin de décrire l'action du deltoïde :

- Une force à l'insertion humérale,
- Une force à l'insertion acromiale, et

- Une force au contact entre la surface la plus profonde du deltoïde et l'extrémité supérieure de l'humérus (tête humérale et les tissus mous entourant la tête humérale).

Dans leur étude, ils considèrent en effet que le deltoïde enveloppe l'extrémité supérieure de l'humérus, ce qui suggère que le deltoïde agit sur l'extrémité supérieure de l'humérus comme une ficelle agissant sur une poulie (Gagey et Hue, 2000) (Figure 1.16).

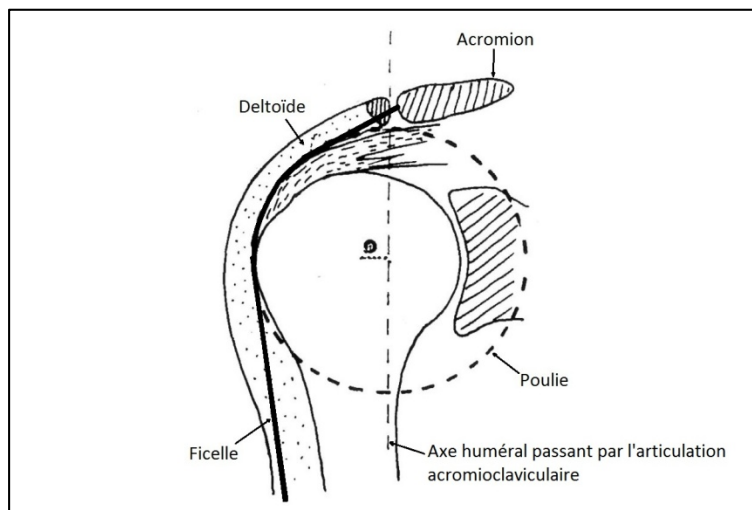


Figure 1.16 Représentation du deltoïde en tant que ficelle
Adaptée de Gagey et Hue (2000, p.253)

L'objectif de leur étude est de déterminer la direction de la migration engendrée par la force appliquée par la portion moyenne du deltoïde sur l'extrémité supérieure de l'humérus. Pour ce faire, les forces du deltoïde sont calculées selon la mécanique d'un système de poulies (Figure 1.17), puis un ratio entre les forces élévatrices (celles qui contribuent à élever l'humérus) et abaissantes (celles qui contribuent à abaisser l'humérus) est calculé. Les composantes en y montrent le caractère élévateur ou abaissant des forces. Seulement les forces R et $F1$ sont considérées pour le calcul du ratio. En effet, elles sont les seules forces à être en contact avec l'humérus et qui contribuent donc à son déplacement (la force $F2$ étant appliquée sur l'acromion).

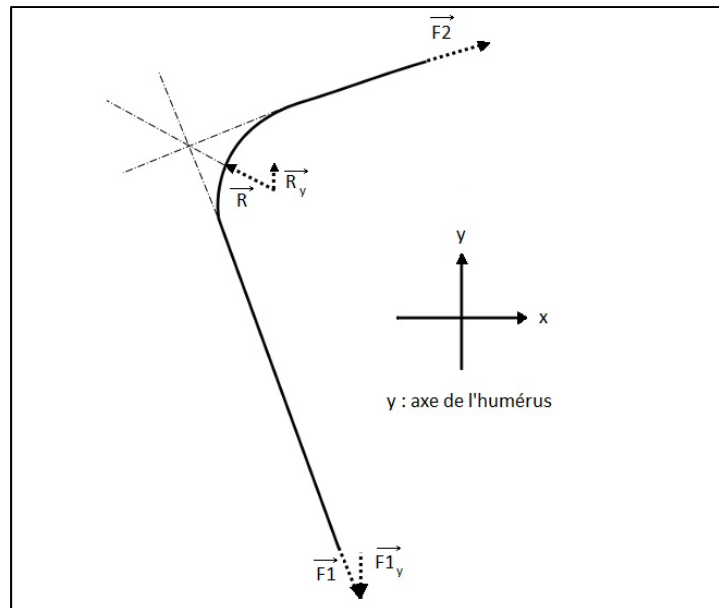


Figure 1.17 Forces sur le deltoïde
Adaptée de Billuart et al. (2006, p.78)

Les ficelles correspondant au deltoïde moyen sont obtenues par ordinateur en « coupant » les structures musculo-squelettiques reconstruites auparavant à l'aide de la segmentation des images IRM selon un axe de coupe longitudinal. Ces coupes en quartiers définissent des plans dans lesquels on retrouve la poulie (qui correspond à l'ensemble des tendons de la coiffe des rotateurs (TCR) plus la tête humérale) et la ficelle (qui correspond au deltoïde) (Figure 1.18). D'ailleurs, étant donné le champ de vision de l'IRM, une extrapolation pour déterminer l'insertion du deltoïde sur l'humérus a été effectuée.

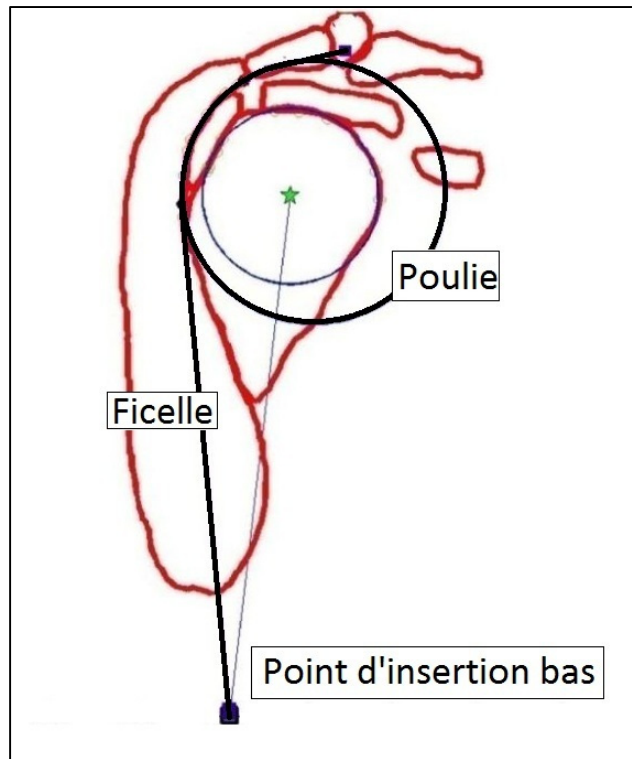


Figure 1.18 Plans de coupe
Adaptée de (Billuart, 2008, p. 50)

En résumé, l'imagerie médicale jumelée avec des approches biomécaniques permet l'estimation des forces musculaires. Dans ce point nous avons vu comment Billuart et al. (2006) développent leur méthode de calcul de forces dans le deltoïde, ce qui servira de base pour le développement méthodologique de cette étude.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

2.1 Problématique

Aucun indice clinique capable de relier la blessure à l'état fonctionnel de l'épaule n'existe. Cet indice serait pourtant utile pour mieux comprendre la biomécanique de cette articulation et à terme, permettre même de prédire le risque de chronicité d'une blessure à l'épaule. Il permettrait notamment une meilleure compréhension de la mécanique de l'épaule et l'élaboration de plans de réadaptation adaptés. Le suivi de la réadaptation pourrait être fait à l'aide de cet indice, qui pourrait montrer l'évolution de la fonctionnalité de l'épaule avec le temps (amélioration, stabilité ou détérioration).

La biomécanique du muscle deltoïde a été largement étudiée afin de déterminer sa contribution aux divers mouvements de l'épaule ainsi qu'à sa stabilité. La stabilité de l'épaule est strictement liée à la fonctionnalité de l'épaule : plus stable est l'articulation, meilleure est sa fonctionnalité. Plusieurs études ont été faites dans le cadre de blessures de la coiffe des rotateurs (CR), cependant, aucune ne montre comment les forces présentes dans le deltoïde affectent la fonctionnalité de l'épaule blessée.

L'imagerie IRM est un outil médical mondialement répandu qui permet, outre le diagnostic, l'estimation des forces présentes dans le deltoïde de manière non-invasive. Billuart et al. (2006) présentent une méthode de calcul de forces du deltoïde à l'aide des IRM permettant d'étudier le sens et l'importance de la migration inférieure-supérieure de la tête humérale engendrée par le deltoïde. L'étude est faite à l'aide d'un ratio abaissant/élevateur des composantes des forces du deltoïde moyen dans la direction inférieure-supérieure. Ce ratio montre le comportement déstabilisateur du deltoïde moyen selon une seule direction (le long de l'axe huméral). Or, afin d'étudier le comportement stabilisateur/déstabilisateur du deltoïde dans son ensemble, les forces procurant un certain niveau de stabilité devraient être aussi considérées. Ainsi, la méthode développée par Billuart et al. (2006) servira de base pour la

présente étude et sera légèrement modifiée pour y intégrer le rôle coaptateur du deltoïde moyen. Nous supposons en effet que la composante des forces orientée perpendiculairement au plan de la glène représenterait le rôle coaptateur du deltoïde. Par ailleurs, cette méthode utilise la reconstruction 3D de plusieurs structures musculo-squelettiques de l'épaule à partir d'un grand nombre de tranches d'images IRM. Ceci est un processus lent et fastidieux principalement causé par l'écart entre les images IRM, qui ne peut pas être plus petit que 3mm, ainsi qu'à la difficulté de distinguer des structures (surtout dans le cas des muscles).

Deux sous-problèmes découlent donc de ces raisonnements :

- Bien que le ratio de Billuart et al. (2006) semble intéressant pour étudier sa relation avec la fonctionnalité de l'épaule, les forces coaptatrices procurant une certaine stabilité à l'épaule ne sont pas incluses dans celui-ci.
- La méthode pour le calcul de forces présentes dans le deltoïde est longue à mettre en œuvre et difficile dû à la nécessité de faire une reconstruction 3D préalable de l'épaule.

2.2 Objectifs

La problématique de cette étude nous amène vers trois objectifs. Le premier objectif est le développement d'un ratio de forces inspiré du ratio de Billuart et al. (2006) mais qui tient compte de l'action coaptatrice du deltoïde. Ce ratio de forces est nommé ratio des forces coaptatrices/élevatrices (ratio FCE).

Le deuxième objectif est d'obtenir un certain lien entre le ratio FCE avec la fonctionnalité de l'épaule qui sera évaluée à l'aide des questionnaires de fonction de quickDASH et de Constant.

Le troisième objectif est de proposer une nouvelle méthode pour le calcul du ratio FCE. Cette méthode doit permettre l'obtention du ratio de manière plus rapide et être applicable en clinique. La méthode doit donc exclure le processus de reconstruction 3D.

2.3 Hypothèses de la recherche

La vérification de deux hypothèses va être faite dans la présente étude :

- La stabilité de l'épaule peut être étudiée à l'aide du ratio FCE. La valeur du ratio augmente lorsque la stabilité de l'épaule augmente. Il existe donc un lien entre la stabilité/instabilité procurée par le deltoïde moyen et la fonctionnalité de l'épaule.
- Le même ratio FCE peut être trouvé en analysant uniquement une petite partie (ficelle « sommaire ») du deltoïde moyen.

CHAPITRE 3

OBTENTION DU RATIO DES FORCES COAPTATRICES/ÉLÉVATRICES ET LIEN AVEC LA FONCTION DE L'ÉPAULE

Ce chapitre présente les éléments nécessaires afin d'atteindre deux des trois objectifs de ce mémoire. Tout d'abord, la méthode d'obtention du ratio des forces coaptatrices/élevatrices (ratio FCE) est présentée. Ensuite, le lien entre ce ratio et la fonctionnalité de l'épaule à l'aide des questionnaires quickDASH et Consant est étudié.

3.1 Matériel et acquisition des images

L'étude a été réalisée *in vivo* sur une série de 11 patients recrutés dans le cadre de la thèse de doctorat de Pierre-Yves Lagacé (thèse en cours). Le groupe étudié concerne des sujets pathologiques (Tableau 3.1) présentant ruptures partielles (RP) et ruptures transfixiantes (RT).

Tableau 3.1 Échantillon de sujets symptomatiques

	Âge	Sexe	Pathologie
Sujet 1	65	M	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
Sujet 2	59	F	Sous-épineux (RT)
Sujet 3	46	F	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
Sujet 4	55	F	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
Sujet 5	61	F	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)
Sujet 6	55	M	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
Sujet 7	63	M	Sous-épineux (RP) et sous-scapulaire (RP)
Sujet 8	55	M	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)
Sujet 9	55	F	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)
Sujet 10	51	M	Sus-épineux (RP) et sous-épineux (RT)
Sujet 11	62	M	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) a été la technique d'imagerie médicale choisie pour effectuer les acquisitions des images.

Les patients sont installés en décubitus dorsal et le bras au long du corps. Une séquence d'acquisitions en spin écho pondérée en T1, avec des coupes jointives de 3 mm d'épaisseur est utilisée pour imager la totalité de l'épaule dans la direction postérieure-antérieure (englobant presque la totalité de l'humérus dans la partie inférieure, la totalité du deltoïde dans la partie latérale, l'acromion et la clavicule dans la partie supérieure ainsi que la totalité de la scapula dans la partie médiale). Les acquisitions sont coronales obliques dans le plan huméral. Les images ont un champ de vision de 38 cm et une matrice de résolution de 336 x 336 pixels.

Environ 40 images forment chacune des séquences. L'acromion, la clavicule, la glène, l'humérus, le deltoïde, le sous-épineux, le sus-épineux, le sous-scapulaire et le petit rond doivent être repérables sur chacune des séquences.

3.2 Le ratio des forces coaptatrices/élevatrices

Le ratio FCE est l'indice utilisé pour déterminer la relation entre la morphologie de l'épaule (plus précisément du deltoïde moyen) et l'état fonctionnel de l'épaule. Ce ratio est basé sur le ratio de forces abaissant/élevateur introduit par Billuart et al. (2006). Il a été modifié légèrement, tel qu'expliqué dans la suite du texte.

Tandis que le ratio abaissant/élevateur (équation 3.1) considère uniquement les forces dans la direction humérale (Figure 1.17), le ratio FCE (équation 3.2) considère en plus les forces coaptatrices, qui pressent la tête humérale vers la glène. Les équations décrivant les ratios sont les suivantes :

$$Ratio_{abaissant/élevateur} = \frac{|\overrightarrow{-R_y}|}{|\overrightarrow{-F1_y}|} = \frac{|\overrightarrow{FES_{Humérus}}|}{|\overrightarrow{FID_{Humérus}}|} \quad (3.1)$$

Où

$\overrightarrow{FES_{Humérus}}$ = Force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction humérale (force abaissante)

$\overrightarrow{FID_{Humérus}}$ = Force au point d'insertion distal dans la direction humérale (force élévatrice)

et,

$$Ratio_{coaptatrices/élevatrices} = \frac{|\overrightarrow{FES_{Glène}}|}{|\overrightarrow{FES_{Humérus}} + \overrightarrow{FID_{Humérus}}|} \quad (3.2)$$

Où

$\overrightarrow{FES_{Glène}}$ = Force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction normale à la glène (foce coaptatrice)

La force $\overrightarrow{FES_{Glène}}$ serait l'équivalent de la force R (Figure 1.17) issue de la méthode de Billuart et al. (2006) mais projetée sur la direction de coaptation (direction normale à la glène).

Pour le calcul du ratio, il est donc nécessaire de déterminer les forces exercées par le deltoïde moyen sur le complexe articulaire de l'épaule, ainsi que la direction humérale (direction longitudinal de la diaphyse) et la direction perpendiculaire à la surface glénoïdale.

3.3 Calcul des forces présentes dans le deltoïde

Le processus de calcul de forces présentes dans le deltoïde se divise en plusieurs étapes qui sont présentées dans les prochaines sous-sections :

- Segmentation des images (*voir 3.3.1 Segmentation des images*)
- Reconstruction 3D (*voir 3.3.2 Reconstruction 3D*)
- Analyse biomécanique planaire de la portion moyenne du deltoïde (*voir 3.3.3 Analyse biomécanique planaire de la portion moyenne du deltoïde*)
- Calcul des forces dans l'espace (*voir 3.3.4 Calcul des forces dans l'espace*)

3.3.1 Segmentation des images

Le processus de segmentation des images consiste à identifier dans chacune des acquisitions les divers éléments d'intérêt :

- Structures osseuses telles que l'humérus, l'acromion, la clavicule et la glène, ainsi que
- Les tissus mous tels que le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs (CR).

Le logiciel utilisé est SliceOmatic® (Tomovision, Montréal). La segmentation a été faite de manière manuelle (Figure 3.1).

