

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	5
1.1 Épaule saine.....	5
1.1.1 Os et articulations.....	6
1.1.2 Mouvements du complexe de l'épaule.....	7
1.1.2.1 Rotation des os	7
1.1.2.2 Translation des os.....	8
1.1.3 Muscles gléno-huméraux.....	9
1.1.3.1 Muscle deltoïde	10
1.1.3.2 Coiffe des rotateurs.....	11
1.1.4 Structures passives	14
1.1.5 Morphologie de l'humérus et de la glène.....	16
1.2 Arthropathie de rupture de coiffe (ARC)	17
1.2.1 Rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) irréparable	17
1.2.2 Modification du contact articulaire et du degré d'instabilité.....	18
1.2.3 Paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'ARC	19
1.2.4 Traitement de l'ARC par l'arthroplastie.....	20
1.2.4.1 Hémiprothèse humérale à tête anatomique.....	20
1.2.4.2 Prothèse humérale à tête surdimensionnée.....	22
1.2.4.3 Hémiprothèse humérale avec tête adaptée à l'ARC	23
1.2.4.4 Prothèse totale inversée	24
1.2.5 Résumé	26
1.3 Outils d'analyse de la biomécanique de l'épaule	27
1.3.1 Analyse expérimentale	27
1.3.1.1 Méthode in-vitro.....	27
1.3.1.2 Méthode in-vivo	30
1.3.2 Analyse numérique.....	32
1.3.2.1 Modélisation par éléments finis.....	32
1.3.2.2 Modélisation musculo-squelettique.....	33
1.3.3 Modèle musculo-squelettique de l'épaule AnyBody	40
1.3.3.1 Cinématique du complexe de l'épaule	40
1.3.3.2 Géométrie du deltoïde	41
1.3.3.3 Contrainte de stabilité gléno-humérale.....	44
1.3.3.4 Algorithme de cinématique dépendante de la force	45
1.3.3.5 Simulation des structures passives	46
1.3.3.6 Résumé	46
1.3.4 Choix du type d'analyse	47
CHAPITRE 2 HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS.....	49

CHAPITRE 3	ARTICLE 1. INFLUENCE OF THE MEDIAL OFFSET OF THE PROXIMAL HUMERUS ON THE GLENOHUMERAL DESTABILISING FORCES DURING ARM ELEVATION: A NUMERICAL STUDY	51
3.1	Résumé	51
3.2	Abstract.....	52
3.3	Introduction	52
3.4	Materials and methods.....	54
	3.4.1 Description of the shoulder model.....	54
	3.4.2 Sensitivity study	57
3.5	Results	60
3.6	Discussion.....	63
CHAPITRE 4	ARTICLE 2. MECHANICAL ANALYSIS OF CUFF TEAR ARTHROPATHY DURING MULTIPLANAR ELEVATION WITH THE ANYBODY SHOULDER MODEL.....	67
4.1	Résumé	67
4.2	Abstract.....	68
4.3	Introduction	69
4.4	Materials & methods	70
	4.4.1 Intact shoulder model.....	70
	4.4.2 CTA shoulder model	72
	4.4.2.1 Simulation of the massive rotator cuff tear	72
	4.4.2.2 Simulation of acromio-humeral and gleno-humeral contacts	72
	4.4.2.3 Adjustment of the muscular optimisation criterion	74
	4.4.3 Shoulder mechanics: intact vs. CTA (no friction).....	75
	4.4.4 Shoulder mechanics: effect of friction in the CTA model	75
4.5	Results	75
	4.5.1 Shoulder mechanics: intact vs. CTA (no friction).....	76
	4.5.2 Shoulder mechanics: CTA with friction ($\mu = 0.15, 0.3, 0.6$)	78
4.6	Discussion.....	80
CHAPITRE 5	ARTICLE 3. INFLUENCE OF PROSTHETIC HUMERAL HEAD SIZE AND MEDIAL OFFSET ON SHOULDER MECHANICS IN THE CONTEXT OF CUFF TEAR ARTHROPATHY: A NUMERICAL SENSITIVITY STUDY	83
5.1	Résumé	83
5.2	Abstract.....	84
5.3	Introduction	84
5.4	Materials and methods.....	86
	5.4.1 Study protocol	87
	5.4.2 Studied parameters	89
	5.4.3 Simulated movement.....	89
5.5	Results	90

5.5.1	Middle deltoid moment arm	90
5.5.2	Middle deltoid strength and force.....	91
5.5.3	Contact forces.....	92
5.5.4	Comparison between the models.....	93
5.6	Discussion.....	94
CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE		99
6.1	Synthèse des articles.....	99
6.2	Limitations et recommandations	101
6.2.1	Simulation numérique de l'ARC	101
6.2.1.1	Mouvement simulé	102
6.2.1.2	Patron de rupture massive de coiffe	103
6.2.1.3	Rotation compensatoire de la scapula	103
6.2.1.4	Co-activation des muscles antagonistes	104
6.2.2	Modèle de l'épaule AnyBody.....	105
6.2.2.1	Modélisation musculaire	105
6.2.2.2	Cinématique du complexe de l'épaule	107
CONCLUSION		109
ANNEXE 1 ÉVALUATION MULTIPLANAIRE DU COMPLEXE DE L'ÉPAULE		111
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		121

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Valeurs minimales, moyennes et maximales des paramètres morphologiques glénohuméraux	16
Tableau 1.2 Déficience de la coiffe des rotateurs classée en 4 types.....	19
Tableau 1.3 Sexe et âge des patients traités par prothèse inversée	26
Tableau 1.4 Tableau comparatif des études avec montage expérimental	28
Tableau 5.1 Comparison of the studied parameters between the each change in the model (friction or humeral head geometry). A negative value indicates that the studied parameter decreased while the prosthetic geometry was modified.....	94

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Os et articulations de l'épaule	6
Figure 1.2	Rythme scapulo-huméral a) 30°, b) 90°, c) 150°, d) 180° d'élévation	7
Figure 1.3	Muscle deltoïde	10
Figure 1.4	Muscles de la coiffe des rotateurs en vue antérieure (a) et postérieure (b)	12
Figure 1.6	Tête anatomique avec déport médial proportionnel au rayon de la tête.....	21
Figure 1.7	Prothèse humérale anatomique avec point de pivot excentré.....	22
Figure 1.8	Hémi-prothèse humérale avec tête adaptée à l'ARC.....	23
Figure 1.9	Fibres du deltoïde sollicitées pour l'élévation d'une épaule avec géométrie humérale anatomique (gauche) et avec la prothèse inversée (droite).....	25
Figure 1.10	Les deux méthodes de dynamique squelettique	34
Figure 1.11	Modèle musculotendineux à 3 éléments du logiciel AnyBody.....	36
Figure 1.12	Courbe de relation force-longueur de l'élément contractile musculaire et son union avec l'élément tendineux	37
Figure 1.13	Image du modèle de l'épaule AnyBody montrant les différentes fibres musculaires simulées à l'épaule. Les différentes portions du deltoïde apparaissent en couleur (postérieure = bleu, moyenne = vert, antérieure = rouge).....	43
Figure 1.14	Points de passage disposés autour de l'humérus pour simuler l'obstacle osseux qu'est la tête humérale entre l'origine et l'insertion du deltoïde.....	44
Figure 3.1	Shoulder model from the AnyBody Modeling System. Note the multiple fibres used for the deltoid (posterior in blue, middle in green and anterior in red). The shoulder is shown in the final elevation position.	55
Figure 3.2	Computation of the glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) expressed in the three orthogonal directions of the glenoid reference system. The GH-JRF is the opposite vector of the combined action of eight pushing forces located around the glenoid rim that are normal to the	

	glenoid surface and point towards the centre of the humeral head. These pushing forces ensure that the GH-JRF stays inside the glenoid cavity.	56
Figure 3.3	Two-dimensional representation of the three medial offsets used in the present study. The medial offset was measured in the retroversion plane of the humerus. Note the lateralization of the humerus when the medial offset is increased.	58
Figure 3.4	Differential muscular activation (background color) for the minimum medial offset (left) and the maximum medial offset (right). The muscular contribution is shown with the signs (+ for agonist; - for antagonist), while the change of contribution is distinguished by a red sign.	61
Figure 3.5	Stability ratios of the middle deltoid and the GH-JRF for each medial offset. The arm positions at 0° (○), 45° (□), 90° (◇) and 135° (Δ) are shown for each trajectory.	62
Figure 4.1	(A) Simplified sketch showing the simulation of a CTA of type IIA (Seebauer's classification) with the contact force (F_c) and friction force (F_f). These forces are shown at only one node on the glenoid and at the acromion to improve visibility but are computed at each node in the CTA model; (B) 3D view of the contact surfaces added in the AnyBody shoulder model, in order to simulate CTA. The contact nodes are shown in blue and muscles are hidden to improve visibility.	73
Figure 4.2	Average deltoid strength over the entire range of movement for each elevation plane. The intact model is compared to the CTA model with no friction ($\mu = 0$).	76
Figure 4.3	Peak contact forces at the gleno-humeral joint (left) and the acromio-humeral joint (right) for the intact and the CTA model with no friction ($\mu = 0$) and each elevation plane.	77
Figure 4.4	Peak friction moment for each friction coefficient (μ) and elevation plane ..	78
Figure 4.5	Peak contact forces at the gleno-humeral joint (left) and acromio-humeral joint (right) for each friction coefficient and elevation plane.	79
Figure 4.6	Maximum elevation angle for each friction coefficient and elevation plane.	79
Figure 5.1	(left) 2D schemes of the prosthetic head geometries (A: "anatomical", B: "oversized", C: "oversized with large MO"). Note how the oversized and "oversized with large MO" prostheses influence the line of action of the	

deltoid, compared to the anatomical prosthesis. (Right) Contact surfaces on the scapula in the three-dimensional CTA model. The contact nodes are shown in blue and the coordinate system of the glenoid is shown in black. 88

Figure 5.2 Moment arm of the middle deltoid for each model. Note that the minimum value of the y-axis was increased to better appreciate the difference between each configuration..... 91

Figure 5.3 Strength and applied force of the middle deltoid in terms of the thoraco-humeral elevation angle. The intersection of both curves indicates a saturation of the deltoid (activity = 100%) and thus indicates the maximum elevation angle which defines the range of motion..... 92

Figure 5.4 Gleno-humeral contact force (left) and acromio-humeral contact force (right). The maximum elevation angle is indicated with a point on each curve. The force estimated beyond this point has no physiological sense, since the muscles are overloaded. 93

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AAC	Articulation acromio-claviculaire
AGH	Articulation gléno-humérale
ASC	Articulation sterno-claviculaire
ARC	Arthropathie de rupture de coiffe
CTA	<i>Cuff tear arthropathy</i> (arthropathie de rupture de coiffe)
ÉTS	École de technologie supérieure
FDK	<i>Force dependent kinematics</i> (cinématique dépendante de la force)
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
ROM	<i>Range of motion</i> (amplitude de mouvement)
RMCR	Rupture massive de la coiffe des rotateurs
MRCT	<i>Massive rotator cuff tear</i> (Rupture massive de la coiffe des rotateurs)
MA	<i>Moment arm</i> (bras de levier)
MO	<i>Medial offset</i> (déport médial)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

γ	Angle de pennation du muscle
F_c	Force de contact
F_f	Force de friction
F_M	Force de la fibre musculaire
F_0	Force maximale de la fibre musculaire
H_y	Plan d'élévation thoraco-huméral
H_z	Élévation thoraco-humérale
L_M	Longueur de la fibre musculaire
\bar{L}_f	Longueur optimale de la fibre musculaire
L_{T0}	Longueur initiale du tendon
L_{MT}	Longueur totale de l'unité musculo-tendineuse
MA	<i>Moment arm</i> (bras de levier)
Act	Activité musculaire

INTRODUCTION

L'arthropathie de rupture de coiffe (ARC) est une pathologie qui touche l'articulation gléno-humérale de l'épaule (Rockwood, Matsen et al. 2009). Cette pathologie complexe, qui est souvent diagnostiquée chez les personnes âgées, implique notamment une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR), groupe musculaire qui permet normalement la rotation axiale (interne/externe) de l'humérus et la stabilisation de la tête humérale dans la glène (Kapandji 2005). En présence d'ARC, le manque de stabilisation de la tête humérale entraîne sa migration proximale supérieure et un contact anormal avec l'acromion. Dans certains cas, cette migration devient statique et crée ainsi un point de pivot non-physiologique (Rockwood, Matsen et al. 2009). Ce point de pivot statique permet de stabiliser la tête humérale jusqu'à un certain point lors du mouvement (Visotsky, Basamania et al. 2004). La pathologie d'ARC est aussi caractérisée par une dégénérescence du cartilage et des surfaces osseuses de la tête humérale et de la scapula (glène et acromion). L'usure importante des surfaces osseuses crée une restriction supplémentaire qui nuit à la fonction de l'épaule. Il est également reconnu que la migration de la tête humérale raccourcit le muscle deltoïde, qui perd ainsi de l'efficacité (De Wilde, Audenaert et al. 2002; Rockwood, Matsen et al. 2009). Tous ces aspects se manifestent par une diminution notable de la fonction de l'épaule. Le patient est souvent atteint d'une pseudo-paralysie et n'arrive plus à effectuer une élévation du membre supérieure de façon autonome (Rockwood, Matsen et al. 2009). Bien que la littérature actuelle documente assez bien l'ARC, le rôle de chacun des mécanismes impliqués dans cette pathologie reste incertain.

La RMCR est une composante essentielle au diagnostic de l'ARC. Si la fonction de la majorité de patients souffrant de RMCR est sévèrement limitée, il est intéressant de constater que certains patients maintiennent une bonne fonction et sont en mesure d'effectuer plusieurs mouvements de la vie quotidienne (Bedi, Dines et al. 2010). Plusieurs hypothèses ont été soulevées afin d'expliquer cette variabilité de fonction en cas de RMCR. La morphologie osseuse, qui varie entre les individus, constitue une des nombreuses pistes de réflexion. On sait notamment que la variation de la morphologie native de l'articulation gléno-humérale

peut influencer les lignes d'action musculaires, la tension dans les tissus mous, la répartition des contraintes sur les surfaces articulaires et, de manière plus générale, la dynamique de l'épaule (Boileau and Walch 1997; Kelkar, Wang et al. 2001; Hertel, Knothe et al. 2002; Gielo-Perczak, Matz et al. 2006). Certaines des études susmentionnées indiquent que le déport médial de l'humérus proximal pourrait être impliqué, paramètre mesuré par la distance entre l'axe de la métaphyse et le centre de rotation géométrique de la tête humérale (Hertel, Knothe et al. 2002). De plus, des études ont déjà montré une variabilité élevée de ce paramètre dans la population (0 à 14 mm) (Ballmer, Sidles et al. 1993; Hertel, Knothe et al. 2002; Aroonjarattham, Jiamwatthanachai et al. 2009). À ce jour, l'influence de la variation du déport médial de la tête humérale sur la fonction de l'épaule saine et lésée reste inconnue.