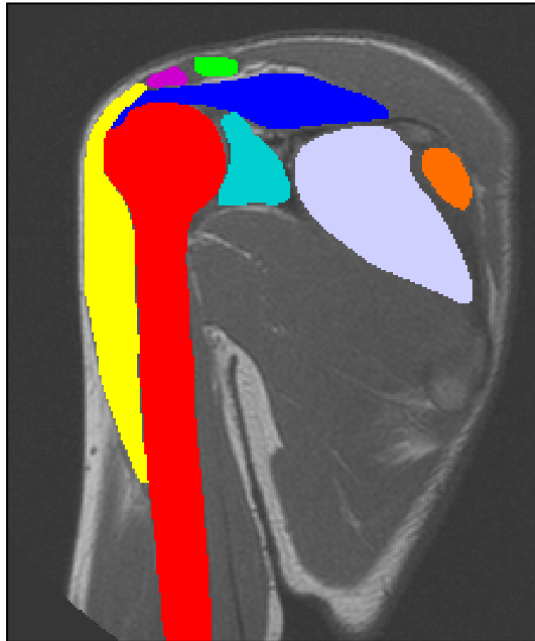


Figure 3.1 Segmentation manuelle

La figure ci-dessus montre la segmentation de l'humérus (rouge), l'acromion (mauve), la clavicule (vert), la glène (cyan), le deltoïde (jaune), le sus-épineux (bleu) et le sous-scapulaire (gris). Même s'ils ne sont pas visibles dans la figure ci-dessus, le sous-épineux et le petit rond font partie également des structures anatomiques segmentées dans d'autres plans du volume IRM.

3.3.2 Reconstruction 3D

Le même logiciel (SliceOmatic®) a été utilisé pour effectuer la reconstruction 3D des éléments segmentés. Chaque structure segmentée est traitée comme un ensemble de points dans l'espace (Figure 3.2) qui sont regroupés pour former un volume. Trois points forment une *facette*, la totalité des *facettes* forment un volume. Ce principe est appliqué séparément pour chacun des éléments.

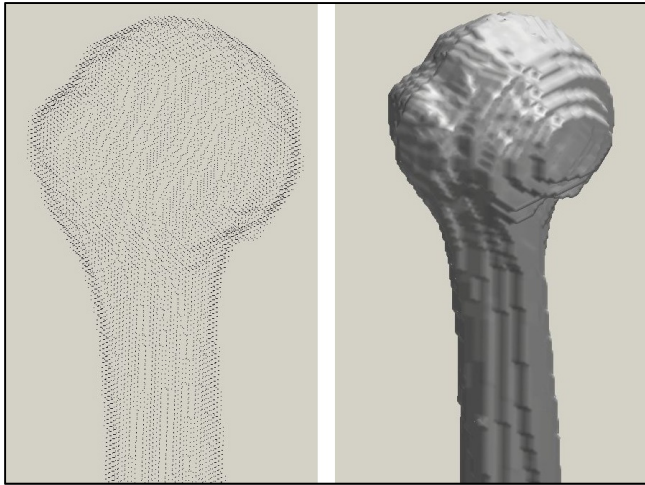


Figure 3.2 Points (gauche) et *facettes* (droite) formant le volume de la tête humérale

Les reconstructions 3D produites grâce au logiciel SliceOmatic® ont besoin de traitement car elles ne sont pas morphologiquement admissibles. L'épaisseur des tranches (3 mm) cause donc le problème des « marches d'escalier », qui est facilement observable dans la figure ci-dessus. Afin de régler ce problème, un processus itératif de lissage et krigeage a été appliqué à chacun des éléments.

Le processus est divisé en trois étapes :

- une première étape itérative de lissage,
- une étape itérative de krigeage, et
- une deuxième étape non itérative de lissage.

Le lissage est toujours fait à l'aide d'un filtre moyen pondéré (filtre efficace et facilement applicable). Tout d'abord et précédemment à l'application du processus, une étape de prétraitement des points est effectuée. Un nouveau volume de points (*nvp*) est calculé en appliquant un filtre moyen pour chacun des points : le point (*pf*) auquel le filtre est appliqué est calculé comme la moyenne des points de sa *facette* (équation 3.3). Ceci rend les contours plus doux pour un meilleur krigeage dans une étape suivante.

$$pf = \frac{\sum \text{point formant la facette}}{3} \quad (3.3)$$

Le nouveau volume de points (nvp) est donc défini comme l'ensemble de points filtrés (pf) (équation 3.4). Ensuite, le processus commence. Ce nvp est pondéré par un coefficient λ avec l'ancien volume de points (avp) correspondant au volume de points avant le prétraitement. Le volume de points final (vpf) est donc obtenu (équation 3.5).

$$nvp = \{pf\} \quad (3.4)$$

$$vpf = (1 - \lambda) \cdot avp + \lambda \cdot nvp \quad (3.5)$$

λ a une valeur de 0,5 déterminée par essai test-retest. Finalement, l'ancien volume de points (avp) est assigné au volume de points final (vpf) obtenant ainsi un processus itératif (calcul itératif de vpf). Dix itérations s'avèrent suffisantes pour obtenir un lissage adéquat selon des critères visuels : lissage suffisant pour éliminer notablement les marches d'escalier sans trop déformer la structure.

Ensuite, l'étape itérative de krigeage est appliquée afin de récupérer une partie de l'information perdue lors du lissage. Elle consiste à rapprocher les points issus de l'étape précédente vers des points nommés fixes ($pfix$) en se basant sur la méthode de Trochu (1993). Les $pfix$ sont les points formant le premier nvp issu de l'étape de prétraitement.

Le krigeage est effectué de façon itérative en prenant seulement un 10 % des points fixes ($pfix$) dans chacune des itérations. Cette limitation est causée par le long temps de calcul nécessaire. Les points sont sélectionnés de manière aléatoire en suivant une loi normale, ce qui introduit donc un facteur aléatoire dans le processus. Vingt itérations s'avèrent suffisantes pour obtenir un krigeage adéquat selon des critères visuels : la structure reprend partiellement sa forme initiale sans reprendre les marches d'escalier. De plus, vingt itérations permettent d'enlever notablement le facteur aléatoire introduit : tous les points $pfix$ sont finalement sélectionnés.

Finalement, l'étape non itérative de lissage permet d'adoucir les arêtes formées éventuellement lors du processus de krigeage. Dans ce cas, la perte d'information est infime : le filtrage n'est fait qu'une seule fois. Les paramètres utilisés sont les mêmes qu'à la première étape.

La méthode a été appliquée à l'aide du logiciel MatLab®. Des résultats issus de l'application de cette méthode sont montrés ci-dessous.

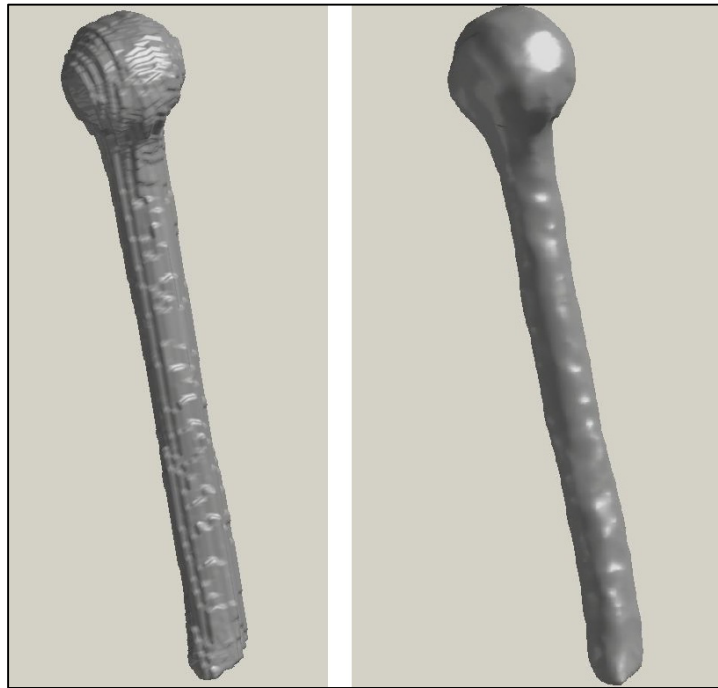


Figure 3.3 Humérus avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode

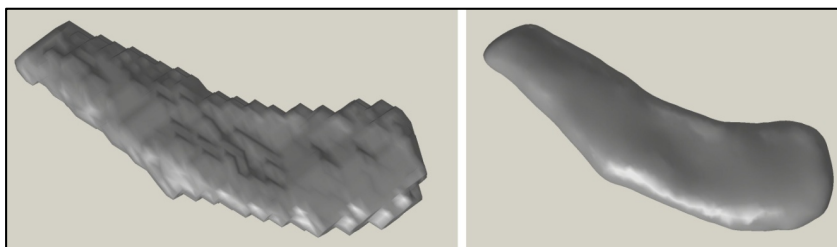


Figure 3.4 Clavicule avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode

Une vérification visuelle a été faite en superposant les structures anatomiques avant et après l'application de la méthode (Figure 3.5).

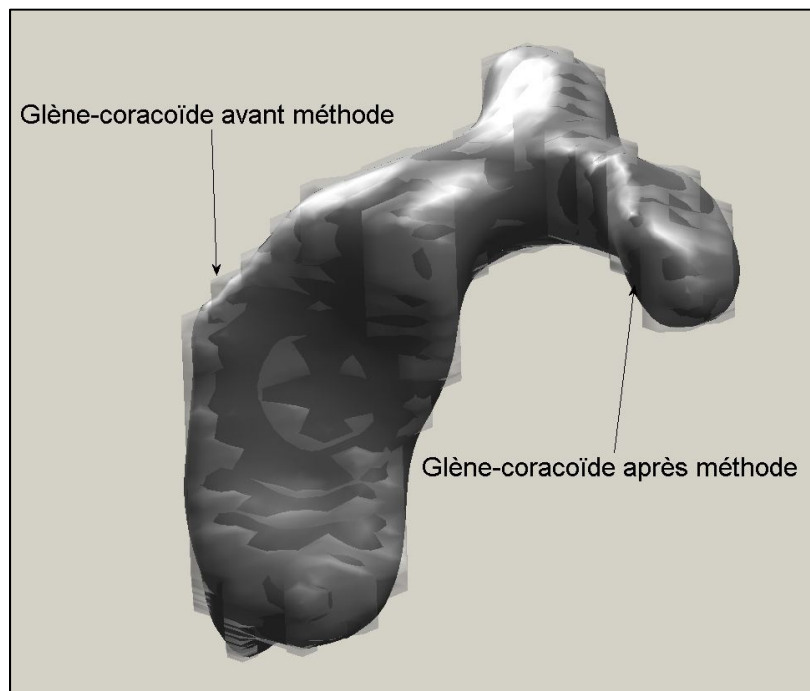


Figure 3.5 Glène-coracoïde avant et après l'application de la méthode (les structures ont été superposées)

De plus, une analyse de répétabilité a été effectuée afin d'étudier le facteur aléatoire introduit dans le processus de krigeage. Le processus itératif de lissage et krigeage a été effectué 4 fois sur toutes les structures en comparant les distances entre les surfaces. La moyenne des distances correspond donc à l'erreur moyenne de répétabilité de la méthode est la distance maximale à l'erreur maximale. L'analyse montre une erreur moyenne maximale de 0,6 mm dans les cas du deltoïde. Les erreurs maximales sont obtenues pour le sus-épineux (2 mm). Ces erreurs sont considérées acceptables. Par conséquent, le facteur aléatoire présent dans la méthode de lissage et krigeage n'affecte pas les structures anatomiques résultantes, et la méthode peut être considérée répétable.

3.3.3 Analyse biomécanique planaire de la portion moyenne du deltoïde

La partie moyenne du deltoïde a été divisée en plusieurs parties. Chaque subdivision est contenue dans un plan qui traverse le deltoïde selon divers critères. Ces critères sont basés sur des hypothèses mécaniques correspondant au fonctionnement de l'articulation scapulohumérale ainsi que sur des hypothèses morphologiques correspondant aux structures anatomiques formant le complexe articulaire de l'épaule.

3.3.3.1 Hypothèses morphologiques et mécaniques

Tout d'abord, du côté morphologique, la partie moyenne du deltoïde a été considérée comme un ensemble de ficelles (Figure 3.6) prenant leur origine au V deltoïdien (insertion distale) et leur insertion proximale à l'acromion et la clavicule. De plus, l'ensemble de tendons des muscles de la coiffe des rotateurs (TCR) et la tête humérale ont été considérés comme une sphère sur laquelle s'appuient les ficelles représentant la partie moyenne du muscle deltoïde (Gagey et Hue, 2000) (Billuart et al., 2006).

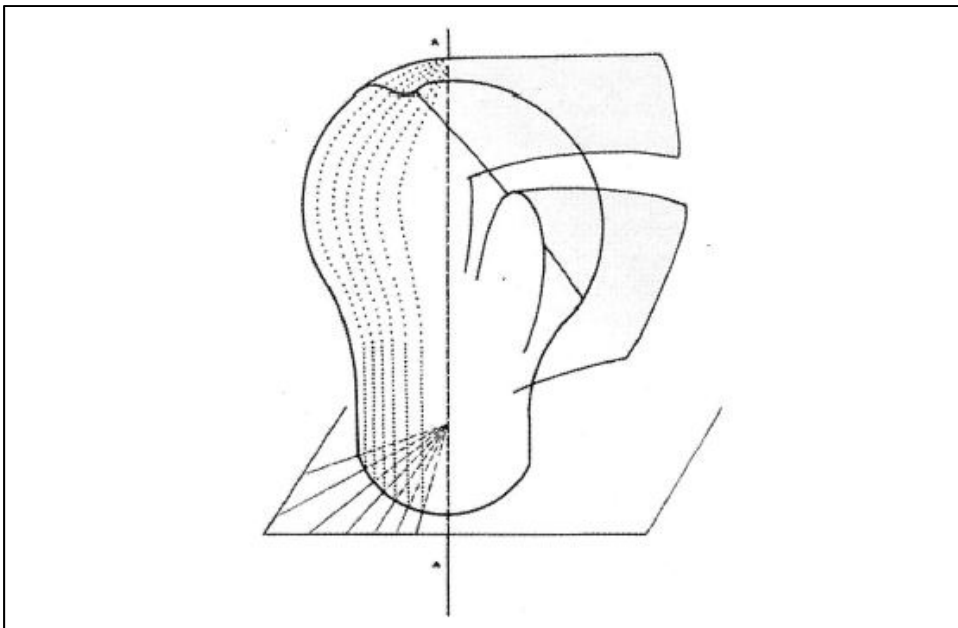


Figure 3.6 Ficelles représentant la partie moyenne du deltoïde
Tirée de Gagey et Hue (2000, p. 254)

Ensuite, du point de vue mécanique, chacune des ficelles et la sphère sont considérées comme un système de poulies servant à la transmission du mouvement (Gagey et Hue, 2000; Billuart et al., 2006). En effet, un calcul de forces peut être effectué pour chacun des systèmes de poulies (Figure 3.7). Par conséquent, l'équation ci-dessous a été formulée :

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{R} = \vec{0} \quad (3.6)$$

Où

- \vec{F}_1 représente la force à l'insertion distale appliquée sur le deltoïde,
- \vec{F}_2 représente la force à l'insertion proximale appliquée sur le deltoïde, et
- \vec{R} représente la force de réaction au contact avec la sphère appliquée sur le deltoïde.

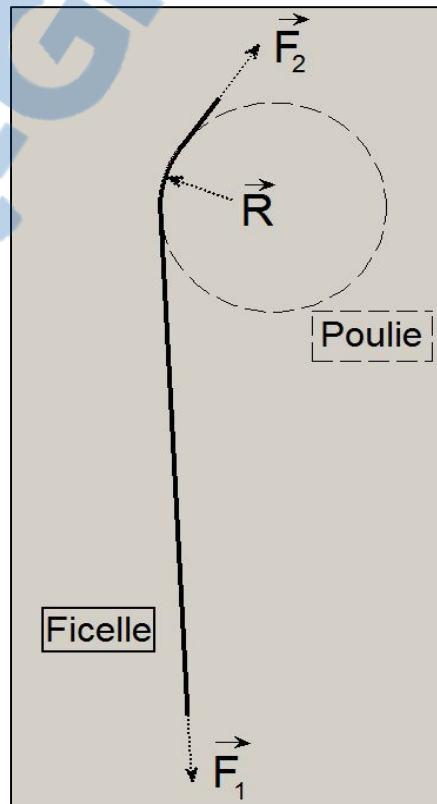


Figure 3.7 Forces présentes dans les systèmes de poulies

Le module des forces \vec{F}_1 et \vec{F}_2 est considéré équivalent : pas de frottement. Dans cette étude, ces forces ont été considérées unitaires puisqu'elles servent à calculer une grandeur sous forme de ratio.

3.3.3.2 Détermination des ficelles à partir de plans de coupe

Chacune des ficelles est contenue dans un plan de coupe (Figure 3.8). Les plans de coupe sont déterminés à l'aide d'un axe de coupe.

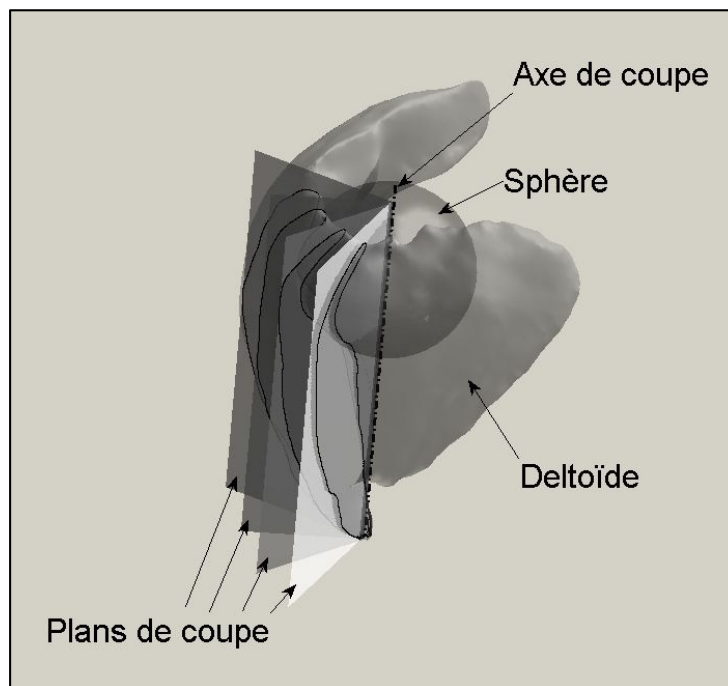


Figure 3.8 Exemplification des plans de coupe

L'axe de coupe passe par le centre de la sphère formée par les tendons des muscles de la coiffe des rotateurs et le point le plus distal au V deltoïdien (point d'insertion distal). La sphère a été calculée à l'aide du logiciel *ModeleX* (développé au Laboratoire en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de technologie supérieure (ÉTS) de Montréal ainsi qu'au Laboratoire de biomécanique (LBM) de l'université Arts et métiers ParisTech de Paris), qui permet la sélection manuelle de points dans un volume. Le nuage de points appartenant aux

tendons des muscles de la coiffe des rotateurs ainsi qu'à la tête humérale qui est en contact avec la face la plus profonde du deltoïde a été donc sélectionné. Ensuite, la sphère englobant ce nuage a été calculée par la méthode des moindres carrés (Figure 3.9).

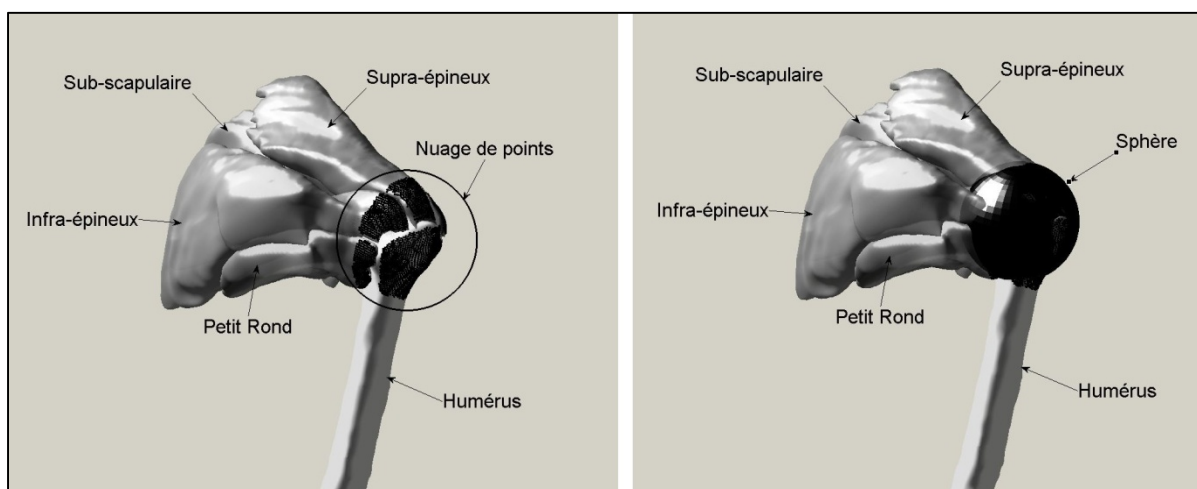


Figure 3.9 Nuage de points et sphère par moindres carrés correspondant aux tendons de la coiffe des rotateurs et à la tête humérale

Pour définir l'éventail de ficelles à considérer, les zones A2, A3, M1 et P1, qui constituent la portion moyenne du deltoïde, sont déterminées à travers les points d'insertion acromiaux du deltoïde (voir section 1.1.1.2ii *Le deltoïde*). Le point de l'acromion le plus postérieur, le point de l'acromion le plus antérieur et le point de l'acromion le plus proche de l'articulation acromioclaviculaire sont déterminés manuellement (Figure 3.10). À partir des points le plus postérieur et le plus antérieur de l'acromion, la face latérale de l'acromion est divisée en trois parties de la même longueur qui définissent les tendons intramusculaires P1, M1 et A3. La partie correspondant au tendon intramusculaire A2 est définie à partir du point le plus antérieur de l'acromion et le point le plus proche de l'articulation acromioclaviculaire

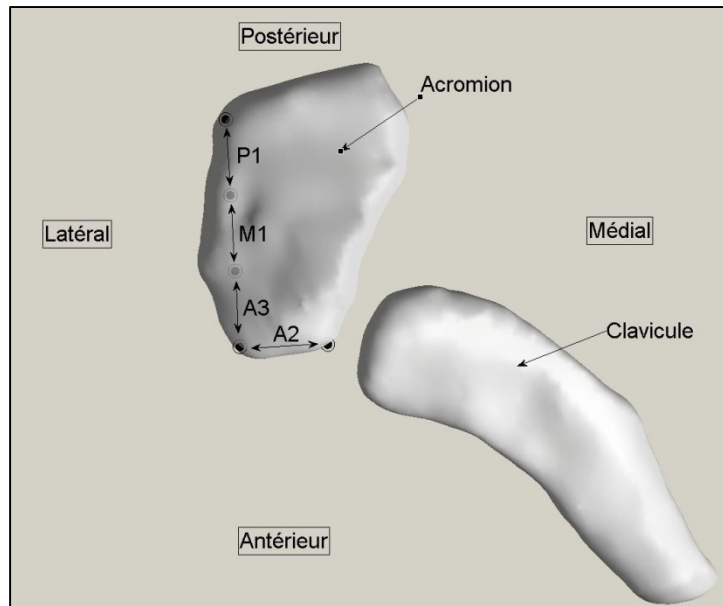


Figure 3.10 Choix des points délimitant les zones des tendons intramusculaires

Les plans définis dans cet éventail (dix plans de coupe pour chacune des parties) ne sont pas forcément l'ensemble final de plans avec lequel l'étude est réalisée. Les plans de coupe où le deltoïde n'est pas représenté de manière continue sont exclus (refusés) par la suite (Figure 3.11).

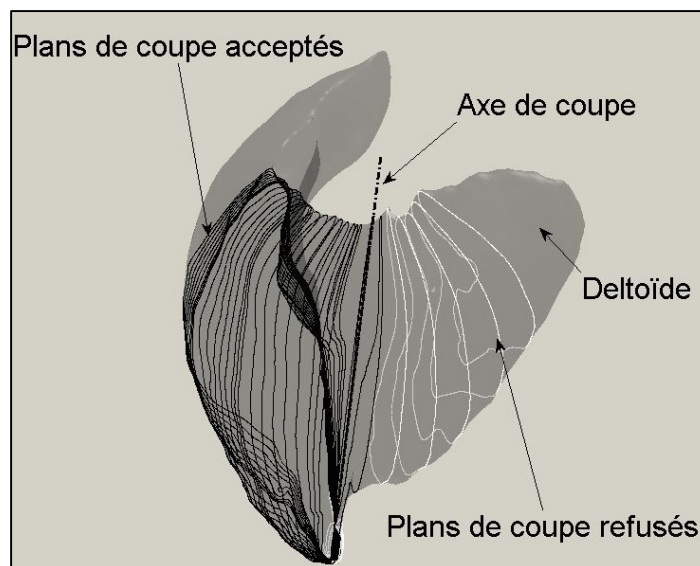


Figure 3.11 Plans de coupe acceptée et refusés

Les ficelles sont déterminées dans chacun des plans de coupe par le point d'insertion distal (commun à toutes les ficelles car il fait partie de l'axe de coupe), par le cercle issu de la coupure de la sphère et par le point d'insertion proximal. Le point d'insertion proximal est considéré comme le point du deltoïde le plus proche de l'acromion. Finalement, l'ensemble de droites tangentes au cercle et passant par les points d'insertion, plus l'arc du cercle entre les points de tangence déterminent la ficelle (Figure 3.12 (a)). Les ficelles peuvent être ensuite représentées dans l'espace (Figure 3.12 (b)).

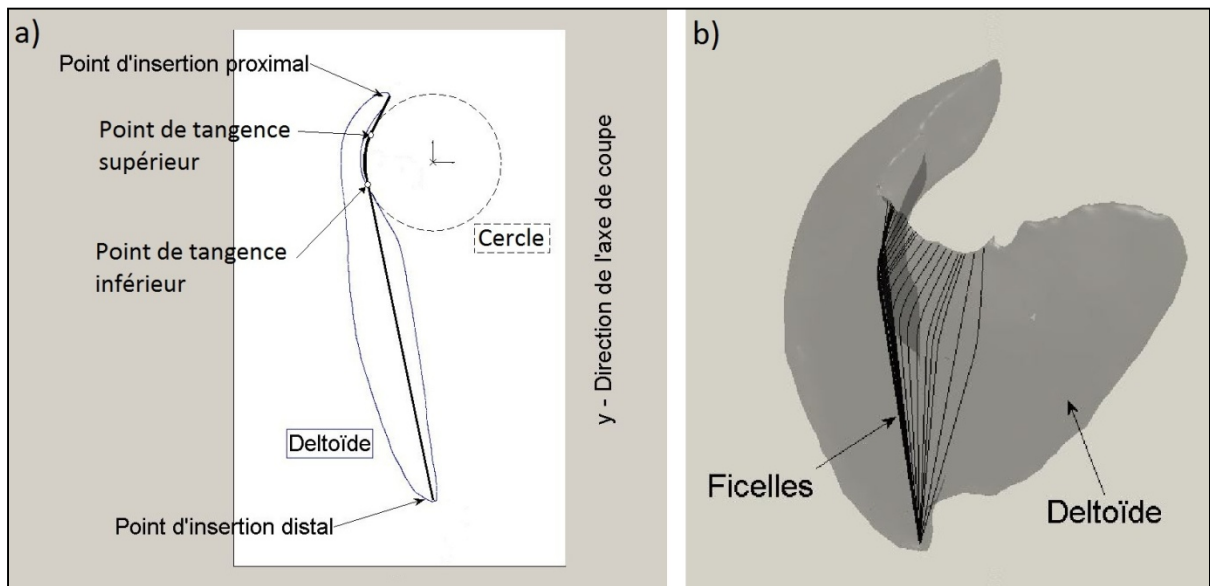


Figure 3.12 a) Détermination des ficelles dans les plans de coupe et b) ficelles représentées dans l'espace

3.3.3.3 Calcul des forces planaires : diagrammes du corps libre

Chacune des ficelles est assignée à un système de poulies. Par conséquent, une analyse de forces peut être effectuée. Cette analyse a été faite à l'aide des diagrammes du corps libre (Figure 3.13), où le corps à l'étude est la ficelle. Toutes les forces calculées s'exercent donc sur la ficelle (*voir* section 3.3.3.1). Il faut souligner que cette analyse de forces a été réalisée en 2D sur chacun des plans contenant une ficelle. En effet, un changement de repère du modèle 3D vers chacun des plans a été nécessaire (*voir* ANNEXE II section *changement de repère vers le plan de la ficelle*).

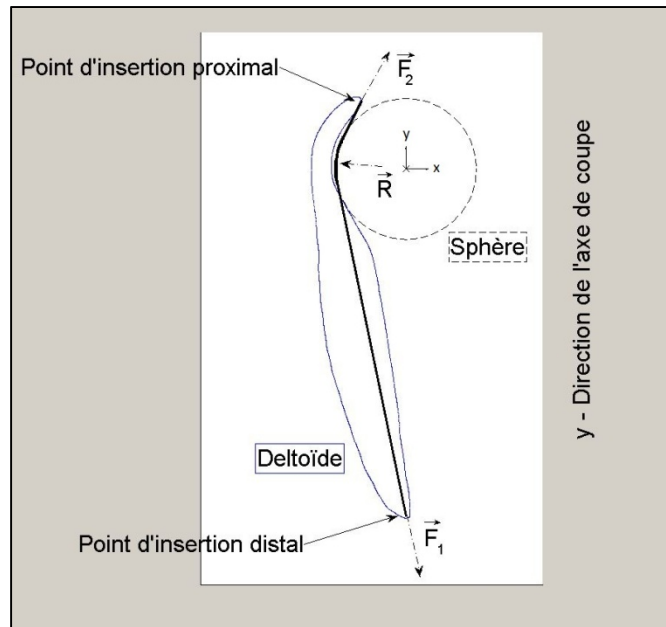


Figure 3.13 Diagramme de corps libre de la ficelle

3.3.4 Calcul des forces dans l'espace

Chacun des diagrammes du corps libre fourni un ensemble de forces (vecteurs) \vec{F}_1 , \vec{F}_2 et \vec{R} dans le domaine planaire. Cet ensemble de vecteurs peut néanmoins être représenté dans le domaine spatial en réalisant les changements de repère des plans contenant les ficelles vers le modèle 3D (voir ANNEXE II section *changement de repère vers le modèle 3D*). Le résultat de ce calcul pour une ficelle est montré dans la Figure 3.14.

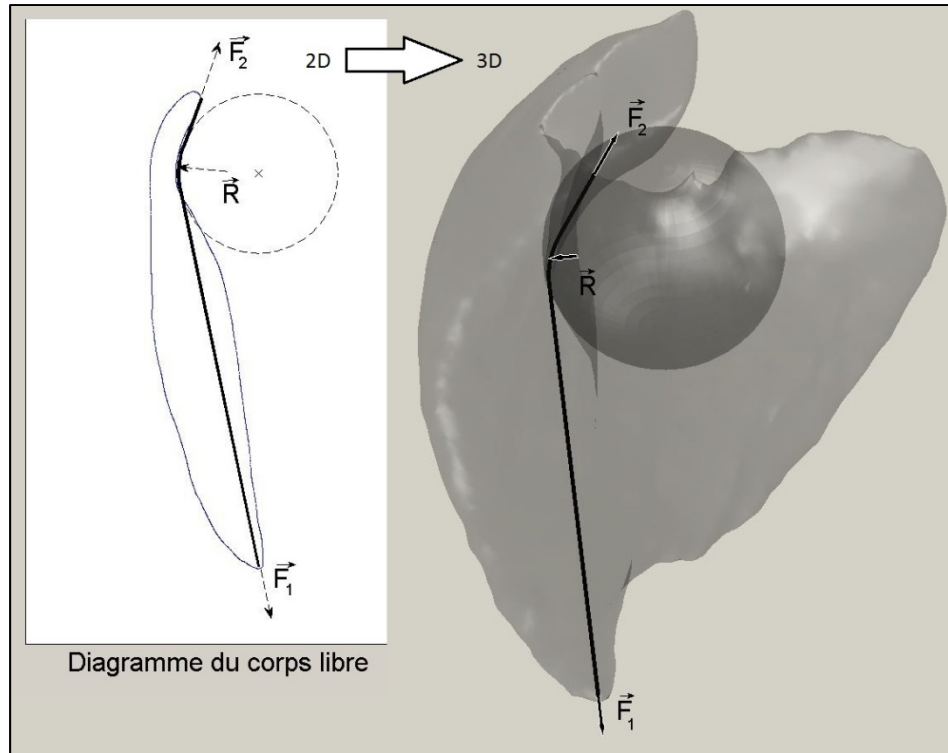


Figure 3.14 Représentation 3D des forces calculées à l'aide du diagramme de corps libre

Ensuite, les forces moyennes sont calculées dans chacune des parties correspondant aux tendons intramusculaires (Figure 3.15). Sachant que les tendons intramusculaires M1 et A3 présentent une activité musculaire d'environ 1,25 fois plus élevée par rapport aux autres tendons intramusculaires lors du mouvement d'abduction (Sakoma et al., 2011) (*voir 1.1.1.2ii Le deltoïde*), les forces moyennes dans ces parties ont été multipliées par 1,25.

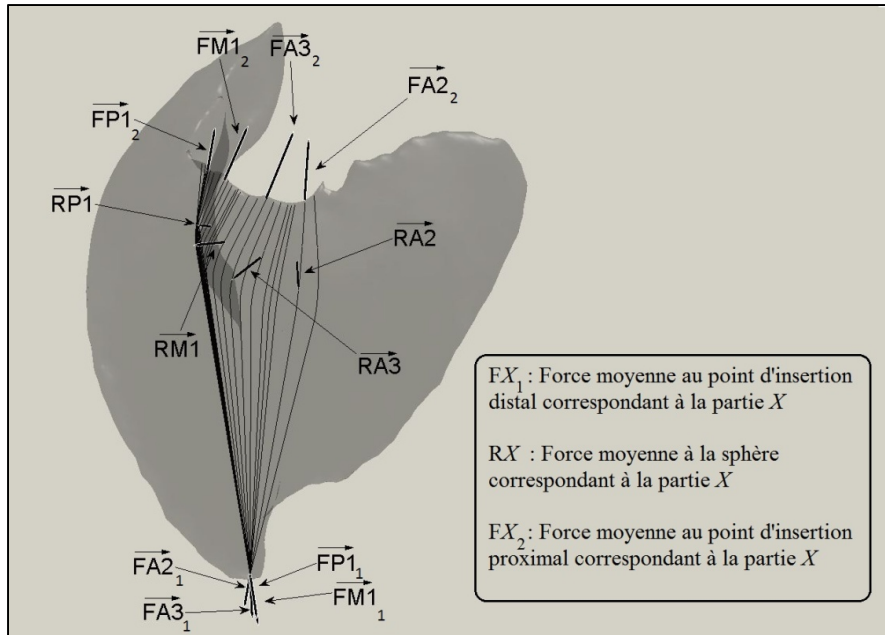


Figure 3.15 Forces moyennes dans chacune des parties

Les forces totales sont finalement calculées comme la somme des forces moyennes (Figure 3.16).