La variabilité de la fonction de l'épaule souffrant d'ARC pourrait provenir de l'état des surfaces en contact, qui lui-même, varie considérablement. La friction engendrée par un contact entre les os usés par l'arthrose est contreproductive et pourrait ainsi créer une restriction supplémentaire au mouvement. À ce jour, aucune étude n'a encore mesuré le degré de friction associé à l'ARC et l'influence de cette friction sur la fonction. Cependant, l'étude de Bergmann, Graichen et al. (2011) suggère qu'une prothèse humérale en contact avec l'os natif de la glène peut engendrer une force de friction avoisinant 10 à 20 % de la force de contact. Il est probable que la friction associée à l'ARC soit supérieure à celle mesurée entre une prothèse humérale et l'os natif de la glène, mais une recherche plus approfondie semble nécessaire afin de confirmer cette hypothèse.

La fonction de l'épaule atteinte d'ARC pourrait aussi dépendre du type de mouvement effectué. Des études récentes semblent montrer que certains mouvements de la vie quotidienne requièrent davantage de rotation axiale (interne/externe) de l'humérus (van Andel, Wolterbeek et al. 2008), alors que cette même rotation axiale est largement dépendante de la coiffe des rotateurs. De plus, on sait que lors de l'élévation dans le plan de la scapula, la relation force-longueur des muscles élévateurs et rotateurs de l'épaule est optimale (Greenfield, Donatelli et al. 1990). Cependant, il existe relativement peu

d'information sur la relation entre le plan d'élévation (frontal, scapula, sagittal) et la capacité musculaire de l'épaule saine ou lésée.

À terme, l'ARC peut se traiter par la pose d'une prothèse inversée, qui redonne de la mobilité au membre supérieur tout en réduisant considérablement la douleur (Rockwood, Matsen et al. 2009). Par contre, cette prothèse possède son lot de complications. La complication la plus commune est le coincement scapulaire, soit un accrochage entre le bord inférieur de la glène et la cupule de la composante prothétique humérale (Boileau, Watkinson et al. 2005). Cet accrochage diminue considérablement la durée de vie de la prothèse inversée, incommode le patient et peut provoquer de la douleur. Cette prothèse est donc recommandée pour des patients relativement âgés (70 ans et plus), car elle rend toute chirurgie de révision difficile. Les jeunes patients souffrant d'ARC peuvent être traités avec une hémiprothèse humérale, laissant ainsi l'os natif de la glène sans prothèse. Par contre, la pose d'une hémiprothèse humérale requiert une bonne fonction préopératoire, puisqu'elle redonne beaucoup moins de mobilité que la prothèse inversée (Bedi, Dines et al. 2010). Or, la littérature fait état de jeunes patients (p. ex. 18 ans) atteints d'ARC avec perte de fonction traités avec la prothèse inversée (Lévigne, Boileau et al. 2008). Dans ce cas, une hémiprothèse humérale améliorant la mobilité de l'épaule de manière efficace serait préférable, étant donnée la plus grande marge pour une éventuelle chirurgie de révision. À ce jour, aucune hémiprothèse de ce genre n'a été proposée.

De nos jours, les modèles numériques simulant le système musculo-squelettique humain ne cessent de gagner en popularité. Ce genre de modèle permet de réaliser des analyses de sensibilité impliquant la variation de paramètres morphologiques et ce, en un temps beaucoup plus court que plusieurs autres méthodes expérimentales et numériques. De plus, les estimations sont de plus en plus réalistes à mesure que ces modèles s'améliorent. Dans ce contexte, le modèle musculo-squelettique de l'épaule d'AnyBody (AnyBody A/S, Aalborg, Danemark) semble être un outil intéressant. D'une part, il simule avec réalisme la musculature de l'épaule en utilisant plusieurs fibres par muscle. D'autre part, le recrutement musculaire estimé par ce modèle est fortement similaire aux mesures expérimentales.

L'objectif général de la présente thèse consiste en l'analyse numérique des paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'ARC. Afin de réaliser cet objectif général, le travail est divisé en trois objectifs spécifiques. Le premier objectif spécifique consiste en l'analyse de l'influence de la variation du déport médial de l'humérus proximal sur les forces déstabilisatrices durant l'élévation de l'épaule saine (intacte). Le deuxième objectif spécifique consiste en l'étude de l'influence du plan d'élévation et du niveau de friction sur la mécanique de l'ARC, via la création d'un modèle d'ARC à partir du modèle de l'épaule saine. Finalement, le troisième objectif spécifique consiste en l'analyse de l'influence d'un déport médial élevé jumelé à une tête humérale surdimensionnée sur la mécanique de l'ARC dans le contexte d'une hémiarthroplastie. Cet objectif s'inscrit dans un effort à long terme visant à proposer une géométrie prothétique humérale novatrice améliorant la mécanique du deltoïde et fonction de l'épaule atteinte d'ARC.

La première partie du chapitre 1 fait d'abord état de la littérature traitant de l'épaule saine et atteinte d'ARC. La seconde partie du chapitre 1 présente les outils d'analyse expérimentaux et numériques de la biomécanique de l'épaule, avec une emphase sur l'outil numérique utilisé dans le présent travail (c.-à-d. modélisation musculo-squelettique) et les raisons ayant menées au choix du logiciel de modélisation AnyBody. Le chapitre 2 énumère les trois hypothèses et objectifs spécifiques du présent travail qui sont présentés aux chapitres 3, 4 et 5. Chacun de ces objectifs a fait l'objet d'une publication dans un journal scientifique. Le chapitre 6 présente une discussion générale qui synthétise les résultats des trois études et énumère les différentes limitations du projet et émet des recommandations pour la suite de ce projet. Finalement, une conclusion termine cette présente thèse.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Cette revue de la littérature synthétise l'information pertinente au présent travail. Trois sections sont présentées : l'épaule saine, l'arthropathie de rupture de coiffe (ARC) et les outils d'analyse de la biomécanique de l'épaule. La section 1.1 présente les structures osseuses et tissus mous qui composent l'épaule saine, ainsi que la morphologie gléno-humérale avec une emphase sur l'humérus proximal. La section 1.2 traite de l'ARC en présentant ses deux principales caractéristiques : la rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR), ainsi que la modification du contact articulaire et du degré d'instabilité. Le traitement de l'ARC par l'arthroplastie est par la suite abordé. Finalement, la section 1.3 présente les outils d'analyse de la biomécanique de l'épaule, avec une emphase sur le modèle musculo-squelettique de l'épaule AnyBody utilisé dans le présent travail. À la fin des sections traitant de l'ARC et du modèle de l'épaule d'AnyBody, un résumé de ces sujets est présenté afin de mettre en valeur les enjeux et les aspects jugés importants.

1.1 Épaule saine

L'épaule dite « saine » ou « intacte » fait référence à une épaule exempte de toute lésion quelle qu'elle soit. L'épaule est une structure complexe qui possède une amplitude de mouvement très élevée, bien au-delà de celle de la hanche. Cette grande mobilité est rendue possible grâce à une structure musculo-squelettique élaborée. Celle-ci implique des os reliés entre eux par des articulations et mis en mouvement par des muscles. Cependant, la grande mobilité de l'épaule implique également une stabilité fragile.

La prochaine section présente le complexe de l'épaule en deux parties, soit les *os et articulations*, ainsi que les *mouvements du complexe de l'épaule*. Par la suite, les *muscles glénohuméraux* sont présentés, suivi de la *morphologie osseuse*.

1.1.1 Os et articulations

Le complexe de l'épaule est formé de la clavicule, de la scapula et de l'humérus (Figure 1.1). La scapula est reliée à l'humérus via la glène pour former l'articulation gléno-humérale. La scapula est aussi reliée au thorax via le plan de glissement scapulo-thoracique (PGST), qui consiste en un contact entre la face antérieure de la scapula et le thorax. Ce contact complexe, assuré par certains muscles du dos et du cou ne s'effectue pas toujours au même endroit sur la scapula et le thorax. L'acromion s'articule avec la clavicule pour former l'articulation acromio-claviculaire (AAC). Finalement, la clavicule s'articule avec le sternum pour former l'articulation sterno-claviculaire (ASC).

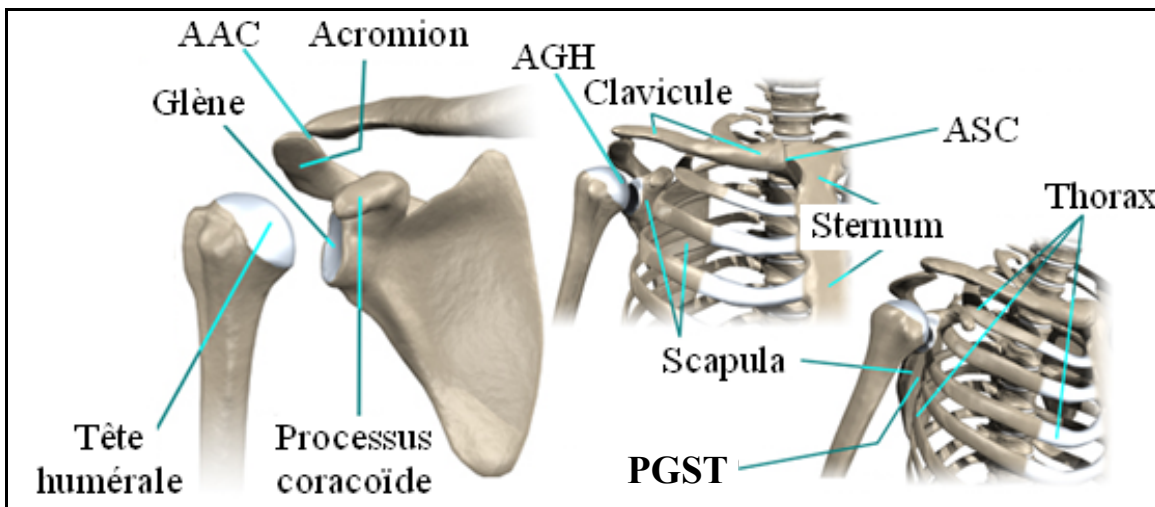


Figure 1.1 Os et articulations de l'épaule
Tirée de eOrthopod® (Juillet 2012)

Ces articulations confèrent une grande mobilité à l'épaule via la rotation simultanée des différents os impliqués (Ludewig, Phadke et al. 2009). Le mouvement de l'épaule est complexe, car il implique plusieurs rotations dépendantes les unes des autres. La prochaine section traite donc des mouvements des os qui forment le « complexe de l'épaule ».

1.1.2 Mouvements du complexe de l'épaule

Les mouvements du complexe de l'épaule impliquent principalement de la *rotation*, mais également de la *translation*. Cependant, étant donné que le mouvement de rotation est considérable, il convient de se concentrer davantage sur ce dernier.

1.1.2.1 Rotation des os

La rotation des os de l'épaule est notamment caractérisée par une rotation simultanée de la scapula par rapport au thorax (scapulo-thoracique) et de l'humérus par rapport à la scapula (gléno-humérale) appelé *rythme scapulo-huméral* (Figure 1.2). Ce rythme se mesure généralement dans le plan de la scapula, soit dans un plan variant de 30 à 40° antérieur au plan frontal (vers le plan de flexion).

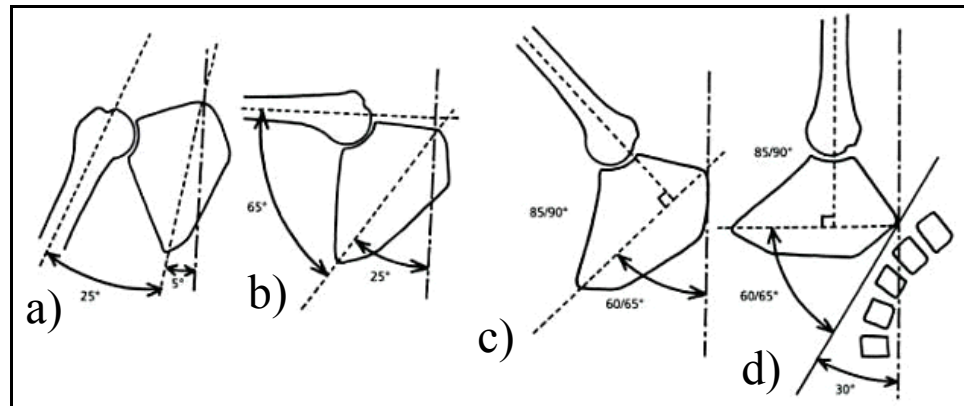


Figure 1.2 Rythme scapulo-huméral a) 30°, b) 90°, c) 150°, d) 180°
d'élevation

Tirée de Dufour and Pillu (2005, p.319)

Une étude récente a mesuré les rotations de la clavicule, de la scapula et de l'humérus lors de l'élevation dans le plan frontal (abduction; 0°), scapulaire (40°) et sagittal (flexion; 90°) (Ludewig, Phadke et al. 2009). Une synthèse de cette étude est présentée à l'annexe I. Avec les données de cette étude, il a été possible de calculer que le rythme scapulo-huméral se rapproche d'un ratio de 1:2 (1° d'élevation scapulo-thoracique pour 2° d'élevation gléno-

humérale). De plus, l'étude a montré que ce ratio varie relativement peu d'un plan d'élévation à l'autre. Ce rythme scapulo-huméral de 1:2 est généralement rapporté et utilisé dans les études expérimentales et numériques de la littérature (Michiels and Grevenstein 1995; Bandholm, Rasmussen et al. 2006; Terrier, Vogel et al. 2007; Ackland, Pak et al. 2008; Yanagawa, Goodwin et al. 2008; Ackland and Pandy 2009; Ackland, Roshan-Zamir et al. 2010).