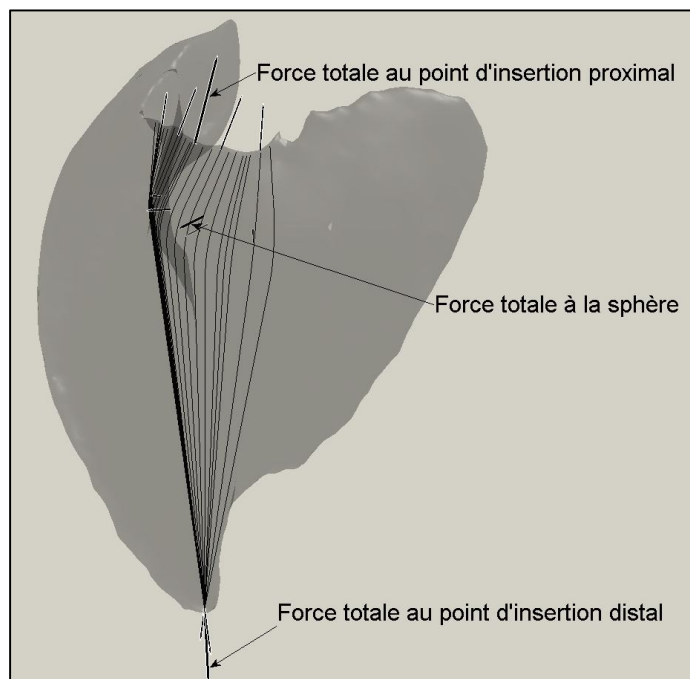


Figure 3.16 Forces totales

3.4 Calcul du ratio des forces coaptatrices/élevatrices

Tel que dit au point 3.2, la force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction humérale ($\overrightarrow{FES_{Humérus}}$), la force au point d'insertion distal dans la direction humérale ($\overrightarrow{FID_{Humérus}}$), et la force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction perpendiculaire (normale) à la surface de la glène ($\overrightarrow{FES_{Glène}}$) doivent être calculées afin de trouver le ratio FCE. La direction humérale et la direction normale à la surface de la glène doivent être donc déterminées.

3.4.1 Détermination de la direction humérale

La direction humérale est déterminée par l'axe de la diaphyse humérale. Considérant la diaphyse comme étant un cylindre, l'axe de la diaphyse a été calculé comme l'axe du cylindre ajusté à la diaphyse par la méthode de moindres carrés (Figure 3.17).

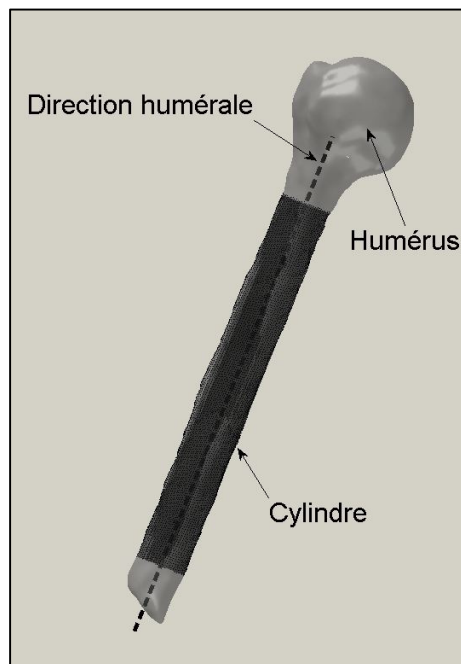


Figure 3.17 Calcul de la direction humérale

3.4.2 Détermination de la direction normale à la surface de la glène

Considérant la glène comme étant une surface quasi plane, la direction normale à la surface de la glène est la direction de plus grande inertie des points appartenant à la surface glénoïdienne.

Tout d'abord, les points de la surface de la glène ont été déterminés manuellement. Ensuite, le tenseur d'inertie a été calculé. Finalement, le vecteur propre correspondant à la plus grande valeur propre a été pris comme la direction normale à la surface de la glène (Figure 3.18).

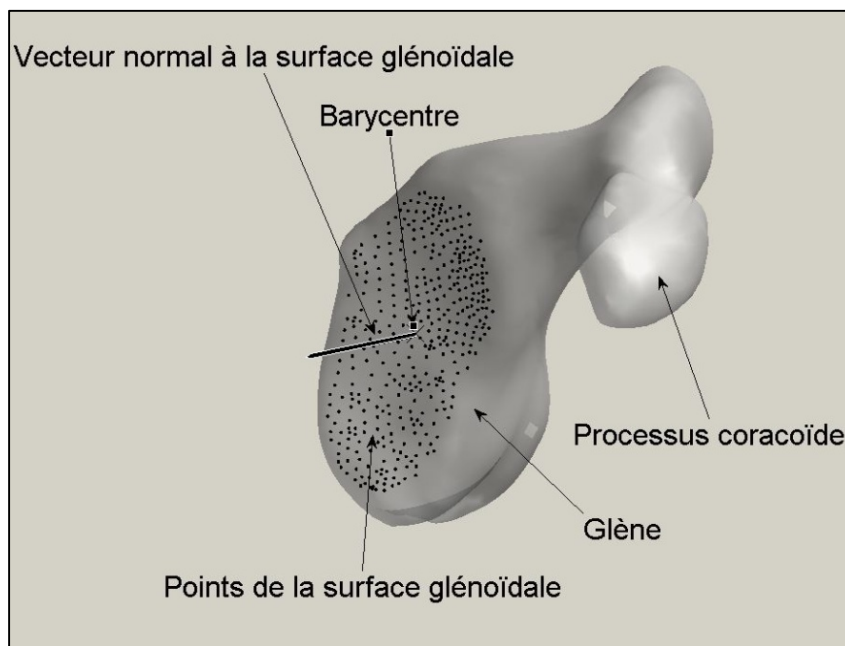


Figure 3.18 Calcul de la direction normale à la surface glénoïdale

3.4.3 Calcul du ratio des forces coaptatrices/élevatrices

Le ratio FCE peut être finalement calculé :

$$Ratio = \frac{|\overrightarrow{FES_{Glène}}|}{|\overrightarrow{FES_{Humérus}} + \overrightarrow{FID_{Humérus}}|} \quad (3.7)$$

- La $\overrightarrow{FES_{Glène}}$ est calculée comme la force totale à la sphère des TCR plus tête humérale, projetée sur la direction normale à la surface de la glène.
- La $\overrightarrow{FES_{Humérus}}$ est calculée comme la force totale à la sphère des TCR plus tête humérale, projetée sur la direction humérale.
- La $\overrightarrow{FID_{Humérus}}$ est calculée comme la force totale au point d'insertion distal projetée sur la direction humérale.

Toutes les projections ont été calculées par l'application du produit scalaire entre deux vecteurs.

3.5 Résultats

Les résultats issus de l'analyse du deltoïde ainsi que de la fonctionnalité de l'épaule à l'aide des questionnaires de fonction pour les 11 sujets sont données dans le tableau ci-dessous.

Tableau 3.2 Résultats de l'étude

	Ratio P_P1	Ratio P_M1	Ratio P_A3	Ratio P_A2	Ratio FCE	Score quickDASH	Score Constant
Sujet 1	0,09	0,36	0,83	0,97	0,53	22,5	75
Sujet 2	0,03	0,18	0,56	0,95	0,39	43,2	63
Sujet 3	0,05	0,35	0,96	1,04	0,55	50,0	59
Sujet 4	0,12	0,32	0,74	1,17	0,53	80,0	52
Sujet 5	0,24	0,32	0,55	0,74	0,45	55,0	47
Sujet 6	0,19	0,47	0,76	0,86	0,55	54,5	53
Sujet 7	0,05	0,25	0,54	0,61	0,35	34,1	63
Sujet 8	0,68	0,64	0,48	0,40	0,55	50,0	59
Sujet 9	0,04	0,29	0,68	0,57	0,39	43,2	31
Sujet 10	0,11	0,28	0,56	0,89	0,43	45,5	50
Sujet 11	0,01	0,06	1,03	1,84	0,50	45,5	70
Moyenne	0,14	0,32	0,70	0,91	0,47	47,60	56,55

Les ratios correspondant à chacune des parties ont été calculés de la même manière que les ratios FCE du deltoïde moyen mais considérant uniquement les forces présentes dans chacune des parties.

Le ratio de la partie P1 (Ratio P_P1) varie de 0,01 à 0,68 avec une valeur moyenne de 0,14. Le ratio de la partie M1 (Ratio P_M1) varie de 0,06 à 0,64 avec une valeur moyenne de 0,32. Le ratio de la partie A3 (Ratio P_A3) varie de 0,48 à 1,03 avec une valeur moyenne de 0,70. Le ratio de la partie A2 (Ratio P_A2) varie de 0,40 à 1,84 avec une valeur moyenne de 0,91. Le ratio FCE du deltoïde moyen varie de 0,35 à 0,55 avec une valeur moyenne de 0,47. Le score de quickDASH varie de 22,5 à 80,0 avec une valeur moyenne de 47,60. Finalement, le score de Constant varie de 31 à 75 avec une valeur moyenne de 56,55.

Les figures ci-dessous montrent graphiquement la relation qui existe entre le ratio FCE et la fonctionnalité de l'épaule à l'aide des questionnaires de fonction de quickDASH et de Constant.

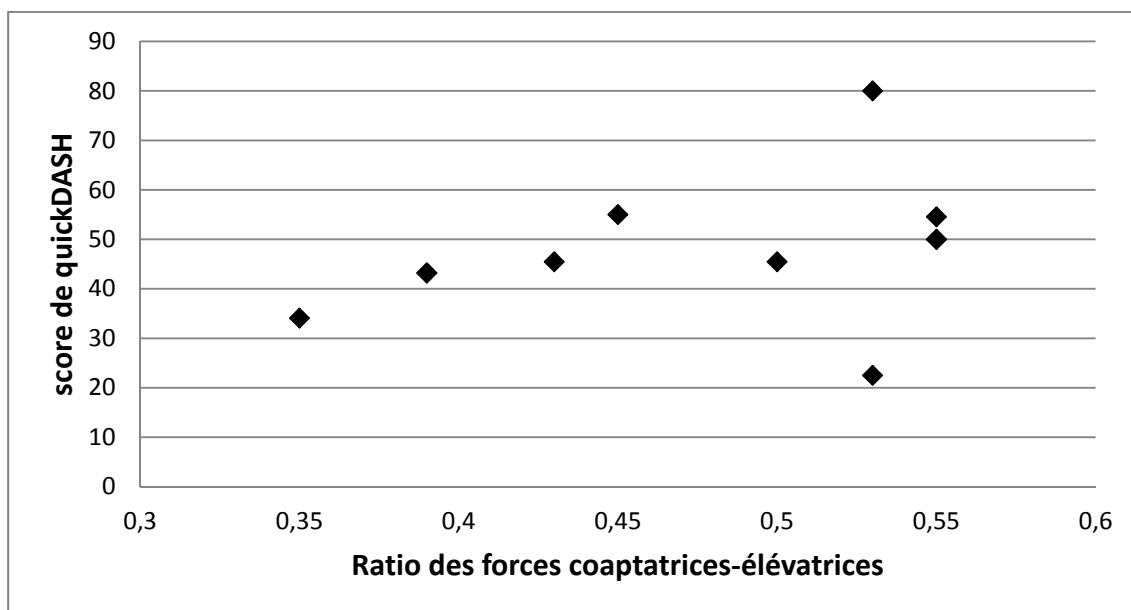


Figure 3.19 Relation du ratio FCE et le score de quickDASH

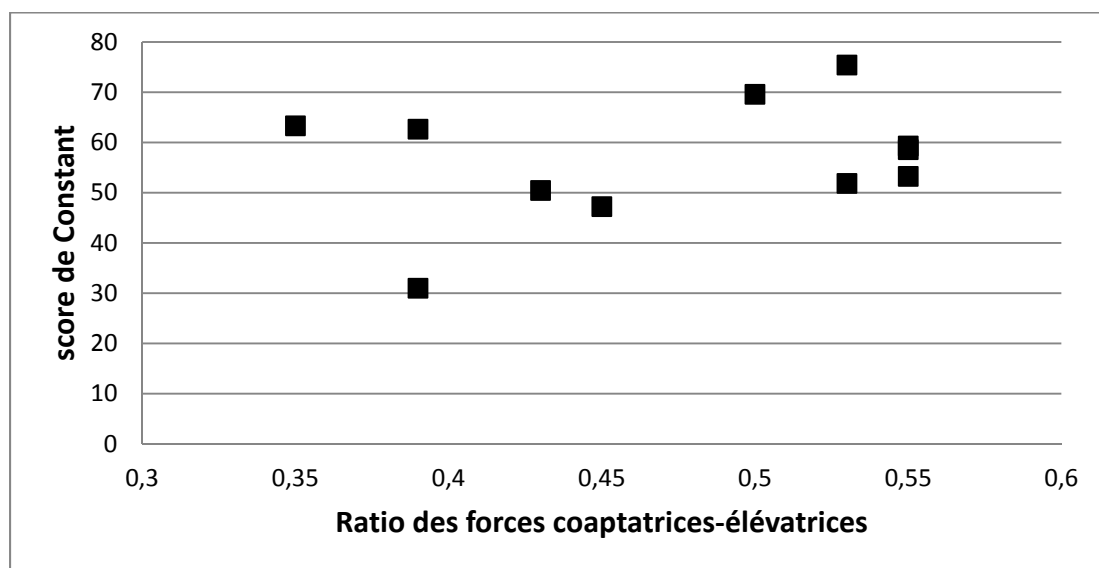


Figure 3.20 Relation du ratio FCE et le score de Constant

Les relations du ratio avec les valeurs correspondant aux sections « douleur à l'épaule » et « forces réalisées lors de l'élévation du bras dans le plan de l'omoplate » incluses dans le questionnaire de fonction de Constant (voir ANNEXE I, Figure-A I-3) sont montrées à la Figure 3.21. Dans le cas de la douleur : plus la valeur du score est grande, moins la douleur signalée par le patient est élevée. Dans le cas de la force : plus la valeur du score est grande, plus la force effectuée par le patient est élevée

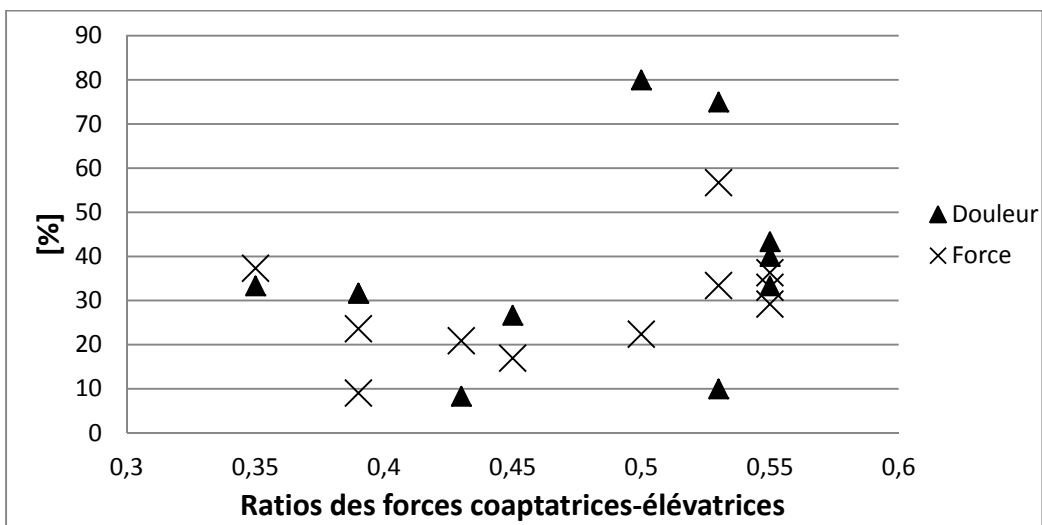


Figure 3.21 Relation du ratio et le score de Constant (douleur et force)

Finalement, la Figure 3.22 montre les ratios FCE des différentes parties du deltoïde moyen de tous les sujets ainsi que la moyenne de ceux-ci.

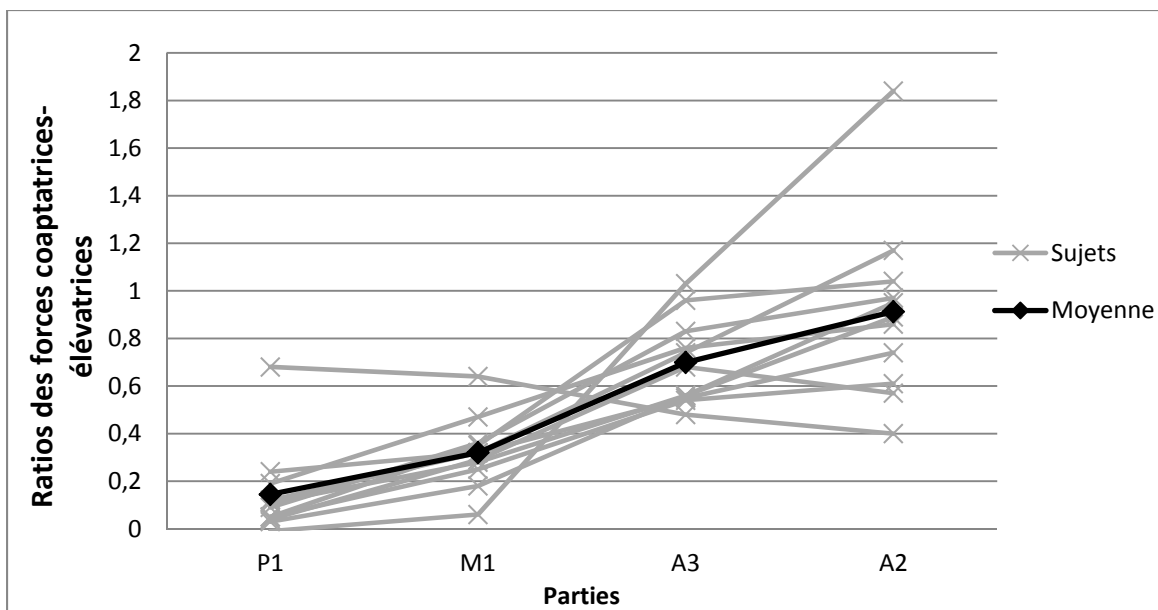


Figure 3.22 Ratios des forces coaptatrices/élevatrices selon les parties

3.6 Discussion

Ce chapitre avait comme objectifs le développement d'un ratio de forces inspiré du ratio de Billuart et al. (2006) mais qui tient compte de l'action coaptatrice du deltoïde. De plus, il avait pour objectif d'établir un éventuel lien entre ce ratio et la fonctionnalité de l'épaule.

Le ratio FCE a été obtenu par l'application d'un modèle mécanique (système de poulies) sur des reconstructions 3D de la ceinture scapulo-humérale de l'épaule à partir d'images IRM de 3 mm d'épaisseur dans le plan coronal-oblique. Ce ratio montre le rapport entre les forces coaptatrices du deltoïde vers la surface glénoïdienne et les forces élevatrices résultantes du deltoïde sur l'humérus. Le ratio a été relié à la fonctionnalité de l'épaule, tel que mesuré à l'aide des questionnaires de fonction de quickDASH et de Constant.

Le ratio FCE du deltoïde moyen varie de 0,35 à 0,55 avec une valeur moyenne de 0,47. Le score de quickDASH varie de 22,5 à 80,0 avec une valeur moyenne de 47,60. Finalement, le score de Constant varie de 31 à 75 avec une valeur moyenne de 56,55.

Dans la présente étude, le ratio étant toujours inférieur à 1, on peut en conclure que le deltoïde est un muscle globalement déstabilisateur. En effet, les forces élévatrices (de caractère déstabilisateur) sont toujours supérieures aux forces coaptatrices.

La valeur des ratios augmente depuis la partie postérieure et vers la partie antérieure. En effet, le deltoïde moyen s'avère plus stabilisant dans les parties antérieures que postérieures. Ceci est dû aux propriétés de recouvrement du deltoïde ainsi qu'à la disposition des plans de coupe dans l'espace. Tout d'abord, en ce qui concerne les propriétés de recouvrement du deltoïde, le deltoïde est plus recouvrant dans les parties antérieures que postérieures. Par conséquent, le contact entre la sphère (tête humérale plus TCR) et le deltoïde est plus grand : les forces au contact avec la sphère sont plus élevées dans les parties antérieures. Ensuite, en ce qui concerne la disposition des plans de coupe dans l'espace, la projection des forces de contact à la sphère sur le vecteur normal (forces donc de coaptation) est supérieure dans les plans antérieurs. En effet, l'angle entre les vecteurs au contact de la sphère et le vecteur normal à la glène est plus petit dans les parties antérieures. En résumé, le deltoïde dans les parties antérieures est plus recouvrant et plus aligné par rapport à la glène. Ce résultat est un des apports importants de ce mémoire. Il démontre en effet ce qui avait été proposé de façon intuitive par Levy et al., (2008). Ceux-ci ont proposé que le renforcement des fibres antérieures du deltoïde pourrait améliorer la stabilité de l'épaule. Ainsi, les contributions différentes des parties du deltoïde moyen telles que démontrées ici pourront guider des plans de réadaptation futurs.

La corrélation entre le ratio FCE et la fonctionnalité de l'épaule s'avère difficile à étudier. D'un côté, les ratios obtenus ont des valeurs semblables (moyenne de 0,47 avec un écart type de 0,075). De l'autre, le nombre de sujets inclus dans cette étude ne permet pas une analyse statistique fiable et concluante. D'ailleurs, les scores fonctionnels utilisés ne donnent pas forcément de valeurs comparables, même si les deux questionnaires mesurent la fonction de l'épaule. Néanmoins, notons que le score de quickDASH évalue la fonctionnalité de l'épaule par rapport aux activités quotidiennes (questionnaire complètement subjectif), tandis que celui de Constant a un côté plus objectif (questionnaire incluant une analyse de force). Dans

la Figure 3.21, la partie la plus subjective et la partie la plus objective du questionnaire de Constant (douleur et force respectivement) sont représentées en fonction du ratio FCE, cependant, aucune conclusion ne peut pas être extraite de manière claire. Il faudrait pousser plus avant cette étude pour pouvoir conclure sur le lien qui pourrait exister entre la fonction et la morphologie du deltoïde sous IRM.

Cette étude présente certaines limites :

- La nature statique de l'étude : nous analysons les forces présentes au deltoïde moyen alors que le bras est positionné le long du corps.
- Le faible nombre de sujets : uniquement 11 sujets ont été étudiés.
- Le manque de sujets sains : par manque de temps, aucun sujet sain n'a été étudié. Ceci permettrait de mieux étudier l'impact des ruptures de la coiffe des rotateurs (RCR) sur le ratio de forces.
- De la même façon que dans l'étude de Billuart et al. (2006), les caractéristiques du deltoïde sont ignorées (épaisseur, viscoélasticité, etc.). Ainsi, le modèle pourrait être amélioré en tenant compte de l'épaisseur du deltoïde lors du calcul des ficelles représentatives du deltoïde. Dans le modèle mécanique actuel, les ficelles sont toujours en contact avec la sphère. L'épaisseur du deltoïde n'a donc pas d'influence sur la ficelle. Ceci pourrait être corrigé par l'augmentation du rayon de la sphère en fonction de l'épaisseur du deltoïde. Par ailleurs, une étude de l'aire de la section transverse pourrait être effectuée : les forces du deltoïde pourraient être calculées en fonction du volume du deltoïde issu des reconstructions 3D.

De plus, une étude de sensibilité concernant la sphère des TCR plus tête humérale, ainsi que l'orientation du vecteur perpendiculaire à la glène, et une étude de la reproductibilité inter-utilisateur de la méthode s'avèrent nécessaires afin de déterminer la robustesse de la méthode proposée. Ceci fait l'objet d'un travail de stage à l'heure actuelle.

Pour conclure, la méthode d'obtention du ratio FCE s'avère trop longue et d'application difficile en clinique, notamment à cause de la nécessité d'effectuer une reconstruction 3D de

toutes les structures (os et muscles) entourant l'articulation scapulohumérale. Une méthode alternative est présentée dans le chapitre suivant afin de minimiser ces inconvénients.

CHAPITRE 4

PROPOSITION D'UNE MÉTHODE SIMPLIFIÉE D'OBTENTION DU RATIO DES FORCES COAPTATRICES/ÉLÉVATRICES

L'obtention du ratio des forces coaptatrices/élevatrices (ratio FCE) à partir de la méthode précédente s'avère trop longue à utiliser. Cela est dû au processus de segmentation des structures anatomiques, qui représente une durée minimale de deux journées. De plus, la limitation concernant l'épaisseur des coupes et le contraste des images IRM ne rend pas toujours évidente la bonne segmentation des tissus mous.

Ainsi, ce chapitre présente les éléments nécessaires afin de remplir le dernier objectif de cette étude : proposer une méthode de calcul du ratio FCE qui puisse être applicable en clinique. Cette méthode a donc comme objectif l'obtention du ratio FCE calculé sans avoir recours aux étapes de segmentation et de reconstruction 3D des images IRM.

4.1 Matériel et acquisition des images

La méthode simplifiée proposée a été développée en prenant comme référence le sujet numéro 1 (Tableau 4.1). Ce sujet a été pris à l'hasard : il s'agit seulement d'une étude exploratoire. Le protocole d'acquisition des images IRM reste le même.

Tableau 4.1 Échantillon de sujets pathologiques

	Âge	Sexe	Pathologie
Sujet 1	65	M	Sus-épineux (RT [*]) et sous-épineux (RT)

* Rupture transfixiante

4.2 La quête de la ficelle « sommaire »

Rappelons que grâce à l'application de la méthode d'obtention du ratio FCE décrite précédemment, le deltoïde moyen a pu être représenté comme un ensemble de ficelles. Ce ratio 3D a été calculé en utilisant les forces totales représentant les forces moyennes présentes dans la portion moyenne du deltoïde. Or, le calcul de ce ratio peut être aussi réalisé pour chacune des ficelles, obtenant ainsi des ratios de forces coaptatrices/élévatrices planaires. À titre d'exemple, les ratios planaires correspondants aux ficelles des parties M1 et A3 du sujet 1 sont montrés dans le tableau ci-dessous.

Tableau 4.2 Ratios de forces planaires des parties M1 et A3 du sujet 1

Plan*	Partie	Ratio de forces planaire	Plan*	Partie	Ratio de forces planaire
10	M1	0,18	10	A3	0,58
9		0,22	9		0,61
8		0,26	8		0,68
7		0,30	7		0,77
6		0,35	6		0,93
5		0,38	5		0,96
4		0,43	4		0,96
3		0,48	3		0,96
2		0,53	2		0,97
1		0,54	1		0,99

*Les plans sont écrits de manière décroissante selon la direction postéroantérieure, notamment le plan 10 de la partie M1 est le plus postérieur du tableau et le plan 1 de la partie A3 le plus antérieur.

Tel que montré au Tableau 3.2 de la section 3.5 *Résultats*, la valeur du ratio FCE associé au sujet 1 est de 0,53. Cette valeur est facilement repérable dans le Tableau 4.2 et correspond au plan numéro 2 de la partie M1 de l'éventail utilisé pour les plans de coupe. La ficelle

correspondant au plan de coupe numéro 2 de la partie M1 (Figure 4.1) est nommée ficelle « sommaire », celle où la valeur du ratio FCE planaire équivaut à la valeur du ratio FCE « global » de la portion moyenne du deltoïde chez le sujet 1.

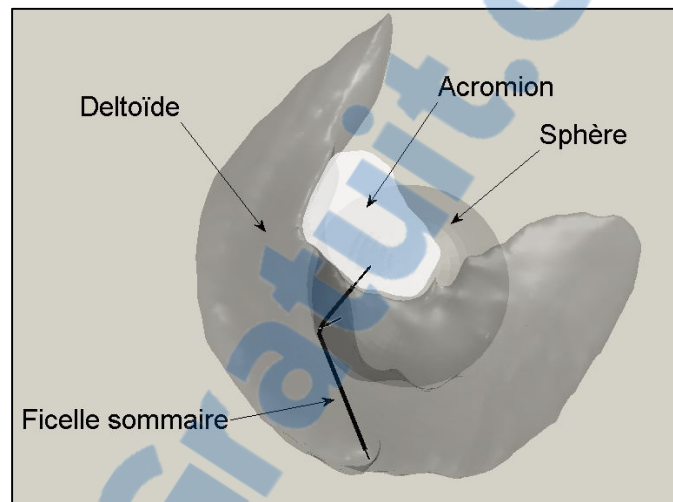


Figure 4.1 Ficelle « sommaire » du sujet 1

Le diagramme de corps libre de la ficelle « sommaire » est montré à la Figure 4.2. Le diagramme contient aussi la projection des points formant la surface glénoïdienne sur le plan de coupe ainsi que le vecteur normal à la glène projeté sur le même plan.

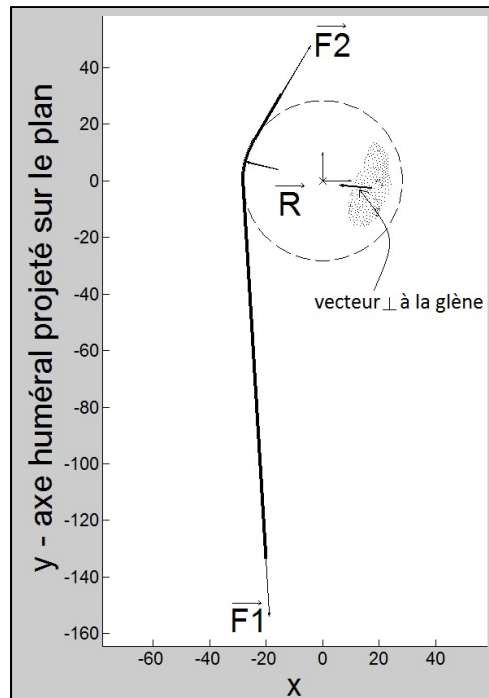


Figure 4.2 Ficelle « sommaire » du sujet 1 incluant la glène

Les deux figures précédentes ont été tirées de la méthode précédente en montrant seulement la ficelle d'intérêt.

Le Tableau 4.3 et la Figure 4.3 montrent les paramètres caractéristiques de la ficelle numéro 2 de la partie M1 calculés à partir du diagramme de corps libre :

- L'angle entre la force au point d'insertion proximal et la projection de l'axe huméral sur le plan de coupe (angle J),
- L'angle entre la force au point d'insertion distal et la projection de l'axe huméral sur le plan de coupe (angle E),
- L'angle entre la force de contact à la sphère et la projection du vecteur normal à la glène sur le plan de coupe (angle R), et
- Le module de la force de contact à la sphère (module R).

Tableau 4.3 Paramètres caractéristiques de la ficelle « sommaire »

Angle J [°]	Angle E [°]	Angle R [°]	Module R
30,9	3,5	9,5	0,59

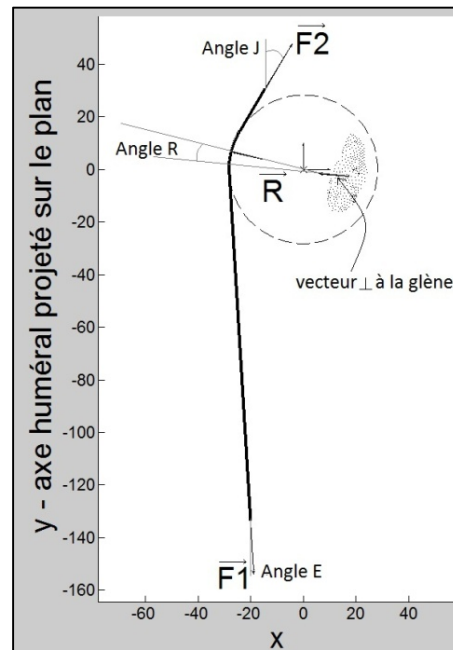


Figure 4.3 Paramètres angulaires caractéristiques

L'objectif est donc d'obtenir cette ficelle à l'aide de la méthode simplifiée. Chacune des ficelles est définie par trois éléments :

- Le point d'insertion proximal,
- Le point d'insertion distal, ainsi que
- Le centre de la sphère des tendons de la coiffe des rotateurs (TCR) plus tête humérale.

La ficelle « sommaire » peut donc être reconstruite à l'aide seulement de ces trois repères anatomiques. À partir de ces trois points, le plan contenant la ficelle peut donc être formé. La méthode simplifiée décrit comment ces points peuvent être déterminés directement à partir des images IRM et comment le plan contenant la ficelle « sommaire » peut être formé.

4.2.1 Détermination du point d'insertion distal

Le point d'insertion distal du deltoïde est repéré directement sur les images IRM comme étant le point du deltoïde le plus distal (Figure 4.4). Les images IRM sont défilées dans le plan coronal et le numéro de l'image sur laquelle ce point est visible est noté.

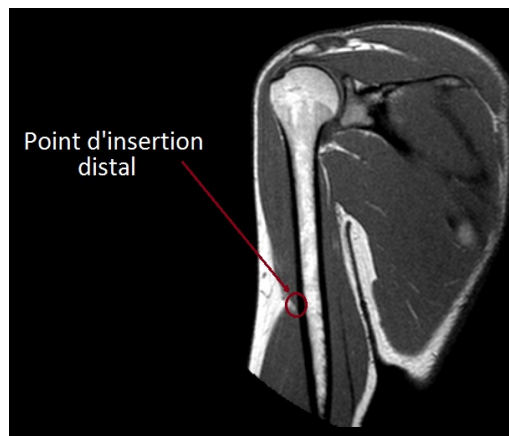


Figure 4.4 Point d'insertion distal repéré directement sur les images IRM

4.2.2 Détermination du point d'insertion proximal

Le point d'insertion proximal du deltoïde est aussi repéré directement sur les images IRM. Cependant, sa localisation doit être précisée à l'aide des images axiales générées par interpolation à partir des acquisitions coronales.