Outre le rythme scapulo-huméral, d'autres rotations du complexe de l'épaule sont à considérer. Entre autres, le positionnement adéquat de la main dans l'espace requiert un alignement de la glène permettant de maintenir la congruence entre la glène et la tête humérale. Ainsi, les études de Ludewig, Phadke et al. (2009) et de de Groot and Brand (2001) montrent que la protraction de la clavicule et la rotation interne de la scapula sont également influencées par le plan d'élévation. Ces deux rotations sont présentées et expliquées à l'annexe I.

Lors de l'élévation dans le plan de la scapula, l'alignement des muscles et de la capsule articulaire est optimale et présente une quasi-symétrie (Poppen and Walker 1976; Kedgley, Mackenzie et al. 2007; Terrier, Reist et al. 2008). Cela laisse croire que ce mouvement sollicite moins l'épaule par rapport à l'abduction et à la flexion. De manière plus générale, les mouvements qui définissent l'amplitude de mouvement de l'épaule tels que l'élévation dans plusieurs plans (multiplanaire) et la rotation axiale (interne/externe) de l'humérus sont fréquemment utilisés afin d'évaluer la fonction du membre supérieur (Mengshoel and Slungaard 2005). Ces mouvements ont donc une pertinence clinique indéniable.

1.1.2.2 Translation des os

Outre les rotations, une translation de la tête humérale dans la glène est également présente à l'articulation gléno-humérale. En effet, lors du mouvement d'élévation, la rotation gléno-humérale s'accompagne d'une légère migration proximale (c.-à-d. vers la scapula) de la tête humérale ($\approx 1\text{mm}$), notamment dans les premiers degrés d'élévation (Poppen and Walker

1976; Graichen, Stammberger et al. 2000; Hopkins, Hansen et al. 2006; Terrier, Vogel et al. 2007; Veeger and van der Helm 2007). Étant donnée sa faible valeur, plusieurs estiment que cette translation n'a pas d'influence sur la mécanique de l'épaule mais cette hypothèse reste incertaine (Gupta and van der Helm 2004; Favre, Moor et al. 2007; Hill, Bull et al. 2007; Veeger and van der Helm 2007; Yanagawa, Goodwin et al. 2008).

La translation de l'humérus dans la glène est aussi influencée par la géométrie de ces os. La concavité de la glène étant moins prononcée que celle de l'humérus, l'articulation glénohumérale se compare à une balle dans une soucoupe (Dufour and Pillu 2005). La congruence, qui se calcule en divisant le rayon de la tête humérale par celui de la glène, est une mesure indirecte de la stabilité de l'articulation glénohumérale (Hopkins, Hansen et al. 2006; Veeger and van der Helm 2007). Plus la congruence est élevée (p. ex. la hanche), moins la translation est possible (Veeger and van der Helm 2007). Ainsi, à cause de la faible congruence de l'articulation gléno-humérale, celle-ci ne peut pas réellement compter sur l'emboîtement de l'humérus dans la glène pour assurer sa stabilité, comme c'est le cas pour la hanche. La stabilité de l'articulation gléno-humérale est donc qualifiée de «stabilité dynamique», car elle dépend de l'action de structures dynamiques que sont les muscles. La prochaine section traite des muscles à l'articulation gléno-humérale.

1.1.3 Muscles gléno-huméraux

Les muscles qui avoisinent l'articulation gléno-humérale et qui contribuent à l'effort d'élévation de l'épaule agissent en synergie afin de permettre le mouvement tout en assurant la stabilisation de la tête humérale dans la glène (Oizumi, Tadano et al. 2006; Veeger and van der Helm 2007). Les prochaines sections présentent les principaux muscles impliqués dans l'effort d'élévation de l'épaule, soit le *muscle deltoïde* et les *muscles de la coiffe des rotateurs*.

1.1.3.1 Muscle deltoïde

Le deltoïde est le principal muscle élévateur de l'épaule. Il est très volumineux et donc très puissant. Sa forme ressemble à un triangle inversé, possédant une origine large qui s'étend de l'avant à l'arrière de la scapula et une insertion étroite sur la tubérosité deltoïdienne de l'humérus (Figure 1.3a). Il est généralement divisé en trois portions distinctes ayant chacune leur fonction propre, soit la portion antérieure, moyenne et postérieure (Kapandji 2005).

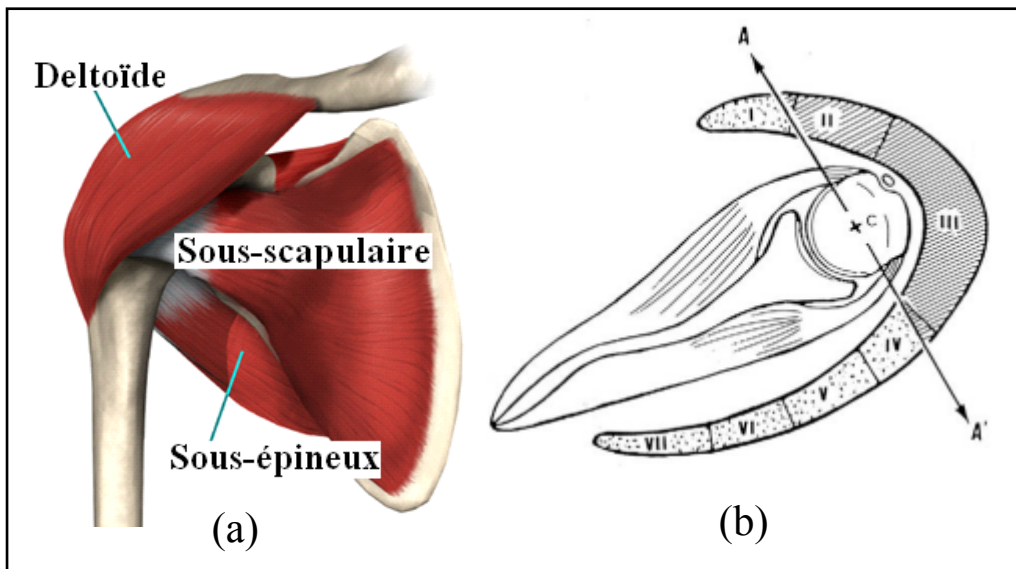


Figure 1.3 Muscle deltoïde (I-II: antérieur, III: moyen, IV à VII: postérieur)
 a) plan frontal, tirée de eOrthopod® (Juillet 2012)
 b) plan transverse, tirée de Boileau, Watkinson et al. (2005)

Le deltoïde antérieur (portion I et II ; Figure 1.3b) prend son origine sur le tiers distal de la clavicule. Cette portion assure principalement la flexion de l'épaule et semble également être agoniste du deltoïde moyen lors de l'élévation dans le plan frontal, scapulaire et sagittal (Alpert, Pink et al. 2000; Wickham, Pizzari et al. 2010; Wattanaprakornkul, Halaki et al. 2011).

Le deltoïde moyen (portion III ; Figure 1.3b) prend son origine à l'acromion et sa ligne d'action est située du côté latéral de l'axe d'élévation AA' (partie hachurée ; Figure 1.3b). Son bras de levier élévateur explique donc en grande partie son implication majeure en tant que muscle élévateur, comparativement aux autres portions du deltoïde (Kapandji 2005) (Alpert, Pink et al. 2000; Wickham, Pizzari et al. 2010; Wattanaprakornkul, Halaki et al. 2011). De plus, parce qu'il prend son origine à l'acromion, la sollicitation du deltoïde moyen lors de l'élévation crée une force déstabilisatrice proximale qui tend à faire migrer la tête humérale vers l'acromion et provoque une légère translation (Nwakama, Cofield et al. 2000; Boileau, Watkinson et al. 2006; Guery, Favard et al. 2006; Hopkins, Hansen et al. 2006; Yanagawa, Goodwin et al. 2008). Cependant, la force que ce muscle applique possède une composante de coaptation (c.-à-d. dirigée vers la glène), quoique celle-ci soit de 40 à 80 % moins importante que la composante élévatrice (Gagey and Hue 2000; Billuart, Gagey et al. 2006). Ainsi, outre son action déstabilisatrice, le deltoïde pourrait ainsi avoir une action de recentrage de la tête humérale dans la cavité glénoïdale, action qui semble varier d'une personne à l'autre (Billuart, Gagey et al. 2006).

Quant au deltoïde postérieur (portion IV à VII; Figure 1.3b), il prend son origine sur l'épine de la scapula. Sa fonction première est l'extension du bras, soit l'opposé de la flexion. De plus, il semble impliqué durant l'abduction et la flexion (Wickham, Pizzari et al. 2010; Wattanaprakornkul, Halaki et al. 2011). Cependant, sa contribution reste négligeable, étant donné son faible volume et son bras de levier peu favorable par rapport au reste du deltoïde (Langenderfer, Jerabek et al. 2004; Ackland et Pandy 2009).

1.1.3.2 Coiffe des rotateurs

La coiffe des rotateurs est un groupe de muscles qui entoure la tête humérale et qui comprend: le supra-épineux, le sous-scapulaire, le sous-épineux et le petit-rond. Ces muscles prennent leur origine sur le bord médial de la scapula et s'insèrent près de la grande tubérosité de la tête humérale (Figure 1.4).

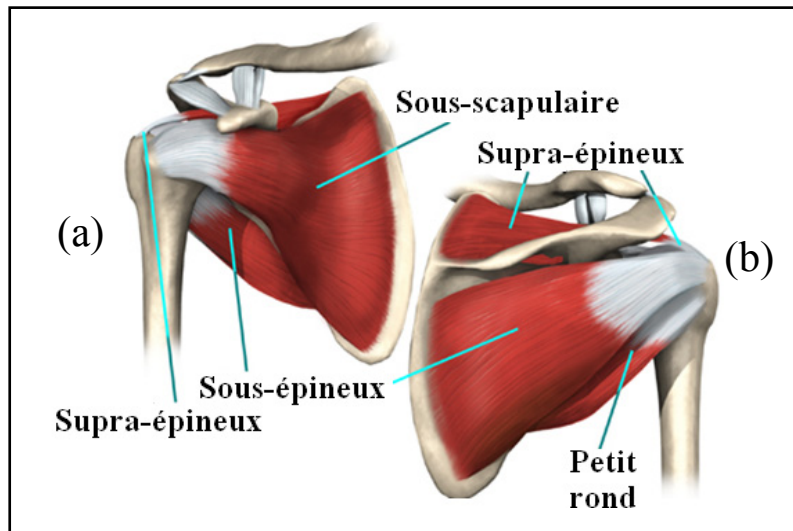


Figure 1.4 Muscles de la coiffe des rotateurs en vue antérieure (a) et postérieure (b)
Tirée de eOrthopod® (Juillet 2012)

Le supra-épineux passe dans la cavité sous-acromiale et son volume est relativement faible (20% du deltoïde) (Veeger, Van Der Helm et al. 1991). Par contre, sa ligne d'action lui permet d'avoir un bras de levier élévateur. Cependant, vu son faible volume et le fait que son bras de levier tend à diminuer à mesure que l'angle d'élévation augmente, ce muscle est seulement un « initiateur » de l'élévation (Yanagawa, Goodwin et al. 2008), (Terrier, Reist et al. 2007). L'orientation de sa force vers la glène permet aussi à ce muscle de contribuer à la stabilisation de la tête humérale dans la glène. En effet, la force de compression à la glène diminuerait de 25 % lors d'une rupture du tendon du supra-épineux (Hopkins, Hansen et al. 2006). Cette valeur permet ainsi de quantifier la contribution du supra-épineux à l'effort de compression de la tête humérale dans la glène.

Le sous-scapulaire (66% du volume du deltoïde) et le sous-épineux (33% du volume du deltoïde) sont respectivement situés du côté antérieur et postérieur de la tête humérale. La ligne d'action de ces muscles est orientée vers la glène, ce qui fait de ces muscles les principaux déprimeurs de la tête humérale, s'opposant ainsi à la force proximale déstabilisatrice du deltoïde (van der Helm 1994). Dépendamment du mouvement, ces muscles peuvent à la fois posséder des fibres agonistes et antagonistes. Lors de l'abduction

de l'épaule par exemple, les fibres adductrices du sous-scapulaire deviennent progressivement abductrices, si bien qu'à 120° , le sous-scapulaire contribue beaucoup plus à l'effort d'abduction que lorsque le bras est le long du corps (Yanagawa, Goodwin et al. 2008). Mise à part sa ligne d'action favorable, le plus grand volume du sous-scapulaire comparé à celui de l'infra-épineux (50% plus gros) pourrait expliquer son rôle plus significatif d'abducteur après 120° (Yanagawa, Goodwin et al. 2008), (Labriola, Lee et al. 2005).

Finalement, le petit rond est le muscle ayant le volume le moins élevée (13% du volume du deltoïde). Toutes ses fibres sont adductrices et il assiste donc les autres muscles stabilisateurs de l'élévation. Cependant, sa contribution à l'effort de stabilisation reste limitée, étant donné son faible volume (Yanagawa, Goodwin et al. 2008), (Oizumi, Tadano et al. 2006).

Outre le deltoïde et les muscles de la coiffe, les muscles glénohuméraux comptent également le biceps et le triceps brachial, ainsi que le grand pectoral, le grand dorsal et le grand rond. Ces muscles participent à l'effort d'élévation, mais leur rôle est plus effacé. De plus, on croit que les muscles adducteurs tels que le grand pectoral, le grand dorsal et le grand rond pourraient être « co-activés » pour compenser le manque de stabilisation de la tête humérale lorsque la coiffe des rotateurs est déchirée (Steenbrink, de Groot et al. 2009).

La sommation vectorielle des forces musculaires, des forces d'inertie et des forces externes à l'articulation glénohumérale entrent dans le calcul de la *force résultante*. Cette force dicte la translation de la tête humérale dans la glène. Elle peut être décomposée en trois composantes orthogonales, soit une composante inféro-supérieure, une composante antéro-postérieure et une composante en compression (Yanagawa, Goodwin et al. 2008). La composante en compression est perpendiculaire à la glène et tend à stabiliser la tête humérale en la compressant dans la glène, alors que les autres composantes sont tangentielles à la cavité glénoïdale et tendent à déloger la tête humérale de la cavité glénoïdale.