Le point d'insertion proximal est situé à environ un tiers de l'acromion depuis la facette antérieure (car il s'agit du 2^{ème} plan de la partie M1, voir aussi Figure 4.1). Les images dans le plan transverse permettent donc une bonne localisation du point d'insertion proximal dans le plan coronal (Figure 4.5). Le logiciel ORSvisual© a été utilisé.

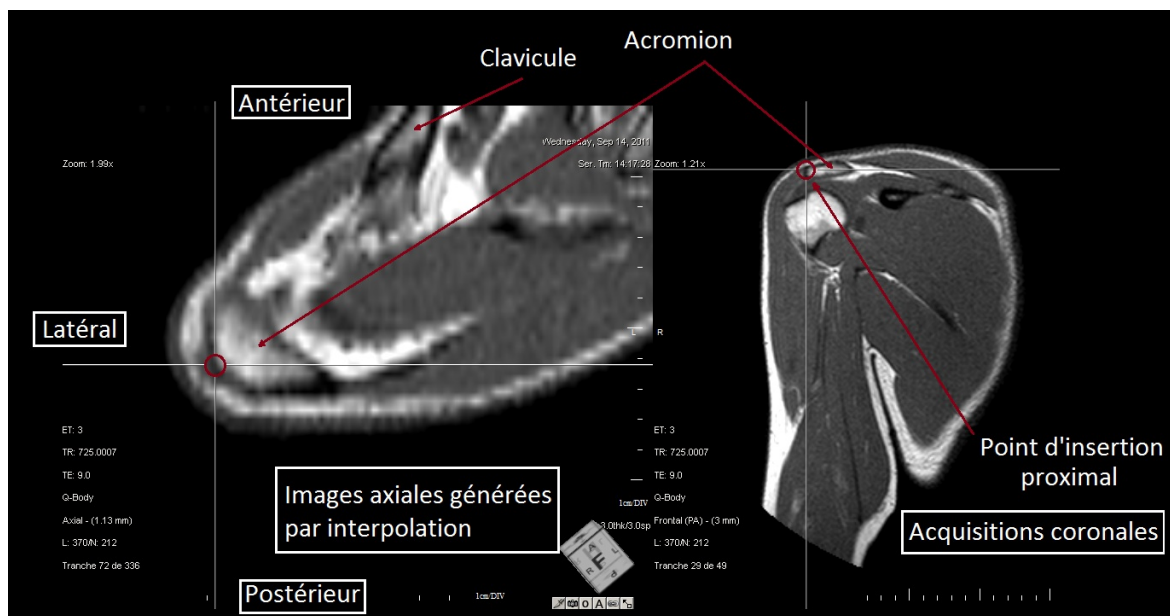


Figure 4.5 Point d'insertion proximale repéré des images IRM

4.2.3 Détermination de la sphère

La localisation de la sphère permet évidemment de déterminer son centre : le dernier élément pour définir le plan de coupe contenant la ficelle « sommaire ».

La sphère est définie à partir des TCR et de la tête humérale. Elle peut aussi être définie comme la surface profonde du deltoïde en contact avec les tissus mous entourant la tête humérale. La segmentation de cette surface profonde du deltoïde est faite en choisissant les points directement sur les images IRM (Figure 4.6). Sur chacune des images dans le plan coronal contenant la coiffe des rotateurs, la surface profonde du deltoïde peut être identifiée. Une fois cet ensemble de points numérisé, cela crée un nuage de points dans l'espace auquel une sphère est ajustée par la méthode des moindres carrés.

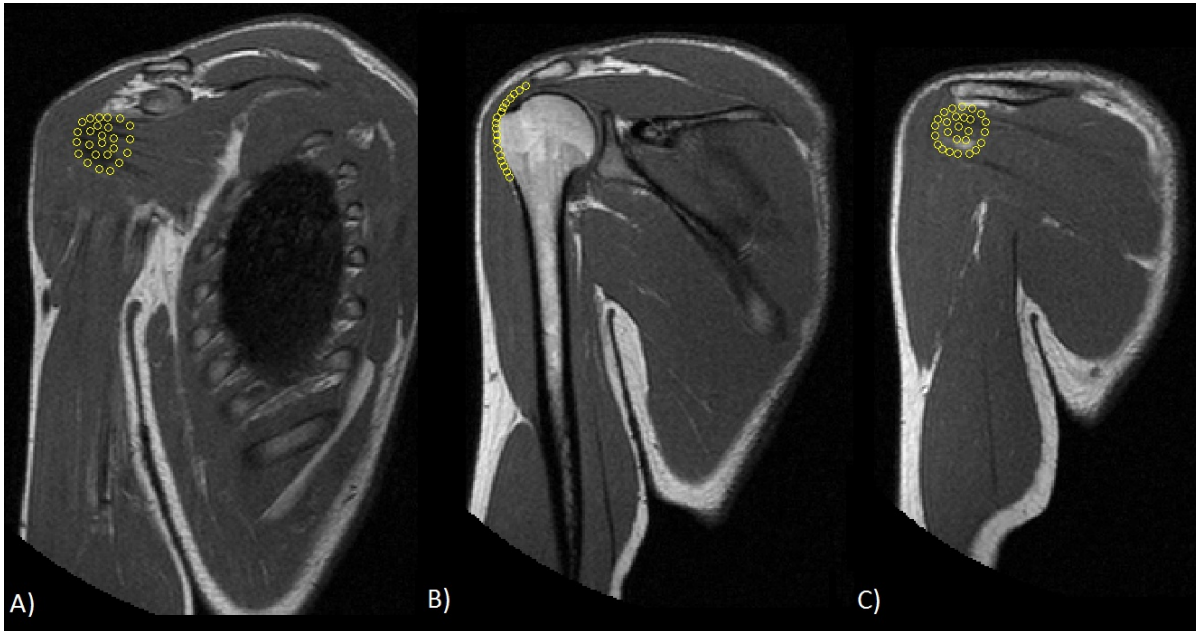


Figure 4.6 Points de la surface profonde du deltoïde formant la sphère : A) image la plus antérieure (deltoïde en contact avec le tendon du sous-scapulaire); B) deltoïde en contact avec le tendon du sus-épineux et avec la tête humérale; C) image la plus postérieure (deltoïde en contact avec les tendons du sous-épineux et du petit rond)

4.2.4 Représentation 3D de la ficelle « sommaire »

Les éléments nécessaires pour trouver le plan correspondant à la ficelle « sommaire » ont ensuite été déterminés. Chacun des points peut être représenté en 3D en considérant sa position dans l'image ainsi que la distance entre les acquisitions (Figure 4.7).

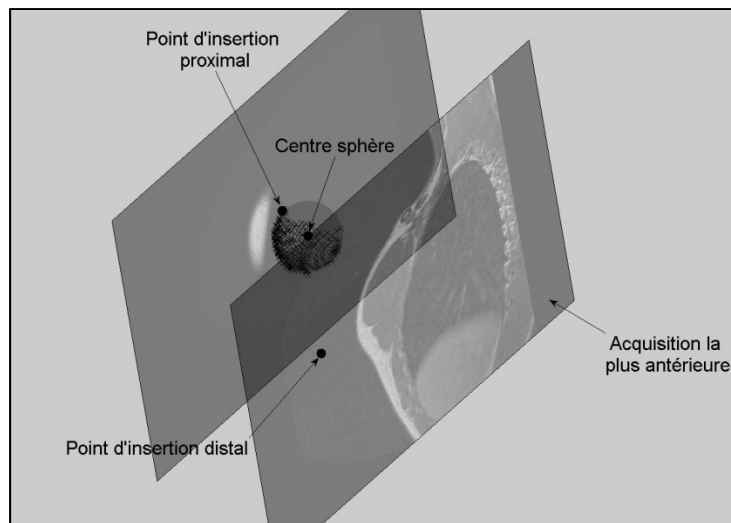


Figure 4.7 Éléments nécessaires pour trouver le plan correspondant à la ficelle « sommaire »

La ficelle « sommaire » et le plan correspondant à celle-ci peuvent donc être facilement calculés. Dans la figure ci-dessous, l'image interpolée qui correspond au plan contenant la ficelle « sommaire » a été calculée puis affichée en 3D. Cette image est le résultat de couper le volume d'acquisitions selon le plan correspondant à la ficelle « sommaire ».

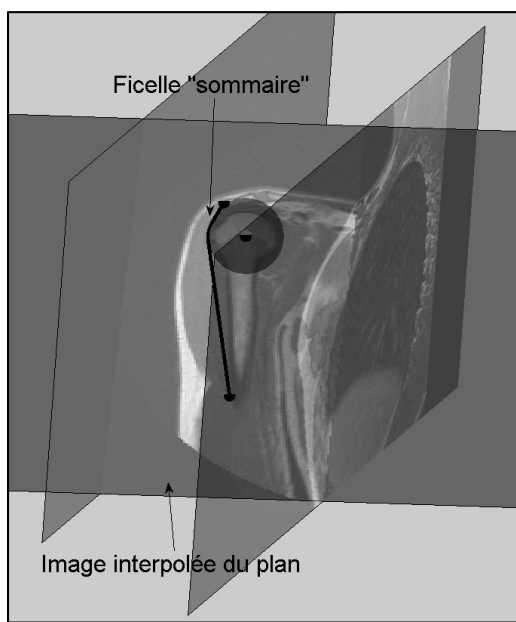


Figure 4.8 Ficelle « sommaire » et image interpolée

4.3 Les directions de projection

De la même façon que dans la méthode faisant objet du CHAPITRE 3, la direction humérale ainsi que la direction normale à la surface glénoïdienne doivent être calculées.

4.3.1 Détermination de la direction humérale

La direction de l'axe huméral (direction de l'axe longitudinal de la diaphyse) est déterminée en choisissant les centres de la diaphyse humérale apparaissant dans 6 coupes axiales générées par interpolation tout au long de la diaphyse. La distance entre les coupes axiales est toujours la même (Figure 4.9).

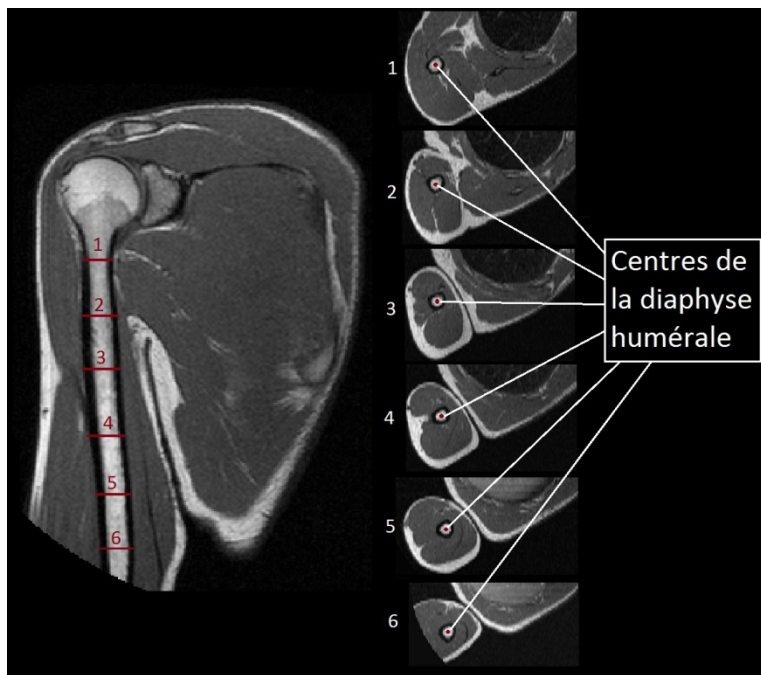


Figure 4.9 Points pour le calcul de la direction humérale

Chacun des points est numérisé, créant un ensemble de points dans l'espace auquel une droite est ajustée par la méthode des moindres carrés. La droite résultante correspond à la direction humérale.

4.3.2 Détermination de la direction normale à la surface glénoïdienne

La direction normale à la surface de la glène est calculée de la même façon que dans la méthode précédente (voir point 3.4.2 *Détermination de la direction normale à la surface de la glène*). Cependant, les points utilisés pour le calcul du tenseur d'inertie sont choisis directement sur les images IRM (Figure 4.10), comme dans la prise des points pour déterminer la sphère des TCR plus tête humérale.

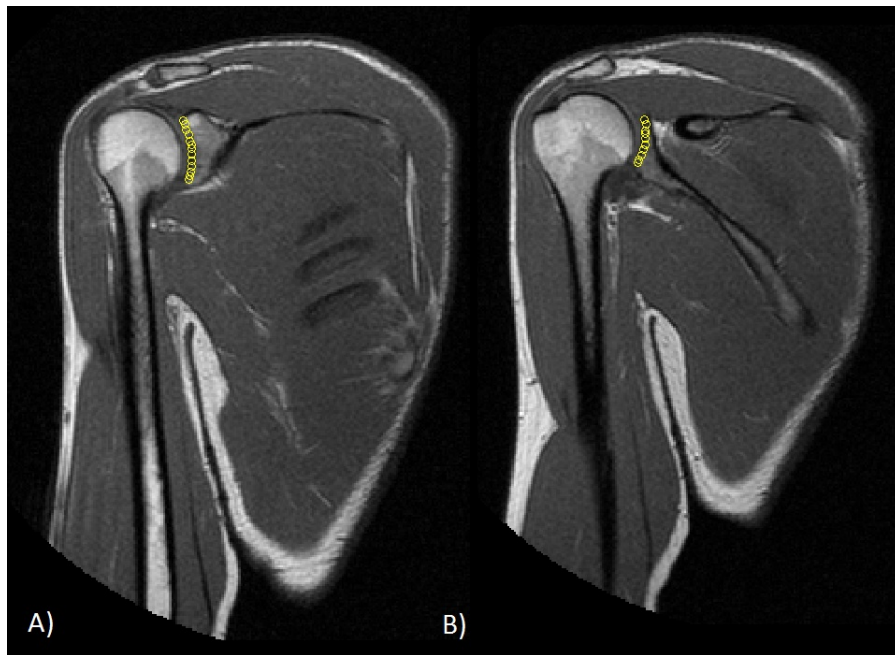


Figure 4.10 Segmentation des points de la surface glénoïdienne : l'image A) est plus antérieure que l'image B)

4.4 Calcul du ratio des forces coaptatrices/élevatrices

Les éléments nécessaires pour le calcul du ratio FCE ont été déterminés : la ficelle « sommaire » a été trouvée et les directions sur lesquelles les forces vont être projetées ont été déterminées (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**). Le calcul de forces en 2D et dans l'espace doit être ensuite effectué.

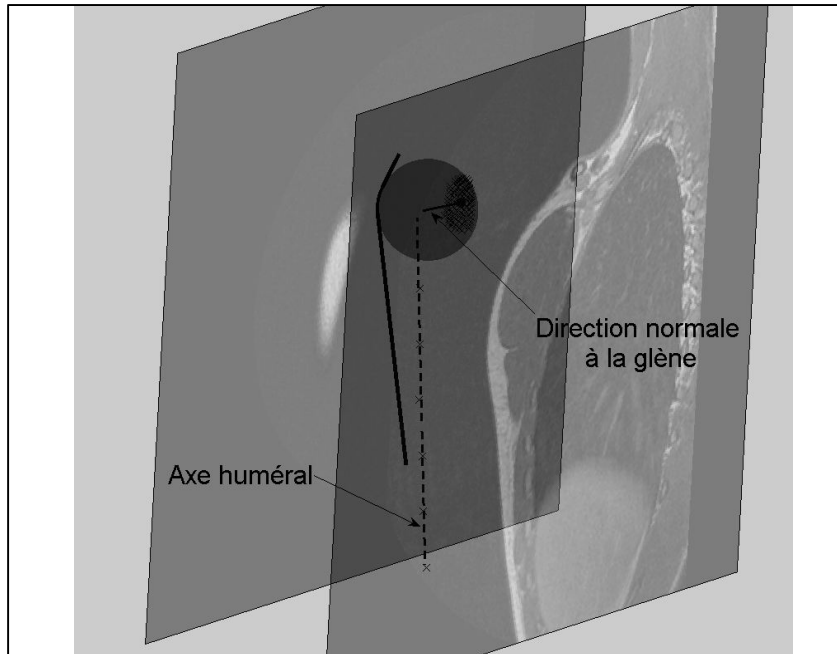


Figure 4.11 Ficelle « sommaire », axe huméral et direction normale à la glène

Tout d'abord, comme dans la section 3.3.3.3 *Calcul des forces planaires : diagrammes du corps libre*, une analyse de forces peut être effectuée en associant la ficelle à un système de poulies. L'analyse a été faite à l'aide du diagramme de corps libre où le corps étudié est la ficelle (Figure 4.12). Toutes les forces calculées s'exercent donc sur la ficelle (*voir* section 3.3.3.1).