La force musculaire est qualifiée de force « active », car elle résulte de la réception d'un influx électrique par le système nerveux central. Outre les muscles, d'autres tissus mous peuvent appliquer des forces à l'épaule sous l'effet de l'étirement ou de la compression. Par contre, la force que ces structures appliquent est qualifiée de « passive », car elles ne font que réagir à leur déformation et non à un influx nerveux. Ces structures passives sont présentées dans la prochaine section.

1.1.4 Structures passives

La capsule articulaire et les ligaments gléno-huméraux, qui peuvent être difficilement dissociables, peuvent aussi exercer des charges à l'articulation glénohumérale et assurer une certaine stabilité. Par contre, ces structures sont particulièrement lâches et sont sollicitées lorsque l'épaule se rapproche de sa limite d'amplitude de mouvement (Veeger et van der Helm 2007). Ils n'interviennent donc pas lorsque l'épaule est dans une position située à l'intérieur de cette limite. Par contre, certains mouvements comme l'action de mettre la main dans la poche arrière de son pantalon sont susceptibles de faire intervenir la capsule articulaire postérieure, car l'humérus est alors en rotation interne presque maximale. Le même principe s'applique au ligament glénohuméral lorsque le bras est en rotation externe maximale. Pour sa part, la division inférieure du ligament glénohuméral est la plus importante stabilisatrice contre la dislocation antéro-inférieure, alors que le ligament coraco-huméral et la division supérieure du ligament glénohuméral sont des stabilisateurs de l'élévation. Finalement, les ligaments coraco-claviculaire et coraco-acromial interviennent dans la rotation de la clavicule (Ludewig, Phadke et al. 2009).

La tête humérale et la glène sont recouvertes d'une mince couche de cartilage. Ce cartilage est lubrifié par le liquide synovial qui réduit au minimum la friction entre les os en contact. La souplesse du cartilage permet de répartir la charge appliquée par la coiffe des rotateurs sur une plus grande surface et ainsi réduire les contraintes à l'os. Le cartilage est un matériau hyper-élastique bi-phasique impliquant le déplacement du liquide synovial à l'intérieur de sa structure. Ces propriétés mécaniques sont donc très complexes à simuler (Ateshian, Warden

et al. 1997). De plus, un fibrocartilage appelé le bourrelet glénoïdien entoure le bord de la glène et sert notamment de point d'attache aux ligaments. Sa section transversale est triangulaire et il est constitué de plusieurs couches distinctes de tissus fibreux. Ses propriétés mécaniques sont légèrement différentes de celles du cartilage mais tout aussi complexes (Smith, Masouros et al. 2008). Lorsque les muscles de la coiffe commencent à compresser la tête humérale dans la glène, le cartilage et le bourrelet glénoïdien se déforment et la congruence augmente. L'articulation glénohumérale gagne ainsi en stabilité via ce phénomène appelé *compression de la concavité*. L'étude de Lippitt, Vanderhooft et al. (1993) a démontré que la compression de la concavité est un mécanisme utile à la stabilité, car il permet d'augmenter la force résultante tangentielle à la glène maximale avant la luxation de l'humérus. Cependant, l'influence de ce phénomène semble s'estomper à mesure que l'angle d'élévation augmente et que la coiffe des rotateurs prend le relais pour assurer la stabilité gléno-humérale (Lippitt, Vanderhooft et al. 1993).

Lorsque le bras est le long du corps, les muscles de la coiffe ne sont pas actifs et le mécanisme de « compression de la concavité » n'est pas présent. La stabilité de la tête humérale est donc assurée par d'autres mécanismes passifs. Premièrement, les tissus mous à l'épaule permettent d'isoler l'articulation glénohumérale et de conserver une pression intra-articulaire négative. Cette pression négative, qui agit comme une ventouse, semble assez élevée pour soutenir la tête humérale lorsque le bras est au repos (Hashimoto, Suzuki et al. 1995). De plus, l'interposition du tendon du supra-épineux entre la tête humérale et l'acromion (espace sous-acromial) peut aider à stabiliser la tête humérale lorsque le membre supérieur repose le long du corps et qu'une force est appliquée sur l'humérus en direction de l'acromion (p. ex. action de pousser avec les bras pour se lever d'une chaise) (Rockwood, Matsen Iii et al. 2009).

Jusqu'ici, il a été possible de voir que la dynamique de l'épaule dépend surtout de l'action des muscles et un peu des structures passives. Cependant, cette dynamique peut aussi dépendre de la morphologie (géométrie) osseuse. Cet aspect est traité dans la prochaine section.

1.1.5 Morphologie de l'humérus et de la glène

Le Tableau 1.1 fait état des paramètres morphologiques (géométriques) gléno-huméraux. L'auteur du présent travail a seulement retenu les valeurs minimales, moyennes et maximales pour chacun de ces paramètres afin de montrer leur variabilité respective et ce, après une revue exhaustive de la littérature (Iannotti, Gabriel et al. 1992; Ballmer, Sidles et al. 1993; Pearl et Volk 1996; Boileau et Walch 1997; McPherson, Friedman et al. 1997; Robertson, Yuan et al. 2000; Churchill, Brems et al. 2001; Graichen, Bonel et al. 2001; Inui, Sugamoto et al. 2001; Kelkar, Wang et al. 2001; Hertel, Knothe et al. 2002; Takase, Imakiire et al. 2002; De Wilde, Berghs et al. 2004; Takase, Yamamoto et al. 2004; Kwon, Powell et al. 2005; Wataru, Kazuomi et al. 2005; Gielo-Perczak, Matz et al. 2006; Roche, Angibaud et al. 2006; DeLude, Bicknell et al. 2007; Wirth, Ondrla et al. 2007; Aroonjarattham, Jiamwatthanachai et al. 2009; Frankle, Teramoto et al. 2009; Jeong, Bryan et al. 2009; De Wilde, Verstraeten et al. 2010).

Tableau 1.1 Valeurs minimales, moyennes et maximales des paramètres morphologiques glénohuméraux

	Min	Moyen	Max
<i>Tête humérale</i>			
Rayon de tête	16 mm	26 mm	36 mm
Épaisseur de tête	11.1 mm	17.3 mm	24 mm
Angle cervico-diaphysaire	115°	136.1°	152°
Angle de version	-9°	24.2°	55.6°
Déport médial	0.1 mm	6.6 mm	14 mm
Déport postérieur	-3 mm	1.8 mm	9.1 mm
<i>Glène</i>			
Hauteur	16.7 mm	36.4 mm	47 mm
Largeur	19.7 mm	26.8 mm	37 mm
Inclinaison	-7°	6.3°	24.9°
Version	-13.7°	-0.1°	10.5°

L'étude de Gielo-Perczak, Matz et al. (2006) a démontré que l'inclinaison de la glène pouvait influencer la charge maximale pouvant être soulevée durant l'abduction de l'épaule. De son côté, la congruence de l'articulation glénohumérale semble affecter la translation de la tête

humérale (Kelkar, Wang et al. 2001; Wong, Gallo et al. 2003; Veeger et van der Helm 2007). Pour ce qui est de l'humérus proximal, le déport médial, qui varie entre 0 et 14 mm, constitue la distance entre l'axe métaphysaire et le centre de rotation géométrique de la tête humérale. De par sa définition, ce paramètre semble intéressant, car il peut influencer la ligne d'action du deltoïde moyen et la tension dans les muscles de la coiffe (Boileau et Walch 1997; Kelkar, Wang et al. 2001; Hertel, Knothe et al. 2002; Takase, Yamamoto et al. 2004; Gielo-Perczak, Matz et al. 2006; Aroonjarattham, Jiamwatthanachai et al. 2009; Jeong, Bryan et al. 2009). Par contre, aucune étude n'a encore démontré que la variabilité du déport médial peut avoir une influence sur la fonction de l'épaule.

Les structures qui composent l'épaule saine ayant maintenant été présentées, les prochaines sections se concentreront sur l'*arthropathie de rupture de coiffe* et le traitement de cette pathologie par l'arthroplastie.

1.2 Arthropathie de rupture de coiffe (ARC)

L'ARC est une pathologie complexe souvent diagnostiquée chez les personnes âgées. Dans les prochaines sections, les deux caractéristiques de cette pathologie sont présentées, soit une *rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) irréparable* et une *modification du contact articulaire et du degré d'instabilité*. Par la suite, les *paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'ARC* sont abordés.

1.2.1 Rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) irréparable

L'ARC est d'abord caractérisée par une RMCR irréparable. Le qualificatif « irréparable » signifie que les tendons détachés de la tête humérale n'ont plus assez d'élasticité pour être rattachés correctement à la tête humérale (Bedi, Dines et al. 2010). De manière générale, les RMCR représentent entre 10 et 40 % de toutes les ruptures de coiffe (Bedi, Dines et al. 2010). Il existe plusieurs types de ruptures massives et on ne s'entend toujours pas sur un diagnostic précis. En effet, alors que certains scientifiques associent une RMCR à une

rupture d'une superficie de 5 cm² ou plus, d'autres la considèrent comme étant une rupture complète du supra-épineux et une rupture complète d'au moins un des deux autres muscles principaux de la coiffe, soit le sous-scapulaire et l'infra-épineux. Cette dernière méthode de classification des RMCR est intéressante car elle permet de les séparer en deux patrons distincts, soit le patron supéro-postérieur (supra-épineux & infra-épineux) et le patron supéro-antérieur (supra-épineux & sous-scapulaire). Le patron supéro-postérieur est le plus commun, représentant 28% de l'ensemble des ruptures de coiffe, alors que le patron supéro-antérieur représente entre 5 et 20% (Bedi, Dines et al. 2010). Évidemment, une rupture complète du supra-épineux, de l'infra-épineux et du sous-scapulaire est aussi considérée comme une rupture massive. Finalement, le petit-rond est moins souvent atteint par la RMCR, totalisant moins de 10% de l'ensemble des ruptures (Melis, Defranco et al. 2011).

Évidemment, la RMCR entraîne une instabilité gléno-humérale souvent caractérisée par une migration proximale de la tête humérale qui aboutit à un buttage statique et permanent de la tête humérale contre le bord supérieur de la glène et contre l'acromion. Cet aspect est traité dans la prochaine section.

1.2.2 Modification du contact articulaire et du degré d'instabilité

La migration proximale chronique de la tête humérale provoque une modification irréversible du contact articulaire caractérisé par une usure prématurée des surfaces en contact et une dégénérescence progressive des structures passives dont le cartilage, le bourrelet glénoïdien et la capsule articulaire. La classification de l'ARC de Seebauer, Walter et al. (2005) permet de distinguer 4 types d'ARC à partir d'observations radiographiques. Dans cette classification, des marqueurs tels que le centrage de la tête humérale (TH) dans la glène, la migration de la tête humérale, la condition de l'arche coraco-acromial (ACA) et le niveau de stabilité sont utilisés pour déterminer le type d'ARC (Tableau 1.2).

Tableau 1.2 Déficience de la coiffe des rotateurs classée en 4 types
Tirée de Seebauer, Walter et al. (2005)

	Type IA	Type IB	Type IIA	Type IIB
Centrage de la TH dans la glène	centrée	centrée & médialisée	excentrée	excentrée
Migration de la TH	aucune		supérieure	instabilité antérosupérieure
Condition de l'ACA	intacte	intacte	intacte	endommagée
Stabilité	présente	présente	faible	absente

Lorsque l'atteinte est partielle, la stabilité est peu ou pas affectée (type IA et IB). Lorsque l'atteinte est plus importante (type IIA), une migration supérieure de l'humérus est engendrée et le centre de la tête humérale est excentré par rapport à la glène. Dans le cas extrême (type IIB), l'arche acromio-acromial est endommagé, la stabilité disparaît et une instabilité antéro-supérieure apparaît (Nicholson 2003).

1.2.3 Paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'ARC

Comme il a été possible de le voir dans les derniers paragraphes, l'ARC est une pathologie complexe avec différents degrés d'instabilité glénohumérale et d'atteintes articulaires. Plusieurs paramètres biomécaniques peuvent influencer la fonction de l'épaule atteinte d'ARC. Cependant, trois paramètres retiennent particulièrement l'attention, soit la perte d'efficacité du deltoïde, la condition des surfaces en contact et le mouvement impliqué.

La fonction de l'épaule dépend en partie du muscle deltoïde, étant donnée sa contribution principale à l'élévation. En cas d'ARC, la migration proximale de l'humérus raccourcit le muscle deltoïde (Rockwood, Matsen et al. 2009). On sait que l'allongement du deltoïde peut augmenter son efficacité (De Wilde, Audenaert et al. 2002) et il est donc probable que le raccourcissement du deltoïde produise l'effet inverse, bien qu'aucune étude n'ait encore quantifié ce phénomène dans le contexte de l'ARC.

La condition des surfaces en contact est aussi à considérer. Comme il a été possible de le voir précédemment, la dégénérescence de l'articulation gléno-humérale menant à l'ARC s'accompagne de contacts anormaux entre la tête humérale et la scapula (glène et acromion). Les mouvements répétés de migration proximale de la tête humérale usent les surfaces articulaires, ce qui détruit le cartilage. Lorsque l'ARC est diagnostiquée, les surfaces articulaires sont exemptes de cartilage et la géométrie des os peut être déformée, ce qui augmente considérablement la friction. L'ARC étant associé à un stade plus ou moins avancé de dégénérescence articulaire, il est donc probable que la condition des surfaces articulaires varie d'un diagnostic à l'autre. À ce jour, l'association entre la condition des surfaces articulaires et la fonction de l'épaule atteinte d'ARC n'a pas encore été clairement établie.

Étant donné son stade de dégénérescence avancée, l'ARC doit éventuellement être traitée par l'arthroplastie. La prochaine section présente ce traitement et ses variantes.

1.2.4 Traitement de l'ARC par l'arthroplastie

Plusieurs types de prothèses peuvent être employés pour traiter l'ARC, mais on distingue deux grandes familles. Il y a d'abord *l'hémi-prothèse humérale*, qui ne remplace que le versant huméral. Dans cette catégorie, plusieurs géométries de tête existent, dont la *tête anatomique*, la *tête surdimensionnée* et la *tête ARC* (DePuy Orthopaedics, Inc.). De plus, il y a la *prothèse totale inversée* qui remplace les deux versants et dont la conception « sphère-cupule » est inversée. Ces prothèses sont présentées dans les prochaines sections.

1.2.4.1 Hémi-prothèse humérale à tête anatomique

Une hémi-prothèse à tête anatomique reproduit l'anatomie native de la tête humérale en considérant notamment la taille de la tête. Étant donné que la tête humérale possède une géométrie s'apparentant à une sphère, sa taille se traduit généralement par une valeur de rayon de courbure (ou de diamètre).

Une étude anthropométrique a montré que le déport médial tend à être proportionnel au rayon de la tête humérale (Iannotti, Gabriel et al. 1992). Certaines prothèses considèrent cette relation et adaptent le déport médial à la taille de la tête. C'est le cas de la prothèse « *medial offset head* » (Smith & Nephew Orthopaedics Ltd.) (Figure 1.5) et d'une autre prothèse dont le point de pivot de la tête humérale est excentré de 2 à 7 mm (Figure 1.6). Le design de ce type de prothèse a pour but de se rapprocher le plus près possible de l'anatomie native de la tête humérale du patient. Cependant, on manque d'information pour évaluer l'efficacité de ce type de prothèse et si cette adaptation de la géométrie de la tête humérale influence les résultats cliniques.



Figure 1.5 Tête anatomique avec déport médial proportionnel au rayon de la tête

Tirée de Smith & Nephew Orthopaedics Ltd (Juillet 2012)

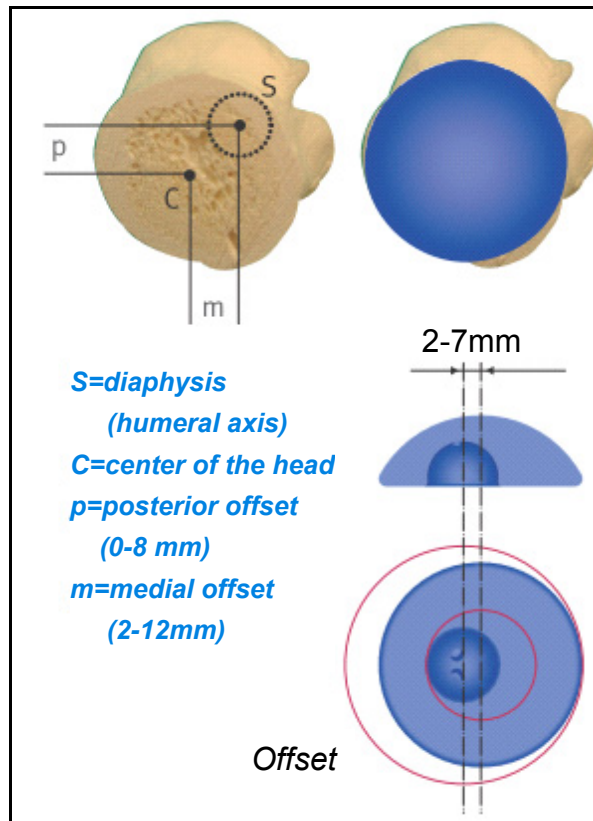


Figure 1.6 Prothèse humérale anatomique
avec point de pivot excentré
Tirée de Zimmer, Inc. (Juillet 2012)

1.2.4.2 Prothèse humérale à tête surdimensionnée

Une tête prothétique surdimensionnée possède un rayon de courbure plus grand que sa valeur anatomique native. Cette prothèse est donc « non-anatomique » et a déjà été utilisée pour le traitement d'arthropathies à l'épaule afin de permettre un plus grand contact entre la tête humérale, la glène et l'acromion (Field, Dines et al. 1997). Cependant, le surdimensionnement de la tête humérale prothétique tend à créer un bourrage de l'articulation (*joint overstuffing*). Ce bourrage survient lorsque le surdimensionnement de la prothèse est tel qu'il comprime de manière excessive les structures passives (muscles de la coiffe, cartilage, etc.) (Sanchez-Sotelo, Cofield et al. 2001). Dans le cas de l'articulation glénohumérale, le bourrage peut notamment causer une force résultante gléno-humérale excessive, pouvant mener à une plus grande douleur et à une dégénérescence précoce de

l'articulation (Sanchez-Sotelo, Cofield et al. 2001). La prothèse surdimensionnée a donc été abandonnée à cause du risque trop élevée de bourrage de l'articulation et des résultats cliniques insatisfaisants associés à ce type de prothèse. Cependant, le bourrage de l'articulation a moins d'influence si les structures passives en jeu ne sont plus présentes, comme c'est le cas pour l'ARC. De plus, l'étude ayant rapporté des résultats cliniques insatisfaisants ne donne pas d'informations concernant les rayons de tête prothétiques utilisés (Field, Dines et al. 1997). Il n'est donc pas possible de connaître le degré de surdimensionnement employé dans cette étude ou s'il existe une limite de surdimensionnement.

1.2.4.3 Hémiprothèse humérale avec tête adaptée à l'ARC

La compagnie *DePuy Orthopaedics* a commercialisé une hémiprothèse humérale adaptée à l'ARC (Figure 1.7). Au lieu d'une demi-sphère anatomique, la tête de cette hémiprothèse couvre entièrement le grand tubercule de l'humérus. Cette plus grande couverture de la tête humérale permet d'améliorer la condition des surfaces en contact lorsque la tête humérale est en contact permanent avec l'acromion. On peut donc émettre l'hypothèse que le mouvement de l'articulation gléno-humérale se fait avec moins de restriction, bien que l'on manque d'information pour pouvoir confirmer cette hypothèse.

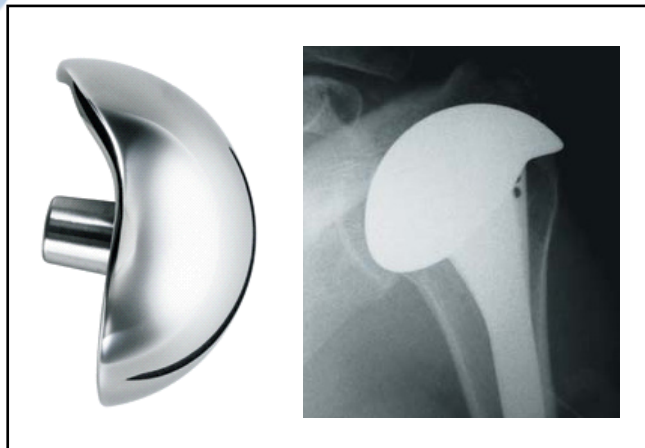


Figure 1.7 Hémiprothèse humérale avec tête adaptée à l'ARC
Tirée de DePuy Orthopaedics, Inc. (Juillet 2012)

Cependant, les études montrent que le gain d'amplitude de mouvement avec ce genre d'hémi-prothèse humérale est variable et assez limité (Rockwood, Matsen et al. 2009). Ainsi, on recommande la pose de cette prothèse lorsque la fonction préopératoire de l'épaule est déjà bonne et qu'elle permet d'élever le bras à l'horizontale ($\approx 90^\circ$) (Ecklund, Lee et al. 2007).

Il est important de mentionner que l'hémi-prothèse humérale n'élimine ni la migration de la tête humérale ni le risque de progression de l'arthropathie (Feeley, Gallo et al. 2009). Par contre, l'avantage de l'hémi-prothèse humérale est qu'elle permet de conserver plus de stock osseux pour une éventuelle chirurgie de révision, en cas de progression de l'arthropathie vers un stade avancé.

1.2.4.4 Prothèse totale inversée

Trois aspects mécaniques distinguent la prothèse totale inversée par rapport à la mécanique de l'articulation glénohumérale intacte (Boileau, Watkinson et al. 2005). Premièrement, elle ramène vers le centre du corps (médialise) le centre de rotation de 10 mm, ce qui augmente le bras de levier du deltoïde de 20%. Deuxièmement, elle abaisse le centre de rotation de 10 mm, ce qui augmente le bras de levier du deltoïde de 30%. Troisièmement, sa conception inversée permet un point de pivot stable et minimise la translation de la tête humérale (Katz, O'Toole et al. 2007). Selon Terrier, Reist et al. (2008), ces trois aspects mécaniques sont particulièrement efficaces durant l'initiation du mouvement, mais la force nécessaire au mouvement semble être diminuée durant toute l'élévation (Fink, Singer et al. 2004; Boileau, Watkinson et al. 2006; Farron 2006; Terrier, Reist et al. 2008). Quant à elle, la force résultante est également réduite de 50 % par rapport à l'hémi-prothèse anatomique (Terrier, Reist et al. 2008). De plus, la médialisation du centre de rotation permet de solliciter davantage de fibres du deltoïde durant l'élévation, comparativement à l'épaule avec une géométrie humérale anatomique (Figure 1.8) (Boileau, Watkinson et al. 2005). Cela a pour effet de réduire l'effort que chaque fibre du deltoïde doit appliquer.

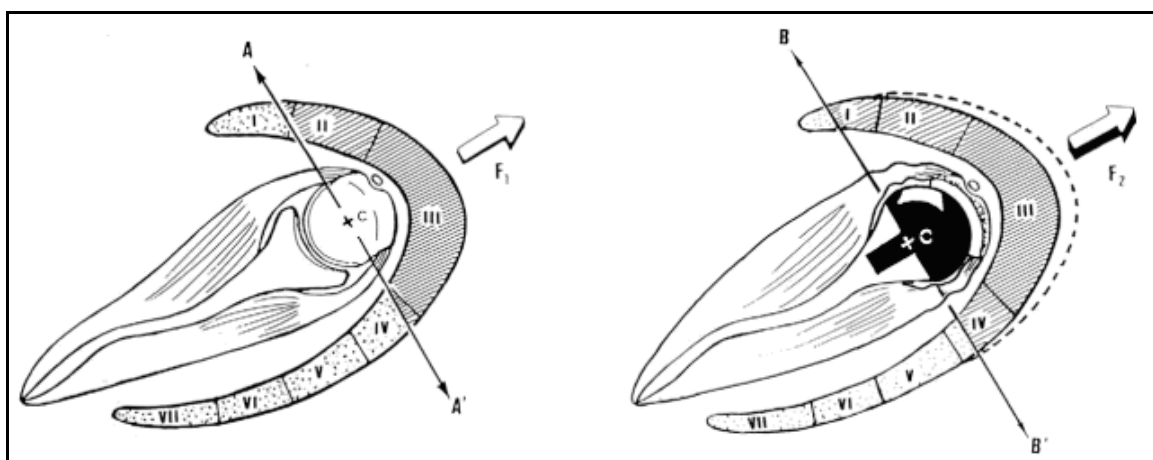


Figure 1.8 Fibres du deltoïde sollicitées pour l'élévation d'une épaule avec géométrie humérale anatomique (gauche) et avec la prothèse inversée (droite)
Tirée de Boileau, Watkinson et al. (2005)

Évidemment, chaque prothèse a des points faibles et la prothèse inversée n'y échappe pas. La complication la plus fréquente de la prothèse inversée est le *coincement scapulaire* qui a lieu entre le bord inférieur de la glène et la cupule de la composante prothétique humérale (Boileau, Watkinson et al. 2005; Nyffeler, Werner et al. 2005). Ce problème, qui apparaît relativement tôt après l'implantation de la prothèse, détruit la cupule humérale et le bord inférieur de la glène, en plus d'exposer les vis de fixation de la composante glénoïdale (McFarland, Sanguanjit et al. 2006). Plusieurs études ont montré que le taux de complications attribuable à ce problème est assez important, variant de 50 à 67 % dans certaines études (Sirveaux, Favard et al. 2004; Boileau, Watkinson et al. 2006; Neyton, Boileau et al. 2007; Wall, Nove-Josserand et al. 2007; Lévine, Boileau et al. 2008). Ainsi, la prothèse inversée est utilisée en dernier recours, notamment à cause du risque important de coincement scapulaire, mais aussi parce qu'elle rend toute chirurgie de révision difficile à réaliser (Farron 2006). Souvent, la prothèse inversée est utilisée en cas d'échec d'hémiarthroplastie humérale ou lorsque la fonction préopératoire de l'épaule est très limitée (p. ex. pseudo-paralysie) (Farron 2006). De plus, les études montrent que la prothèse inversée est le plus souvent implantée sur des patients âgés (70 ans et plus) de sexe féminin, bien que des patients en bas âge (p. ex. 18 ans) ont également été rapportés (Tableau 1.3).

Tableau 1.3 Sexe et âge des patients traités par prothèse inversée

Études	Nombre d'interventions	Proportion de femmes	Âge moyen (min-max)	
(Middernacht, De Wilde et al. 2008)	479	74%	-----	
(Lévigne, Boileau et al. 2008)	337	80%	72	(18-87)
(Wall, Nove-Josserand et al. 2007)	191	78%	73	(23-86)
(Sirveaux, Favard et al. 2004)	80	82%	73	(60-86)
(Guery, Favard et al. 2006)	80	86%	71	(58-87)
(Frankle, Siegal et al. 2005)	60	68%	71	(34-86)
(Boileau, Watkinson et al. 2006)	40	83%	72	(50-87)
(Bergmann, de Leeuw et al. 2008)	18	50%	71	(58-85)
(Neyton, Boileau et al. 2007)	9	78%	72	(58-86)
Moyennes		75%	72	(18-87)

1.2.5 Résumé

À la lumière de cette revue de littérature sur l'épaule saine et atteinte d'ARC, il convient de mettre en valeur certains éléments importants. Premièrement, malgré le nombre important d'articles ayant étudié la morphologie de l'épaule, aucune relation entre la morphologie de l'humérus proximal et la fonction de l'épaule saine ou lésée n'a été établie. Cette relation est importante car elle pourrait permettre de déterminer quels paramètres morphologiques sont susceptibles d'améliorer la fonction de l'épaule atteinte d'ARC via l'implantation d'une hémiprothèse humérale.

D'une manière plus générale, l'un des enjeux actuels de l'étude de l'ARC est de déterminer l'influence de chaque paramètre biomécanique sur la fonction de l'épaule. Par exemple, la condition de contact variable d'un patient à l'autre pourrait contribuer à la variabilité de la fonction rapportée dans la littérature. D'un autre côté, la perte d'efficacité du deltoïde affecte également la fonction, mais aucune donnée scientifique n'a encore permis de quantifier cette influence. Finalement, il a été possible de voir qu'il n'existe actuellement pas d'hémiprothèse humérale améliorant la mécanique du deltoïde et de l'épaule en général, comme le fait la

prothèse inversée. Une telle prothèse serait avantageuse afin de permettre une chirurgie de révision sur des patients avec une piètre fonction préopératoire et qui sont parfois très jeunes (p. ex. 18 ans).