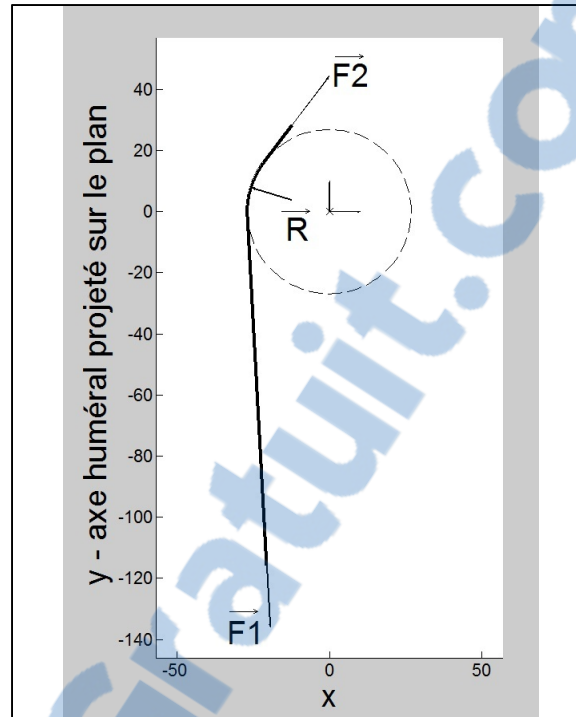


Figure 4.12 Diagramme de corps libre de la ficelle « sommaire »

Les forces sont ensuite positionnées en 3D (Figure 4.13) en appliquant la même méthodologie que dans le chapitre précédent (*voir section 3.3.4 Calcul des forces dans l'espace*). Ensuite, elles sont projetées (par l'application du produit scalaire entre deux vecteurs) dans les directions humérale et normale à la glène pour le calcul du ratio FCE.

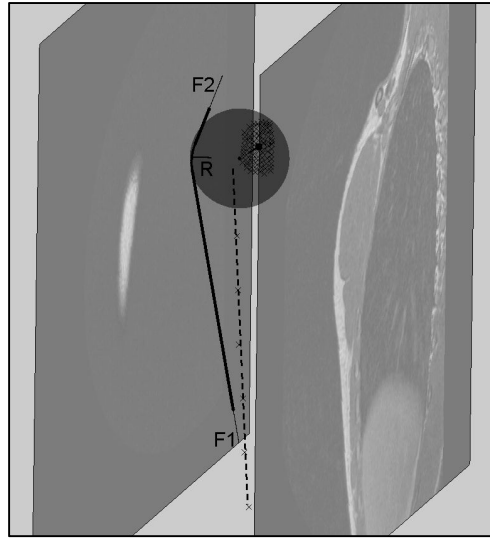


Figure 4.13 Forces en 3D

Le ratio peut donc être calculé en appliquant l'équation ci-dessous (équation pour le calcul du ratio de la section 3.4.3 avec une nomenclature différente):

$$Ratio_{Coaptatrices/élevatrices} = \frac{|\overrightarrow{R_{Glène}}|}{|\overrightarrow{R_{Humérus}} + \overrightarrow{F1_{Humérus}}|} \quad (4.1)$$

Où

- $\overrightarrow{R_{Glène}}$ représente la projection de la force au contact avec la sphère des TCR plus tête humérale sur la direction normale à la surface de la glène.
- $\overrightarrow{R_{Humérus}}$ représente la projection de la force au contact avec la sphère des TCR plus tête humérale sur la direction humérale.
- $\overrightarrow{F1_{Humérus}}$ représente la projection de la force au point d'insertion distal sur la direction humérale.

4.5 Résultats

Les résultats issus de l'application de la méthode précédente sont montrés au Tableau 4.4. De plus, ce tableau inclut aussi la valeur du ratio et des paramètres caractéristiques de la ficelle

« sommaire » du sujet 1 (Figure 4.3) lors de l'application de la méthode décrite au CHAPITRE 3 (nommée méthode initiale).

Tableau 4.4 Ratio et paramètres caractéristiques des ficelles « sommaires » du sujet 1 issus de la méthode proposée et de la méthode initiale

	Ratio FCE	Angle J [°]	Angle E [°]	Angle R [°]	Module R
Méthode proposée	0,36	26,6	5,3	10,3	0,55
Méthode initiale	0,53	30,9	3,5	9,5	0,59

La Figure 4.14 montre le diagramme de corps libre de la ficelle « sommaire » incluant la projection des points de la surface glénoïdienne sur le plan de la ficelle et la projection du vecteur perpendiculaire à la glène sur le même plan.

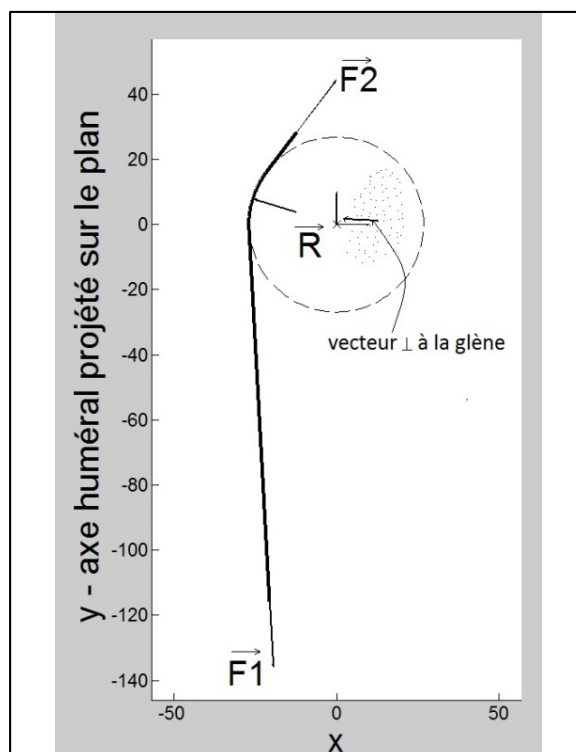


Figure 4.14 Diagramme de corps libre de la ficelle « sommaire » incluant la glène



4.6 Discussion

Ce chapitre avait comme objectif la proposition d'une nouvelle méthode pour le calcul du ratio FCE applicable en clinique. Cette méthode devait permettre l'obtention du ratio de manière rapide et donc ne devait pas nécessiter le recours à l'étape de segmentation et de reconstruction 3D des images IRM.

La méthode proposée est basée sur le calcul du ratio de forces correspondant à la ficelle qui représente le mieux l'ensemble des ficelles calculées pour le ratio 3D. Cette ficelle est donc une sorte de ficelle « moyenne » ou « sommaire » de toutes les ficelles du deltoïde moyen. Cette ficelle est calculée directement à partir des images IRM : sélection des points d'insertion proximal et distal du deltoïde, détermination de l'axe humérale et définition de la sphère contenant la tête humérale et les TCR. La méthode proposée a été appliquée sur le sujet 1.

Les résultats obtenus à l'aide de la méthode proposée sont les suivants : un ratio FCE de 0,36, un angle J de 26,5, un angle E de 5,3, un angle R de 10,3 et un module R de 0,55. Le ratio FCE obtenu à l'aide de la méthode proposée est dans la fourchette de valeurs de ratios obtenus avec la méthode initiale. Le minimum étant de 0,35 et le maximum de 0,55 (*voir* Tableau 3.2).

Les résultats obtenus à l'aide de la méthode initiale (celle qui est décrite dans le CHAPITRE 3), sont les suivants : un ratio FCE de 0,53, un angle J de 30,9, un angle E de 3,5, un angle R de 9,5 et un module R de 0,59.

Nous observons que les paramètres caractéristiques des ficelles ainsi que les ratios obtenus sont différents. Ceci indique que la ficelle « sommaire » n'a pas bien été sélectionnée. Malgré ces différences, cette méthode semble faisable pour l'application en clinique puisque le processus de segmentation-reconstruction 3D est évité. Les limites suivantes et les améliorations qui en découlent justifient cette affirmation.

Cette étude présente les limites suivantes :

- Il faut connaître d'avance la localisation de la ficelle « sommaire » : le point d'insertion proximal du deltoïde est choisi selon la localisation de la ficelle « sommaire » issu de la méthode initiale (celle qui est décrite dans le CHAPITRE 3).
- La méthode est très dépendante de l'utilisateur : les points d'insertion distal et proximal du deltoïde sont localisés dans des images IRM choisies par l'utilisateur. Le choix de la mauvaise image (acquisition) IRM entraînerait l'obtention d'une ficelle différente.
- Le processus pour déterminer la sphère est fastidieux: la sphère des TCR plus tête humérale est déterminée en sélectionnant les points « un par un » sur les images IRM où les structures nécessaires sont présentes.
- Protocole d'acquisition de recherche : les images IRM utilisées sont obtenues par une séquence d'acquisitions dédiée qui ne fait pas partie du protocole clinique courant.

Des améliorations possibles de la méthode découlent de ces limites. En premier, une étude de la localisation des points d'insertion proximaux du deltoïde permettrait de déterminer quelle est la zone précise de l'acromion où la ficelle « sommaire » s'attache. La méthode pourrait être appliquée sans besoin de connaître d'avance quelle est la ficelle « sommaire » du patient. En second, une étude de sensibilité permettrait de savoir quelles sont les erreurs introduites lors d'une mauvaise sélection des images IRM correspondantes aux points d'insertion proximal et distal du deltoïde. En troisième, il serait possible d'implanter une méthode plus automatisée de segmentation de la surface profonde du deltoïde afin de faciliter la procédure et la rendre moins dépendante de l'opérateur. Finalement, le protocole d'acquisition utilisé en clinique pour le diagnostic pourrait être utilisé, cependant, une étude s'avère nécessaire pour inclure dans le protocole les images indispensables pour le calcul de la ficelle « sommaire » : celles où les points d'insertion distal et proximal peuvent être facilement repérés.

Pour conclure, la nouvelle méthode proposée d'obtention du ratio FCE s'avère intéressante, cependant, plusieurs améliorations et études doivent être effectuées afin d'assurer sa fiabilité et reproductibilité.

CONCLUSION

Les objectifs de ce mémoire étaient, en premier, de développer un ratio de forces, nommé ratio des forces coaptatrices/élevatrices (ratio FCE), inspiré du ratio de Billuart et al. (2006) mais qui tient compte de l'action coaptatrice du deltoïde, en seconde, de relier ce ratio avec la fonctionnalité de l'épaule, et en dernier, de proposer une nouvelle méthode simplifiée pour le calcul du ratio.

Dans un premier temps, une mise en contexte et une revue de la littérature ont permis de décrire l'anatomie, la mobilité et la stabilité de la ceinture scapulo-humérale en se centrant sur l'articulation scapulo-humérale et la nature et les problèmes associés aux ruptures de la coiffe des rotateurs (RCR). De plus, elle a permis de décrire les méthodes existantes de calcul de forces musculaires.

Deuxièmement, la problématique de l'étude a été présentée en soulignant le manque d'indices cliniques corrélant la déchirure tendineuse et l'état fonctionnel de l'épaule. Les trois objectifs découlant de cette problématique et cités au début de cette conclusion ont été ensuite présentés.

Troisièmement, une méthode pour le calcul du ratio FCE inspiré de celui proposé par Billuart et al. (2006) a été développée. La contribution du présent travail est d'y inclure la notion de forces coaptatrices. Le ratio et la fonctionnalité de l'épaule à l'aide des questionnaires (scores) quickDASH et Constant ont été calculés chez 11 sujets, puis la relation entre les ratios et les scores a été analysée. L'étude a permis de conclure que le deltoïde est un muscle globalement déstabilisateur car les forces élevatrices (déstabilisatrices) sont toujours supérieures aux forces coaptatrices. Une autre contribution majeure est d'avoir démontré que le deltoïde moyen était plus stabilisant dans sa partie antérieure. Ceci pourrait mener vers le développement de nouveaux programmes de réadaptation afin d'améliorer la stabilité de l'épaule. Il est à noter qu'à ce stade, aucune conclusion claire ne peut être extraite de l'étude du lien entre le ratio FCE et la fonctionnalité de l'épaule. En effet, il serait nécessaire

d'augmenter la base de données et d'affiner la méthode. De plus, cette méthode s'avérant trop longue et d'application difficile en clinique, une méthode alternative a été développée.

Celle-ci avait pour but de calculer de manière plus rapide le ratio FCE et de pouvoir l'appliquer en clinique. La méthode a été appliquée sur un sujet. Elle s'avère faisable malgré les différences notables présentes dans les résultats : la méthode est rapide et semble applicable en clinique. Par contre, plusieurs améliorations et études doivent être effectuées afin d'assurer sa fiabilité et reproductibilité

Les contributions majeures de ce travail sont :

- De proposer un ratio coaptateur/élevateur inspiré des travaux de Billuart et al. (2006). Ce ratio inclut la capacité du deltoïde à maintenir la tête humérale dans la glène.
- De démontrer pour la première fois la contribution des fibres antérieures du deltoïde à la stabilité de l'épaule. Ce résultat montre la voie vers des nouvelles avenues thérapeutiques.
- De montrer la faisabilité de l'application de la méthode de calcul du ratio directement à partir des images IRM.

Cette étude préliminaire sera poursuivie par l'application de cette méthode à 30 patients sains et 60 symptomatiques avec des niveaux de fonctionnalité différents. D'ailleurs, des perspectives pour l'obtention d'un indice clinique capable de corréler les ruptures tendineuses de la coiffe des rotateurs et la fonctionnalité de l'épaule peuvent être envisagées par l'amélioration et l'optimisation de la méthode alternative du calcul du ratio de forces proposée.

ANNEXE I

QUESTIONNAIRES DE FONCTION

QuickDASH

Please rate your ability to do the following activities in the last week by circling the number below the appropriate response.

	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	UNABLE
1. Open a tight or new jar.	1	2	3	4	5
2. Do heavy household chores (e.g., wash walls, floors).	1	2	3	4	5
3. Carry a shopping bag or briefcase.	1	2	3	4	5
4. Wash your back.	1	2	3	4	5
5. Use a knife to cut food.	1	2	3	4	5
6. Recreational activities in which you take some force or impact through your arm, shoulder or hand (e.g., golf, hammering, tennis, etc.).	1	2	3	4	5

	NOT AT ALL	SLIGHTLY	MODERATELY	QUITE A BIT	EXTREMELY
7. During the past week, to what extent has your arm, shoulder or hand problem interfered with your normal social activities with family, friends, neighbours or groups?	1	2	3	4	5

	NOT LIMITED AT ALL	SLIGHTLY LIMITED	MODERATELY LIMITED	VERY LIMITED	UNABLE
8. During the past week, were you limited in your work or other regular daily activities as a result of your arm, shoulder or hand problem?	1	2	3	4	5

Please rate the severity of the following symptoms in the last week. (circle number)

	NONE	MILD	MODERATE	SEVERE	EXTREME
9. Arm, shoulder or hand pain.	1	2	3	4	5
10. Tingling (pins and needles) in your arm, shoulder or hand.	1	2	3	4	5

	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	SO MUCH DIFFICULTY THAT I CAN'T SLEEP
11. During the past week, how much difficulty have you had sleeping because of the pain in your arm, shoulder or hand? (circle number)	1	2	3	4	5

QuickDASH DISABILITY/SYMPTOM SCORE = $\left(\frac{\text{sum of n responses}}{n} - 1 \right) \times 25$, where n is equal to the number of completed responses.

A QuickDASH score may not be calculated if there is greater than 1 missing item.

Figure-A I-1 1^{ère} page du questionnaire quickDASH

QuickDASH

WORK MODULE (OPTIONAL)

The following questions ask about the impact of your arm, shoulder or hand problem on your ability to work (including homemaking if that is your main work role).

Please indicate what your job/work is: _____

I do not work. (You may skip this section.)

Please circle the number that best describes your physical ability in the past week.

Did you have any difficulty:	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	UNABLE
1. using your usual technique for your work?	1	2	3	4	5
2. doing your usual work because of arm, shoulder or hand pain?	1	2	3	4	5
3. doing your work as well as you would like?	1	2	3	4	5
4. spending your usual amount of time doing your work?	1	2	3	4	5

SPORTS/PERFORMING ARTS MODULE (OPTIONAL)

The following questions relate to the impact of your arm, shoulder or hand problem on playing *your musical instrument or sport or both*. If you play more than one sport or instrument (or play both), please answer with respect to that activity which is most important to you.


Please indicate the sport or instrument which is most important to you: _____

I do not play a sport or an instrument. (You may skip this section.)

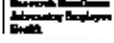
Please circle the number that best describes your physical ability in the past week.

Did you have any difficulty:	NO DIFFICULTY	MILD DIFFICULTY	MODERATE DIFFICULTY	SEVERE DIFFICULTY	UNABLE
1. using your usual technique for playing your instrument or sport?	1	2	3	4	5
2. playing your musical instrument or sport because of arm, shoulder or hand pain?	1	2	3	4	5
3. playing your musical instrument or sport as well as you would like?	1	2	3	4	5
4. spending your usual amount of time practising or playing your instrument or sport?	1	2	3	4	5

SCORING THE OPTIONAL MODULES: Add up assigned values for each response; divide by 4 (number of items); subtract 1; multiply by 25.
 An optional module score may not be calculated if there are any missing items.



Institute for Work & Health



National Institute for Occupational Safety and Health

© INSTITUTE FOR WORK & HEALTH 2006. ALL RIGHTS RESERVED.

Figure-A I-2 2^{ème} page du questionnaire quickDASH

<u>SCORE FONCTIONNEL DE CONSTANT</u> (Maximum de 100 points)	
<u>1/ Douleur (1 item seulement, maximum 15 points) :</u>	
Pas de douleur : 15 points	
Douleur légère : 10 points	
Douleur modérée : 5 points	
Douleur sévère : 0 point	
<u>2/ Activité quotidienne (Maximum 20 points) :</u>	
A- Niveau d'activité (maximum 10 points, cochez chaque item qui se rapporte) :	
Pas de gêne au travail : 4 points	
Activité de loisirs et de sportifs : 4 points	
Pas de gêne au sommeil : 2 points	
B- Position de la main (1 item seulement, maximum de 10 points)	
Main à la taille : 2 points	
Main à la xyphoïde : 4 points	
Main au cou : 6 points	
Main au sommet du crâne : 8 points	
Main au dessus de la tête : 10 points	
<u>3/ Evaluation des mobilités (Maximum 40 points) :</u>	
<u>A- Elévation antérieure (1 Item seulement, maximum 10 points) :</u>	
0 à 30° : 0 point	
31 à 60° : 2 points	
61° à 90° : 4 points	
91 à 120° : 6 points	
121 à 150° : 8 points	
151 à 180° : 10 points	
<u>B- Elévation latérale (1 Item seulement, maximum 10 points) :</u>	
0 à 30° : 0 point	
31 à 60° : 2 points	
61° à 90° : 4 points	
91 à 120° : 6 points	
121 à 150° : 8 points	
151 à 180° : 10 points	
<u>C- Rotation Externe (Cochez chaque item qui se rapporte, maximum 10 points) :</u>	
Main derrière la tête avec le coude en avant : 2 points	
Main derrière la tête avec le coude en arrière : 2 points	
Main au sommet de la tête avec le coude en avant : 2 points	
Main au sommet de la tête avec le coude en arrière : 2 points	
Elévation complète au sommet du crâne : 2 points	
<u>C- Rotation Interne (1 Item seulement, maximum 10 points) :</u>	
Main à la face latérale de la cuisse : 0 point	
Main à la fesse : 2 points	
Main à la jonction lombo-sacrée : 4 points	
Main à la taille (L3) : 6 points	
Main à T12 : 8 points	
Main à la région inter-scapulaire (T7) : 10 points	
<u>4/ Evaluation de la force à 90° d'abduction. (Maximum de 25 points, chaque livre correspond à 1 point) :</u>	
Epaule droite :	
Epaule gauche :	
Total : / 100	

Figure-A I-3 Questionnaire de Constant

ANNEXE II

CHANGEMENT DE REPÈRE

Cette annexe a comme but de présenter les concepts basiques pour la réalisation de changements de repère à l'aide des matrices de transformation affines. Nous avons pris comme référence les notes de cours de Amorós Torrent, (2010).

Tout d'abord, une matrice de transformation affine permet le changement d'un repère orthonormal vers un autre :

$$A_e^u = \begin{pmatrix} C_e^u & \vec{b} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Où

- A_e^u est la matrice de transformation affine du repère $u = \{P, \{u_x, u_y, u_z\}\}$ au repère $e = \{O, \{e_x, e_y, e_z\}\}$. Il s'agit d'une matrice 4 x 4.
- C_e^u est la matrice de changement de base $\{u_x, u_y, u_z\}$ à $\{e_x, e_y, e_z\}$. Cette matrice a comme colonnes les vecteurs $\{u_x, u_y, u_z\}$ dans la base $\{e_x, e_y, e_z\}$. Il s'agit d'une matrice 3 x 3.
- \vec{b} est le vecteur \overrightarrow{OP} dans la base $\{e_x, e_y, e_z\}$.

Notons que le repère $u = \{P, \{u_x, u_y, u_z\}\}$ a comme origine le point P et comme base les vecteurs $\{u_x, u_y, u_z\}$.

Dans notre cas, le repère e correspond au domaine spatial (modèle 3D où toutes les structures osseuses et musculaires y sont représentées) et le repère u au domaine planaire (plan de la ficelle).

Le repère e est considéré comme étant le repère canonique :

$$\text{Origine} = O = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\text{base} = \{e_x, e_y, e_z\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Le repère u varie de base selon le plan de la ficelle. En revanche, l'origine reste pareille : le vecteur \overrightarrow{OP} est donc égal à $\vec{0}$.

Ensuite, plus de détails concernant le changement de repère du modèle 3D vers le plan de la ficelle ainsi que du plan de la ficelle vers le modèle 3D sont présentés.

Changement de repère vers le plan de la ficelle

Nous avons un repère u pour chacun des plans et par conséquent un nombre de matrices de transformation affine égale au nombre total de plans.

Chacun des plans a comme u_y l'axe de coupe (pareil pour tous les plans), u_z le vecteur perpendiculaire au plan de coupe (change selon le plan) et u_x le produit vectoriel de ces deux vecteurs. Étant donné que nous connaissons tous ces paramètres, les matrices de transformation affines peuvent être facilement calculées :

$$A_e^u = \begin{pmatrix} \vec{u}_x & \vec{u}_y & \vec{u}_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Cependant, cette matrice ne permet pas le changement du repère du modèle 3D vers le plan de la ficelle mais l'inverse. Pour ce faire, il faut trouver la matrice A_u^e , qui peut être calculée :

$$A_u^e = (A_e^u)^{-1} =$$

Nous avons calculé d'abord la matrice A_e^u étant donné le calcul plus simple de la matrice C_e^u , qui doit être calculée dans la base canonique $\{e_x, e_y, e_z\}$.

Finalement, les points en 3D correspondant aux ficelles peuvent être représentés dans le nouveau repère planaire :

$$(P)_u = A_u^e \cdot (P)_e$$

Où

- $(P)_e$ sont les points dans le repère du modèle 3D, et
- $(P)_u$ sont les points dans le repère planaire (il faut noter que leur composante z est nulle).

Changement de repère vers le modèle 3D

Le changement de chacun des repères correspondants aux ficelles vers le modèle 3D est beaucoup plus simple étant donné que la matrice de transformation affine a déjà été calculée. Par conséquent, les vecteurs correspondant aux forces présentes dans les ficelles peuvent facilement être représentés dans le repère du modèle 3D :

$$(V)_e = A_e^u \cdot (V)_u$$

Où

- $(V)_u$ sont les vecteurs correspondant à l'ensemble de forces dans une ficelle dans le repère planaire (il faut noter que leur composante z est nulle),
- $(V)_e$ sont les vecteurs correspondant à l'ensemble de forces dans une ficelle dans le repère du modèle 3D.

BIBLIOGRAPHIE

- Alexander, R. M., & Vernon, A. (1975). The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert, *1*, 115-123.
- American college of radiology and society of skeletal radiology. (2010). ACR – SSR PRACTICE GUIDELINE FOR THE PERFORMANCE AND INTERPRETATION OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI) OF THE SHOULDER, 1-11.
- Amorós Torrent, J. (2010). Resum de teoria del tema 1. *Teoria de l'assignatura Geometria : 1er cours graus d'Enginyeria en Tecnologies Industrials, Química i de Materials de l'ETSEIB* (UPC.). Barcelona.
- Atlas du corps humain. (2011). Muscles de la coiffe des rotateurs. Retrieved July 20, 2012, from <http://www.atlasducorpshumain.fr>
- Ben-Yishay, A., ZUCKERMAN, J. D., GALLAGHER, M., & CUOMO, F. (1994). Pain inhibition of shoulder strength in patients with impingement syndrome. *Orthopedics*, *17*(8), 685-688. Slack. Retrieved from <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=4161490>
- Billuart, F, Gagey, O., Skalli, W., & Mitton, D. (2006). Biomechanics of the deltoideus. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, *28*(1), 76-81. doi:10.1007/s00276-005-0058-8
- Billuart, Fabien. (2008). *Analyse biomécanique et morphologique du muscle deltoïde*. (Olivier Gagey, Ed.). ENSAM Paris.
- BioDigital Systems. (2011). BioDigital Human. *Human Beta*. Retrieved February 24, 2012, from www.biodigitalhuman.com
- Codman, E. A. (1934). *The shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions In or About the Subacromial Bursa* (Thomas Tod., p. 224). Boston.
- Constant, C. R., & Murley, A. H. G. (1987). A Clinical Method of Functional Assessment of the Shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *214*(214), 160-4. Retrieved from http://journals.lww.com/corr/Abstract/1987/01000/A_Clinical_Method_of_Functional_Assessment_of_the.23.aspx
- David, G., Magarey, M. E., Jones, M. A., Dvir, Z., Türker, K. S., & Sharpe, M. (2000). EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clinical Biomechanics*, *15*(2), 95-102. Retrieved from

<http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-3Y86G82-5/2/4bb68f88a47a053ce7caefe38e0166b3>

- van Der Helm, F. C. T. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 551-569. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929094900655>
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(2), 131-54. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005
- Gagey, O., & Hue, E. (2000). Mechanics of the Deltoid Muscle: A New Approach. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 375. Retrieved from http://journals.lww.com/corr/Fulltext/2000/06000/Mechanics_of_the_Deltoid_Muscle__A_New_Approach.30.aspx
- de Groot, J. H., van de Sande, M. a J., Meskers, C. G. M., & Rozing, P. M. (2006). Pathological Teres Major activation in patients with massive rotator cuff tears alters with pain relief and/or salvage surgery transfer. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21 Suppl 1, S27-32. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.011
- Hansen, M. L., Otis, J. C., Johnson, J. S., Cordasco, F. a, Craig, E. V., & Warren, R. F. (2008). Biomechanics of massive rotator cuff tears: implications for treatment. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 90(2), 316-25. doi:10.2106/JBJS.F.00880
- Hawkes, D. H., Alizadehkhayat, O., Fisher, A. C., Kemp, G. J., Roebuck, M. M., & Frostick, S. P. (2011). Normal shoulder muscular activation and co-ordination during a shoulder elevation task based on activities of daily living: An electromyographic study. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, (January), 53-60. doi:10.1002/jor.21482
- Heintz, S. (2006). *Muscular forces from static optimization*. Technical Reports from Royal Institute of Technology. KTH Mechanics. SE-100. Retrieved from <http://kth.diva-portal.org/smash/get/diva2:10125/FULLTEXT01>
- Hettinger, T. (1961). *Physiology of strength*. (M. H. Thurwell, Ed.). Springfield, Illinois: Charles C. Thomas.
- IMAIOS SAS, e-A. (2008). Anatomie de l'épaule (IRM, radiographies, illustrations médicales et planches anatomiques). *Anatomie ostéo-articulaire (membres supérieur et inférieur)*. Retrieved February 24, 2012, from <www.imaios.com>
- Ikai, M., & Fukunaga, T. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für*

- angewandte Physiologie, einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 26(1), 26-32. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5700894>
- Inman, V T, Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1944). Observations of the function of the shoulder joint. . *Clin Orthop Relat Res*, (330), 3-12. Retrieved from http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8804269
- Inman, V.T., Sounders, J. B. D. M., & Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 26(1), 1–30. The Journal of Bone and Joint Surgery. Retrieved from <http://www.jbjs.org/article.aspx?Volume=26&page=1>
- Institut for Work & Health. (2006). The DASH outcome measure. Retrieved February 2, 2012, from <http://www.dash.iwh.on.ca/>
- de Jesus, J. O., Parker, L., Frangos, A. J., & Nazarian, L. N. (2009). Accuracy of MRI, MR arthrography, and ultrasound in the diagnosis of rotator cuff tears: a meta-analysis. *AJR. American journal of roentgenology*, 192(6), 1701-7. doi:10.2214/AJR.08.1241
- Kapandji, I. A. (2002). *Physiologie Articulaires*. (Maloine, Ed.) (Vol 1., pp. 44-72).
- Kay Hillman, S. (2003). Interactive Functional Anatomy. Version 3.30. Londres: Primal Pictures.
- Kitis, A., Celik, E., Aslan, U. B., & Zencir, M. (2009). DASH questionnaire for the analysis of musculoskeletal symptoms in industry workers: a validity and reliability study. *Applied ergonomics*, 40(2), 251-5. doi:10.1016/j.apergo.2008.04.005
- Klepps, S. (2004). A cadaveric study on the anatomy of the deltoid insertion and its relationship to the deltopectoral approach to the proximal humerus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 13(3), 322-327. doi:10.1016/j.jse.2003.12.014
- Laursen, B., Jensen, B. R., Németh, G., & Sjøgaard, G. (1998). A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position. *Journal of biomechanics*, 31(8), 731-9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9796673>
- Levy, O., Mullett, H., Roberts, S., & Copeland, S. (2008). The role of anterior deltoid reeducation in patients with massive irreparable degenerative rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 17(6), 863-70. Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees. doi:10.1016/j.jse.2008.04.005

- Lugo, R., Kung, P., & Ma, C. B. (2008). Shoulder biomechanics. *European journal of radiology*, 68(1), 16-24. doi:10.1016/j.ejrad.2008.02.051
- Maughan, R., & Watson, J. (1983). Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *The Journal of physiology*, 37-49. Retrieved from <http://jp.physoc.org/content/338/1/37.short>
- Minning, S., Eliot, C. a, Uhl, T. L., & Malone, T. R. (2007). EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(2), 153-9. doi:10.1016/j.jelekin.2006.01.008
- Narici, M., & Landoni, L. (1992). Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *European journal of applied physiology*, 438-444. Retrieved from <http://www.springerlink.com/index/H867H5553582513Q.pdf>
- Oizumi, N., Tadano, S., Narita, Y., Suenaga, N., Iwasaki, N., & Minami, A. (2006a). Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 15(3), 331-8. doi:10.1016/j.jse.2005.08.012
- Oizumi, N., Tadano, S., Narita, Y., Suenaga, N., Iwasaki, N., & Minami, A. (2006b). Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 15(3), 331-8. doi:10.1016/j.jse.2005.08.012
- Oyama, S., Myers, J. B., Blackburn, J. T., & Colman, E. C. (2011). Changes in infraspinatus cross-sectional area and shoulder range of motion with repetitive eccentric external rotator contraction. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(2), 130-5. Elsevier Ltd. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.018
- Peat, M. (1986). Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical therapy*, 66(12), 1855-65. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3786416>
- QualityMetric. (n.d.). SF-36v2 Health Survey. Retrieved April 3, 1BC, from <http://www.sf-36.org/>
- Rispoli, D. M., Athwal, G. S., Sperling, J. W., & Cofield, R. H. (2009). The anatomy of the deltoid insertion. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 18(3), 386-90. Elsevier Ltd. doi:10.1016/j.jse.2008.10.012
- Rockwood, C. A., Matsen, F. A., Lippitt, S. B., & Wirth, M. A. (2009). *The shoulder* (p. 1584). Saunders/Elsevier. Retrieved from <http://books.google.ca/books?id=7ca8iqAPo2UC>

- Sakoma, Y., Sano, H., Shinozaki, N., Itoigawa, Y., Yamamoto, N., Ozaki, T., & Itoi, E. (2011). Anatomical and functional segments of the deltoid muscle. *Journal of anatomy*, 218(2), 185-90. doi:10.1111/j.1469-7580.2010.01325.x
- Sarrafian, S. (1983). Gross and functional anatomy of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res*, (173), 11-9.
- Steenbrink, F., de Groot, J. H., Veeger, H. E. J., Meskers, C. G. M., van de Sande, M. a J., & Rozing, P. M. (2006). Pathological muscle activation patterns in patients with massive rotator cuff tears, with and without subacromial anaesthetics. *Manual therapy*, 11(3), 231-7. doi:10.1016/j.math.2006.07.004
- Steenbrink, F., de Groot, J. H., Veeger, H. E. J., van der Helm, F. C. T., & Rozing, P. M. (2009). Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. *Journal of biomechanics*, 42(11), 1740-5. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.04.011
- Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional Anatomy of the Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 248-255. National Athletic Trainers Association. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1323385&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Trochu, F. (1993). A contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering with computers*, 9(3), 160–177. Springer. Retrieved from <http://www.springerlink.com/index/R2702V4G3368J050.pdf>
- US Army. (2010). *US Army, BASIC PATIENT CARE PROCEDURES, SUBCOURSE MD0556, EDITION 100, Survival Medical Manual* (p. 105).
- Veeger, H. E. J., Van Der Helm, F. C. T., Van Der Woude, L. H. V., Pronk, G. M., & Rozendal, R. H. (1991). Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/0021-9290(91)90294-w
- Veeger, H. E. J., & van der Helm, F. C. T. (2007). Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2119-2129. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.016
- Wikipedia. (2011). Pennate muscle. Retrieved December 15, 2011, from http://en.wikipedia.org/wiki/Pennate_muscle
- Yanagawa, T., Goodwin, C. J., Shelburne, K. B., Giphart, J. E., Torry, M. R., & Pandy, M. G. (2008). Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint stability during abduction. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(2), 021024. 3

Park Avenue, New York, NY 10016-5990, United States: American Society of Mechanical Engineers. doi:10.1115/1.2903422

Zygote Media Group. (2012). Zygote body. Retrieved February 5, 2012, from <http://www.zygotebody.com>