Divers types d'outils numériques et expérimentaux d'analyse de la biomécanique de l'épaule sont utilisés dans la littérature. La seconde partie de cette revue traite de ces outils d'analyse et présente celui qui semble le mieux répondre aux besoins du présent travail.

1.3 Outils d'analyse de la biomécanique de l'épaule

Dans le domaine de la biomécanique, deux grandes familles d'analyse sont employées, soit : *l'analyse expérimentale* et *l'analyse numérique*. Alors que l'analyse expérimentale se fait dans un environnement réel, l'analyse numérique se fait dans un environnement virtuel. Avec tous les types d'analyse figurant dans ces deux grandes familles, le choix de l'outil adapté doit évidemment passer par une évaluation des outils existants. Afin de guider ce choix dans le cadre du présent travail, les prochaines sections présentent les principaux avantages et limitations de l'analyse expérimentale et numérique.

1.3.1 Analyse expérimentale

Les deux types d'analyse expérimentales sont : *l'analyse in-vitro* et *l'analyse in-vivo*. L'analyse in-vitro se fait en laboratoire et généralement sur des membres cadavériques, alors que l'analyse in-vivo se fait en mesurant des valeurs sur des sujets vivants. Ces deux types d'analyse sont décrits dans les prochaines sections.

1.3.1.1 Méthode in-vitro

Dans le domaine de la biomécanique, la méthode in-vitro consiste notamment à étudier des paramètres biomécaniques en ayant recours à un membre cadavérique et à un montage adapté. Cette méthode est souvent employée à cause de l'accès direct à la structure complexe

du corps. La littérature contient plusieurs études réalisées avec des membres cadavériques. Le Tableau 1.4 présente des études impliquant l'épaule. Chaque étude est par la suite synthétisée de par les différents critères énumérés dans ce tableau.

Tableau 1.4 Tableau comparatif des études avec montage expérimental

Articles	Tendons de la coiffe	État de l'articulation	Type d'élévation		Divisions du deltoïde considérées	Application de forces		Mouvement scapula
			active / passive	Plan		Muscles ou os utilisés	Ratio(s)	
Wellmann, Petersen et al. (2008)	Tous	Intacte	active & passive	Scapula	Moyenne	Coiffe & deltoïde	EMG & pCSA	Fixe
Kedgley, Mackenzie et al. (2008)	Tous	Ruptures supra & capsule	active & passive	Scapula	Toutes	Coiffe & deltoïde	EMG & pCSA	Fixe
Ackland, Pak et al. (2008)	Tous	Intacte	passive	Frontal	Toutes	Aucun		1:2
Levasseur, Tetreault et al. (2007)	Tous	Intacte	active	Scapula	Moyenne	Deltoïde	Aucun	Fixe
Kedgley, Mackenzie et al. (2007)	Tous	N/S	active & passive	Scapula	Toutes	Coiffe & deltoïde	EMG & pCSA	Fixe
Billuart, Devun et al. (2007)	Tous	Intacte	active	Frontal	Antérieure et moyenne	Acromion et clavicule	Aucun	Fixe
Muraki, Aoki et al. (2006)	Supra + Infra	Intacte	passive	Frontal	Postérieure	Aucun		Fixe
Konrad, Markmiller et al. (2006)	Tous & RMCR	Intacte	active	Scapula	Moyenne	Coiffe & deltoïde	5 types	Fixe
Nyffeler, Sheikh et al. (2004)	Tous	Intacte	passive	Scapula	Aucune	Aucun		Fixe
Kelkar, Wang et al. (2001)	Tous	Intacte	active	Scapula	Toutes	Coiffe & deltoïde	EMG & pCSA	Fixe
Apreleva, Parsons Iv et al. (2000)	Tous	Intacte	active	Scapula	Moyenne	Coiffe & deltoïde	4 types (delto & supra)	Fixe

Premièrement, dans la plupart des études évaluées, tous les *tendons de la coiffe* sont utilisés. L'un des critères d'inclusion de ce genre d'études cadavériques est que la coiffe des rotateurs soit saine et intacte (sans signe de dégénérescence). Les études qui simulent une rupture de la coiffe le font de manière contrôlée. De plus, la plupart des études excluent toute dégénérescence articulaire, afin d'éviter que la cinématique de l'articulation en soit affectée. Le *type d'élévation* définit dans quel plan et de quelle façon (*active ou passive*) l'élévation est effectuée. Ainsi, l'élévation dans le *plan de la scapula* est la plus souvent choisie. La façon d'effectuer le mouvement (actif = avec forces musculaires; passif = sans force musculaire) est aussi importante, car mis à part le fait que l'*élévation passive* semble donner

des résultats moins répétables (Kedgley, Mackenzie et al. 2007), elle correspond à une translation humérale plus élevée que lorsque les muscles sont utilisés (Kelkar, Wang et al. 2001). Ceci est d'autant plus vrai lorsqu'une déficience de la coiffe est simulée, mettant davantage en évidence l'action déstabilisatrice du deltoïde. Ainsi, dans le contexte de l'étude du complexe de l'épaule, il semble plus réaliste de considérer un mouvement actif impliquant des forces musculaires.

Les études sont partagées entre la considération d'une seule *division du deltoïde* (moyenne) ou la considération des trois divisions (antérieure, moyenne et postérieure). Dans la section 1.1.3.1, il a été possible de voir que chacune de ces divisions a une fonction principale distincte (Ackland, Pak et al. 2008), mais aussi que la division antérieure est fortement agoniste de l'abduction (Wickham, Pizzari et al. 2010). Ainsi, le fait de seulement considérer le deltoïde moyen peut fausser l'estimation de la force résultante et de la cinématique.

L'utilisation de membres cadavériques requiert également que les tendons des muscles soient reliés à des fils, car les muscles sont inertes (sans vie) et dépourvu d'un système nerveux central qui régit normalement le recrutement musculaire. Ainsi, le patron d'*application des forces* varie entre les études et même parfois à l'intérieur d'une même étude. Dans certains cas, les mesures électromyographiques (EMG) et l'aire physiologique (pCSA) de chaque muscle sont considérés pour déterminer la force à appliquer à chaque muscle. Dans d'autres cas, différents ratios de forces sont testés afin d'en déterminer l'influence sur la dynamique (Konrad, Markmiller et al. 2006; Kedgley, Mackenzie et al. 2008). Cette limitation des études cadavériques peut sous-estimer ou surestimer les forces musculaires (Kedgley, Mackenzie et al. 2007; Sahara, Sugamoto et al. 2007) et les conditions de charge in vivo (Bey, Kline et al. 2007; Yanagawa, Goodwin et al. 2008). En résumé, il subsiste une incertitude quant à la méthode de sollicitation musculaire in-vitro la plus réaliste.

Pour sa part, le *mouvement de la scapula* est presque toujours négligé, et ce, même lorsqu'une rupture de la coiffe est simulée. Or, une étude a déjà suggéré que le mouvement de la scapula pourrait avoir une influence sur la translation de la tête humérale qui survient en

cas de RMCR (Kedgley, Mackenzie et al. 2008). De plus, une autre étude a montré que la contribution de la scapula à l'élévation (rythme scapulo-huméral) semble plus élevée lorsque la coiffe est déchirée (Scibek, Carpenter et al. 2009). Ainsi, simuler le mouvement de la scapula semble être nécessaire lorsqu'une RMCR est considérée, mais la plupart des études in vitro ne le font pas.

De manière générale, la méthode in-vitro peut permettre d'étudier l'influence de paramètres morphologiques sur la cinématique de l'épaule en utilisant le membre cadavérique comme son propre contrôle. Par contre, il existe une limite quant au nombre de tests effectués sur un même membre cadavérique.

Évidemment, la mesure des paramètres biomécaniques sur des structures musculo-squelettique ne se limite pas à des spécimens cadavériques. En effet, ces mesures peuvent également être effectuées sur des sujets vivants, soit par la méthode in-vivo. Cette méthode, qui permet de contourner plusieurs limitations de la méthode in-vitro, est présentée dans la prochaine section.

1.3.1.2 Méthode in-vivo

L'analyse in-vivo permet la prise de mesures sur des sujets vivants. Plusieurs types d'analyse in-vivo sont employés, dont : *l'électromyographie, l'arthroplastie instrumentée, et l'imagerie médicale.*

L'électromyographie permet la mesure de l'influx électrique qui se rend au muscle. Cet influx électrique peut servir à estimer l'activité musculaire. Cependant, il est reconnu que les signaux obtenus ne peuvent pas être directement comparés aux forces musculaires, car les relations force-longueur et force-vitesse du muscle ne sont pas prises en considération (Oizumi, Tadano et al. 2006). De plus, cette technique peut s'avérer invasive, car certains muscles profonds nécessitent que l'aiguille servant à mesurer le signal électrique passe à travers la peau et les muscles en surface. C'est le cas notamment de la mesure de l'activité du

supraépineux, qui requiert un passage à travers le deltoïde. Finalement, l'électromyographie de surface ne permet pas la mesure isolée de l'activité de chaque muscle, car l'activité d'un muscle est influencée par l'activité des muscles voisins (Oizumi, Tadano et al. 2006).

L'*arthroplastie instrumentée* consiste à implanter une prothèse qui mesure la force résultante du contact articulaire. Pour l'épaule par exemple, la prothèse est implantée sur le versant huméral et l'instrumentation se trouve dans la tige (Bergmann, Graichen et al. 2007; Westerhoff, Graichen et al. 2009; Bergmann, Graichen et al. 2011). Cette méthode est actuellement très appréciée, car les données obtenues peuvent servir à titre comparatif avec les modèles numériques (Nikooyan, Veeger et al. 2010). Par contre, l'arthroplastie instrumentée ne permet pas la mesure des forces musculaires, qui ont une pertinence plus grande que la force résultante. De plus, il est généralement accepté que la pose d'une prothèse augmente la friction de contact. La prothèse instrumentée ne fait pas exception à cette règle, car une friction entre 10 et 20% de la force de contact a été mesurée avec ce type de prothèse (Bergmann, Graichen et al. 2011). Cette friction peut donc fausser l'estimation des forces de contact, car un plus grand effort musculaire est nécessaire afin de vaincre la friction qui est normalement absente de l'articulation gléno-humérale saine et intacte.

Quant à elle, l'*imagerie médicale* permet l'acquisition des structures musculo-squelettiques du corps humain et de leur cinématique. Cette technique est accessible en milieu hospitalier et doit souscrire à des règles d'éthique. Par contre, des modèles génériques rendus disponibles à un plus large public (p. ex. *Visible Human Project*¹) ont fait l'objet de précédentes études (Hopkins, Hansen et al. 2004; Clavert, Zerah et al. 2006). Par contre, aucune technique d'imagerie n'a encore permis la mesure de forces musculaires ou articulaires. Ainsi, dans le cas de pathologies musculaires, l'imagerie médicale permet d'étudier la conséquence (cinématique) et non la cause (muscle) du problème.

¹ Pour plus de détails, voir http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html

En règle générale, les études *in vivo* ont comme désavantage de nécessiter un grand échantillon, sans quoi il n'est pas possible de tirer des conclusions significatives. Par exemple, les géométries osseuses issues de l'imagerie médicale rendue disponibles au grand public sont représentatives d'un seul individu. Elles ne permettent donc pas d'obtenir un modèle personnalisé et l'interprétation des résultats reste limitée à cette géométrie. Finalement, l'analyse *in-vivo* ne permet pas un contrôle absolu sur toutes les variables impliquées dans l'analyse, contrairement à l'analyse numérique présentée à la prochaine section.

1.3.2 Analyse numérique

L'analyse numérique se base sur des fondements théoriques et des équations mathématiques. Ce type d'analyse est généralement plus accessible que les outils expérimentaux. De plus, sa fiabilité et son efficacité augmentent d'année en année, à mesure que les ordinateurs et les modèles sont améliorés. Ces raisons font que l'analyse numérique est souvent préférée à l'analyse expérimentale (Erdemir, McLean et al. 2007). Deux types de modélisations numériques sont employés en biomécanique, soit la *modélisation par éléments finis* et la *modélisation musculo-squelettique*. La modélisation musculo-squelettique est impliquée dans le présent travail et sera donc détaillée, alors que la modélisation par éléments finis n'est que brièvement introduite dans la prochaine section.

1.3.2.1 Modélisation par éléments finis

La modélisation par éléments finis permet d'analyser un segment en détail, en le discrétisant en plusieurs éléments singuliers appelés « éléments finis ». Cette analyse peut considérer un état statique ou dynamique. L'analyse statique ne considère qu'une seule position sur l'ensemble du mouvement et requiert ainsi beaucoup moins de temps de simulation. Pour qu'elle soit réalisée, il est nécessaire de connaître la position des os et les forces appliquées (forces externes). La plupart du temps, il est plus logique de choisir la position critique impliquant une force de contact maximale, comme dans les modèles de Ahir, Walker et al.

(2004) et de Gupta et van der Helm (2004). Avec l'efficacité grandissante des processeurs d'ordinateurs et le désir de mieux représenter la réalité, il est de plus en plus courant de voir des analyses dynamiques (Büchler, Ramaniraka et al. 2002; Hopkins, Hansen et al. 2004; Hopkins, Hansen et al. 2006; Terrier, Büchler et al. 2006; Terrier, Reist et al. 2007). De plus, l'amélioration constante des logiciels d'analyse par éléments finis fait que ceux-ci sont de plus en plus versatiles et permettent maintenant d'intégrer directement la dynamique complète des articulations dans le modèle ou de représenter les muscles, ligaments et cartilages (Terrier, Büchler et al. 2006; Terrier, Reist et al. 2007; Terrier, Reist et al. 2008).

L'analyse par éléments finis possède cependant des points faibles. Premièrement, la complexité des structures osseuses implique nécessairement un nombre important d'éléments finis, ce qui augmente le temps de simulation. De plus, l'analyse se limite généralement à un seul os fixé à une extrémité, car la simulation de plusieurs os interconnectés rend le modèle encore plus complexe et lourd. Avec cette technique, il est également difficile de simuler les structures et forces musculaires de manière réaliste. Les modèles qui simulent ces structures se basent sur plusieurs hypothèses et simplifications qui peuvent mener à la sous-estimation ou surestimation des contraintes internes. Finalement, il est difficile de valider les modèles par éléments finis, à cause du manque de données expérimentales sur les contraintes internes. Plusieurs études se limitent donc à une comparaison entre leurs résultats et ceux des autres modèles par éléments finis (Charlton et Johnson 2006).

Si le but du travail réalisé dans une étude implique une structure musculo-squelettique complexe comme celles de l'épaule, la *modélisation musculo-squelettique* peut être mieux adaptée. Ce type de modélisation est présenté dans la prochaine section.

1.3.2.2 Modélisation musculo-squelettique

La modélisation musculo-squelettique est une méthode qui simule un ensemble de corps rigides (os) interconnectés par des articulations et mis en mouvement par des unités musculo-tendineuses. Ce genre de simulation permet d'estimer la sollicitation des articulations due à

des charges appliquées à des endroits ponctuels. Ainsi, cette technique a le désavantage de négliger l'influence de ces forces sur la structure interne des os et de négliger la répartition de la charge sur les surfaces en contact. Par contre, une telle simulation requiert un temps de simulation significativement plus court qu'avec la modélisation par éléments finis, car le problème est solutionné pour l'ensemble du système musculo-squelettique, système qui comporte généralement beaucoup moins d'éléments de modélisation qu'avec la méthode des éléments finis.

La modélisation musculo-squelettique possède quatre grands aspects : *la dynamique squelettique, la géométrie des muscles, les propriétés musculo-tendineuses et l'algorithme d'optimisation musculaire*. Ces quatre aspects sont décrits plus bas.

La dynamique squelettique implique deux méthodes de calcul, soit la dynamique directe et la dynamique inverse (Figure 1.9). La méthode de dynamique directe requiert une excitation musculaire en entrée et estime la cinématique du système (rotation des articulations) à partir de cette entrée. À l'inverse, la *dynamique inverse* utilise la cinématique en entrée pour déterminer les moments aux articulations.

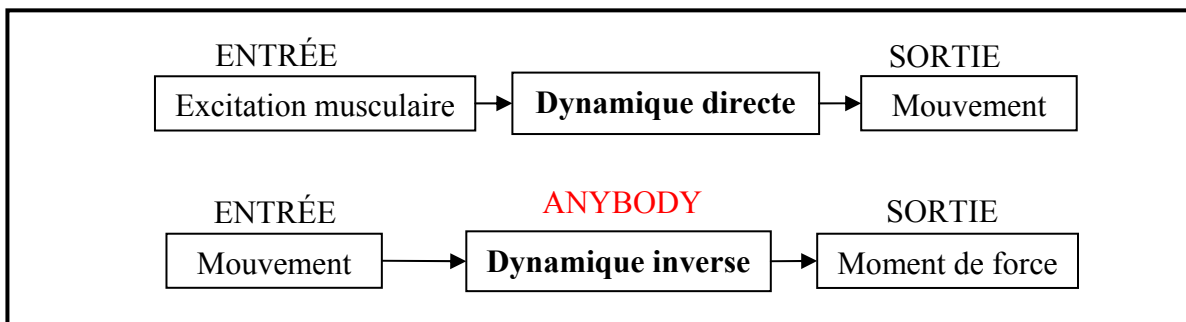


Figure 1.9 Les deux méthodes de dynamique squelettique

En modélisation musculo-squelettique, la *géométrie des muscles* doit être simulée de la manière la plus réaliste. Dans ce contexte, chaque muscle est simulé en utilisant une série de plusieurs fibres ayant chacune une origine et une insertion. De plus, certaines fibres possèdent un point de passage et/ou sont contraintes de passer par une surface primitive

(p. ex. cylindre, sphère ou ellipsoïde) représentant un obstacle osseux (Rasmussen, Vondrak et al. 2002). Certains muscles avec une origine et/ou une insertion relativement large sont simulés à l'aide de plusieurs fibres (p. ex. deltoïde). Cette méthode permet notamment au modèle de prédire deux actions opposées (agoniste vs. antagoniste) pour différentes fibres d'un même muscle. Simuler ces différentes actions dans un modèle musculo-squelettique permet d'obtenir une estimation plus réaliste, comparativement à ne simuler qu'une seule fibre par muscle (van der Helm 1994). À cet effet, l'étude de van der Helm et Veenbaas (1991) a démontré que le volume occupé par les muscles avec une origine et/ou une insertion large pouvait être simulé par un nombre optimal de fibres musculaires. Ce nombre optimal est le juste compromis entre une précision d'estimation optimale et un temps de simulation relativement court.

Le corps humain possède également des muscles bi-articulaires, soit des muscles qui traversent deux articulations. L'action d'un muscle bi-articulaire rend dépendantes l'une de l'autre les deux articulations qu'il traverse. Pour cette raison, le logiciel AnyBody ne peut calculer les moments de force d'une articulation à l'autre et doit donc considérer le système musculo-squelettique comme un ensemble de corps interdépendants. Un tel système serait très difficile à solutionner sur papier, d'où la pertinence de la méthode numérique.

En modélisation musculo-squelettique, les *propriétés musculo-tendineuses* sont aussi à considérer. En effet, il est reconnu que chaque muscle peut exercer une force maximale qui dépend de son volume. Plus le muscle est volumineux, plus il possède de fibres et plus il peut exercer une force élevée. De plus, la force maximale que peut exercer une fibre individuelle dépend de sa longueur, car une fibre trop contractée devient inefficace. Finalement, chaque muscle est aussi attaché à l'os par un tendon. La structure interne du tendon et du muscle ont un comportement passif, tel un ressort exerçant une force proportionnelle à son étirement.

La dynamique d'unité musculotendineuse permet de simuler les différentes propriétés musculaires susmentionnées. Le modèle le plus élaboré du logiciel AnyBody est basé sur la formulation du modèle Hill à trois éléments (Zajac 1989) (Figure 1.10). Le premier élément

est le tendon (T), simulé comme un ressort en tension. Ce tendon est connecté en série, à la fois à l'élément contractile (CE) du muscle associé à l'influx nerveux, mais aussi à l'élément passif (PE) du muscle, soit la structure élastique entourant les fibres musculaires. La force dans le tendon (F_T) à chaque extrémités du muscle correspond à la force totale agissant dans l'ensemble de l'unité musculo-tendineuse. La longueur initiale du tendon (L_{T0}) et la longueur du muscle (L_M) montré en Figure 1.10 sont également des paramètres considérés. Puisque la longueur du tendon varie très peu comparativement à celle du muscle, la longueur totale de l'unité muscle-tendon (L_{MT}) est égale à la somme de la longueur du muscle et de la longueur initiale du tendon ($L_{MT} = L_M + L_{T0}$).

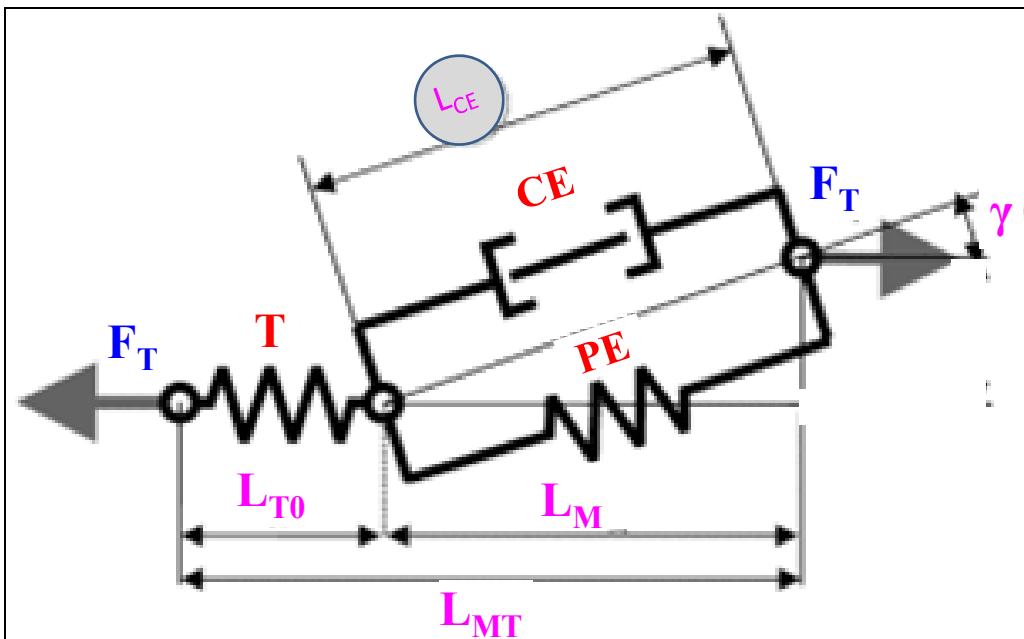


Figure 1.10 Modèle musculotendineux à 3 éléments du logiciel AnyBody
Tirée de AnyBody Technology A/S (Juillet 2012)

Dans la Figure 1.10, il est également possible de voir l'angle de pennation (γ), soit l'orientation des fibres musculaires d'un muscle par rapport à l'axe avec lequel le muscle exerce une force. Ce paramètre est aussi considéré dans le modèle. Lorsque le muscle se contracte, il se rétrécit et l'angle de pennation augmente. La force musculaire appliquée est donc de moins en moins orientée dans l'axe d'action du muscle. Ainsi, plus le muscle est contracté, plus son angle de pennation est élevé et moins la force appliquée par le muscle est

efficace. La longueur du muscle (L_M) est donc calculée en considérant l'angle de pennation (γ) et la longueur de l'élément contractile (L_{CE}) par le théorème de Pythagore.

Avec le modèle à trois éléments de Hill, l'élément contractile est notamment contraint d'obéir à une relation force-longueur (Zajac 1989). Cette relation fait en sorte qu'une fibre musculaire peut exercer sa force maximale (F_0) qu'à une certaine longueur appelée *longueur optimale de fibre* (\bar{L}_f) (Figure 1.11). Cette relation est caractérisée par une courbe en forme de cloche inversée qui, lorsque jumelée avec le tendon, résulte en une courbe combinée présentée à la Figure 1.11.

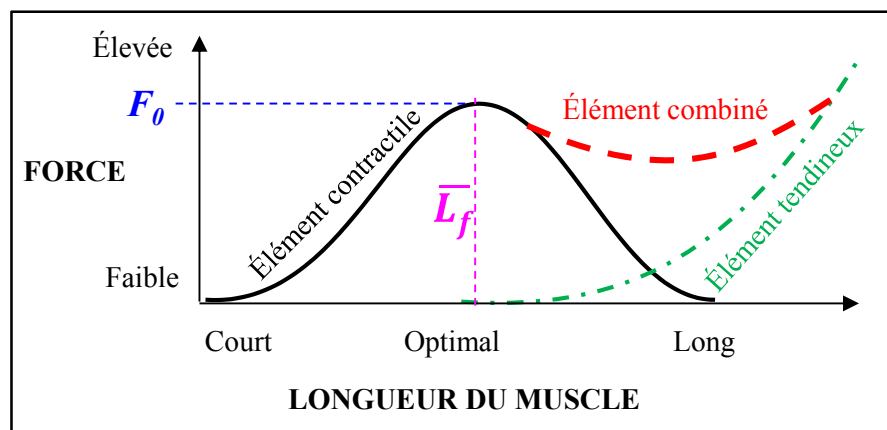


Figure 1.11 Courbe de relation force-longueur de l'élément contractile musculaire et son union avec l'élément tendineux

Un muscle peut seulement exercer une force en tension et non en compression. De plus, il tend à perdre de sa capacité au fur et à mesure qu'il raccourcit en dessous de sa longueur optimale de fibre. Par contre, lorsqu'il est étiré au-delà de cette longueur optimale, son comportement passif fait en sorte qu'il résiste à l'étirement et applique une force qui est le résultat de l'étirement de la structure interne du muscle et non de l'excitation musculaire.

Le modèle à trois éléments de Hill est intéressant car il est sensible au changement des distances entre les segments, comme par exemple la translation supérieure de la tête humérale associée à la RMCR. Par contre, son utilisation est plus complexe, notamment parce qu'il demande un ajustement (calibration) de la longueur optimale de fibre. En effet, si

la longueur optimale de fibre est mal estimée au départ, le muscle qui se rétrécit risque de devenir faible très rapidement (portion creuse au début de la cloche inversée). D'un autre côté, il est très difficile d'obtenir une valeur expérimentale mesurable de la longueur optimale de fibre. Le modèle AnyBody, qui requière une calibration des fibres musculaires, estime notamment la longueur optimale de fibre en plaçant le corps à des positions anatomiques fixes pour lesquelles il est probable que le muscle calibré doive être au maximum de sa capacité. Évidemment, ces positions anatomiques fixes restent « approximées » et sont une source d'incertitude.

La présence des muscles aux articulations complexifie la résolution du problème numérique, car le système musculo-squelettique comporte beaucoup plus de muscles que de degrés de liberté. Par le même fait, cela implique une infinité de solutions pour chaque mouvement. Cette infinité de solutions reflète la tendance du système nerveux central à adapter sa stratégie de recrutement musculaire à une situation donnée (p. ex. moindre effort, déficience musculaire, charge élevée, etc.). Afin de palier à cette problématique, les modèles musculo-squelettiques ont donc recours à un *algorithme d'optimisation musculaire*. Actuellement, il n'existe pas de consensus sur le critère préféré par le système nerveux central. Plusieurs algorithmes sont donc proposés et employés dans la littérature. Dans ce contexte, certains modèles dont celui d'AnyBody se basent sur l'hypothèse selon laquelle le corps humain tend à minimiser l'énergie métabolique utilisée pour effectuer un mouvement. L'énergie étant directement reliée à l'activité musculaire, on utilise alors une formulation mathématique qui tend à pénaliser les activités musculaires trop élevées. Deux critères ont été retenus dans le cadre du présent travail, soit le critère quadratique (équation (1.1)) et le critère min/max (équation (1.2)) (Rasmussen, Damsgaard et al. 2001). Dans ces deux équations, le ratio « F_T/F_0 » représente l'activité d'une seule fibre musculaire. Cette activité est une normalisation de deux forces précédemment décrites, soit la force totale (F_T) appliquée par l'unité musculo-tendineuse divisée par la force maximale (F_0) que cette unité peut appliquer lorsqu'elle est à sa longueur optimale de fibre. Ce ratio est calculé pour chaque fibre musculaire dans le modèle. De plus, une contrainte du modèle fait en sorte que les muscles ne peuvent qu'agir en tension en plus de devoir neutraliser les forces externes.

$$J_{quad} = \min\left(\sum \left(\frac{F_T}{F_0}\right)^2\right) \quad (1.1)$$

$$J_{min-max} = \min\left(\max\left(\frac{F_T}{F_0}\right)\right) \quad (1.2)$$

Avec le critère quadratique de l'équation 1.1, les activités musculaires trop élevées sont pénalisées par l'exposant au carré. Ainsi, ce critère tend à distribuer la charge aux fibres musculaires qui peuvent contribuer de manière significative au mouvement de par leur bras de levier agoniste. Ce critère, qui simule ainsi un niveau de synergie musculaire modéré, est généralement bien accepté par la communauté scientifique (Rasmussen, Damsgaard et al. 2001; Damsgaard, Rasmussen et al. 2006).

Avec le critère « min/max » de l'équation 1.2, l'activité de la fibre la plus active doit être minimisée. Cette condition implique un partage absolu de la charge entre toutes les fibres musculaires agonistes, même celles ayant un faible volume et/ou un petit bras de levier. La synergie musculaire est donc maximisée. Cependant, le recrutement de fibres musculaires avec un petit bras de levier semble mener à des prédictions moins réalistes comparativement au critère quadratique. Ainsi, il existe une incertitude concernant ce critère, car on croit qu'il surestime la synergie musculaire lorsque le système musculaire est sain et/ou n'est pas poussé à sa limite (Damsgaard, Rasmussen et al. 2006). Cependant, ce critère devient intéressant lorsqu'une déficience musculaire est simulée (p. ex. RMCR) et/ou quand le système est soumis à des charges externes importantes. Dans ce cas, l'épaule doit utiliser le maximum de ses ressources musculaires afin de déployer l'effort nécessaire au mouvement. Le nombre de plus en plus important de modèles simulant une pathologie musculaire telle que la RMCR (Steenbrink, de Groot et al. 2006; Steenbrink, de Groot et al. 2009) ajoutent à la pertinence d'un tel critère d'optimisation musculaire.

Plusieurs logiciels de modélisation musculo-squelettique sont employés dans la littérature. Pour l'épaule seulement, il y a notamment le modèle Delft®, Newcastle®, OpenSim® et AnyBody®. Les données anthropométriques utilisées dans ces modèles varient d'un modèle à l'autre, mais plusieurs de ces modèles se basent sur les données anthropométriques de membres cadavériques des études de van der Helm et Veenbaas (1991) et de van der Helm, Veeger et al. (1992). Le logiciel AnyBody Modeling System® (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Danemark) propose une simulation du système musculo-squelettique basée sur la même subdivision d'unités musculo-tendineuses en plusieurs fibres individuelles que dans l'étude de van der Helm et Veenbaas (1991). De plus, ce logiciel utilise une optimisation musculaire basée notamment sur une utilisation optimale de l'énergie métabolique. Des études récentes suggèrent que ces méthodes sont attrayantes, car elles permettent des prédictions de forces musculaires réalistes (Ackermann et van den Bogert 2010; Holmberg et Klarbring ; Lin, Dorn et al. 2012). De plus, le logiciel AnyBody offre une modélisation musculo-squelettique et une interface graphique plus évoluées que les autres logiciels et bénéficie d'un effort de recherche plus grand que les autres modèles. Pour toutes ces raisons, le logiciel AnyBody semble être le logiciel le plus intéressant et sera donc employé dans ce travail.

1.3.3 Modèle musculo-squelettique de l'épaule AnyBody

Le modèle de l'épaule AnyBody implique des aspects de modélisation qui lui sont propres et qu'il convient de présenter. Ces aspects sont : *la cinématique du complexe de l'épaule, la géométrie du deltoïde, et la contrainte de stabilité gléno-humérale.*

1.3.3.1 Cinématique du complexe de l'épaule

Comme il a été possible de le voir à la section 1.1.2, le mouvement de l'épaule implique des rotations simultanées et interdépendantes de la clavicule, de la scapula et de l'humérus. Ces rotations sont importantes car elles permettent à la tête humérale de bien se positionner dans la glène et permettent aussi un maximum d'amplitude de mouvement. La dynamique inverse

employée par AnyBody requiert ces rotations en entrée du système. Dans ce contexte, le modèle de l'épaule AnyBody se base sur les données d'une étude qui a établi des équations de régression linéaires entre la rotation de l'humérus et celles de la scapula et de la clavicule (de Groot et Brand 2001). Dans cette étude, la rotation des os a d'abord été décomposée en trois rotations successives selon un système d'axes anatomique prédéterminé. Pour l'humérus, les trois rotations successives sont le plan d'élévation (H_y), l'élévation (H_z) et la rotation axiale (interne/externe), soit la rotation selon l'axe longitudinal de l'humérus. Ces rotations ont été mesurées par rapport à un système d'axes anatomique situé sur le thorax. Dans l'étude de de Groot et Brand (2001), les deux premières rotations (H_y et H_z) ont été utilisées comme variables indépendantes pour calculer les rotations de la scapula et de la clavicule. L'amplitude d'élévation (H_z) variait de 0° à 150° , alors que l'amplitude du plan d'élévation (H_y) variait de 30° à 120° . Ce modèle de régression implanté dans AnyBody permet donc une estimation plus réaliste de la cinématique du complexe de l'épaule, comparativement à un simple rythme scapulo-huméral de 1:2.

À ce stade, la cinématique de l'épaule est facile à solutionner car elle n'implique pas d'élément musculo-tendineux. Or, la simulation numérique de certains muscles peut poser un réel défi, surtout lorsque que la géométrie du muscle simulé est complexe et unique. C'est d'ailleurs le cas du deltoïde qui, étant donné sa forme de triangle inversé, est probablement un des muscles les plus difficiles à simuler de tout le corps humain. La prochaine section traite donc de la méthode de simulation de la géométrie du deltoïde sous AnyBody.

1.3.3.2 Géométrie du deltoïde

Le deltoïde est un muscle à la géométrie complexe qui, lorsque déplié, a la forme d'un triangle inversé dont la base représente l'origine sur la scapula et la clavicule. Le modèle AnyBody simule ce muscle complexe en utilisant une série de fibres musculaires (Figure 1.12). Pour ce muscle comme pour l'ensemble des muscles de l'épaule, le nombre de fibres musculaires et les différentes origines et insertions utilisées dans AnyBody se base sur les données du groupe de l'épaule de Delft (van der Helm et Veenbaas 1991; van der Helm,

Veeger et al. 1992). Au total, douze fibres sont utilisées pour le deltoïde, soit six pour son origine sur la scapula et six pour son origine sur la clavicule. Cependant, comme il a été possible de le voir à la section 1.1.3.1, le muscle deltoïde possède 3 portions avec des fonctions distinctes, soit la portion postérieure, moyenne et antérieure. Sous AnyBody, il est ainsi possible de subdiviser les 12 fibres musculaires en ces trois mêmes portions, comme le montre la Figure 1.12. Procéder ainsi permet d'être plus concordant avec les différentes divisions fonctionnelles du deltoïde et permet de comparer les prédictions de forces musculaires du modèle pour chacune des portions du deltoïde avec les données de la littérature.

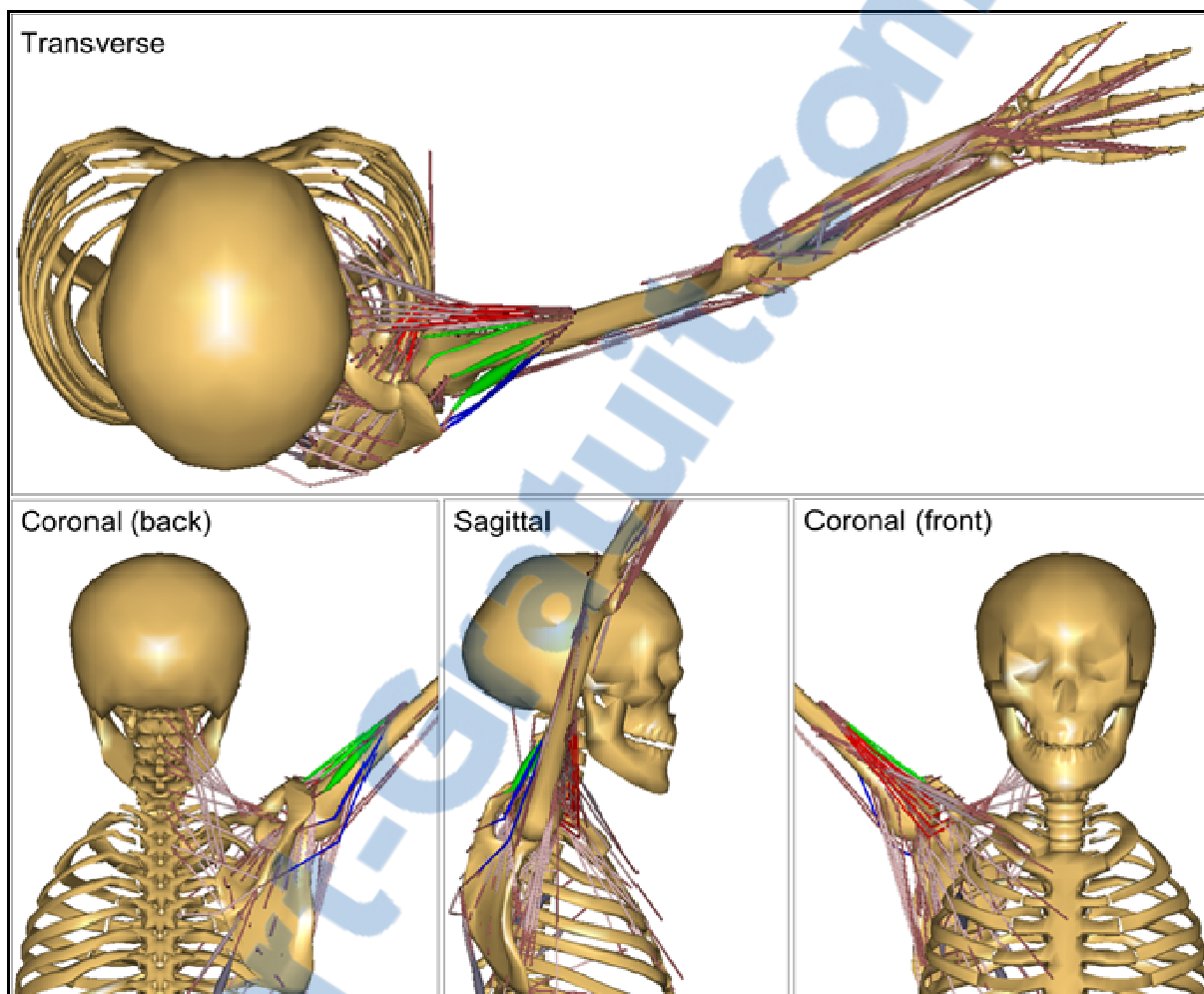


Figure 1.12 Image du modèle de l'épaule AnyBody montrant les différentes fibres musculaires simulées à l'épaule. Les différentes portions du deltoïde apparaissent en couleur (postérieure = bleu, moyenne = vert, antérieure = rouge)
Tirée de AnyBody Technology A/S (Juillet 2012)

Les fibres du deltoïde n'ont pas toujours une ligne d'action rectiligne entre leur origine et leur insertion. Lorsque le bras est le long du corps par exemple, certaines fibres dont celles du deltoïde moyen touchent à la tête humérale et la simulation de leur ligne d'action doit tenir compte de cet obstacle osseux. Afin de simuler adéquatement cette géométrie, le modèle de l'épaule AnyBody utilise des points de passage entre l'origine et l'insertion de chaque fibre musculaire. Ces points de passage (points verts - Figure 1.13) sont disposés de manière circulaire autour de la tête humérale.

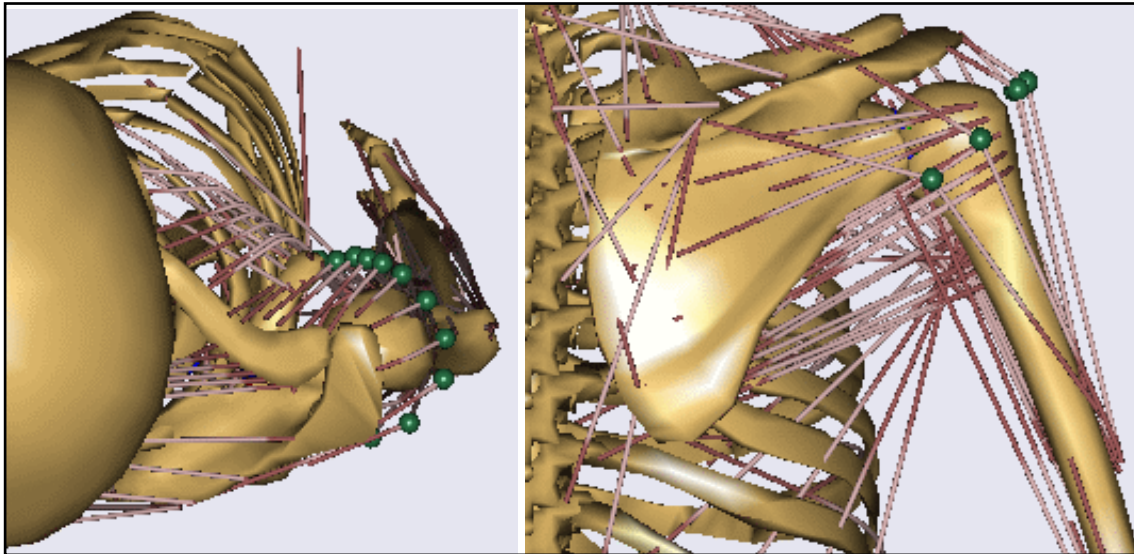


Figure 1.13 Points de passage disposés autour de l'humérus pour simuler l'obstacle osseux qu'est la tête humérale entre l'origine et l'insertion du deltoïde
Tirée de AnyBody Technology A/S (Juillet 2012)

L'ensemble des points de passage du deltoïde est connecté à l'humérus via le « segment artificiel du deltoïde ». Ce segment est connecté au centre de rotation de la tête humérale par une articulation additionnelle. Cette articulation ne permet pas de translation, mais permet une rotation des points de passage. Cette méthode de simulation de la géométrie du deltoïde est unique au logiciel AnyBody et n'a pas encore fait l'objet d'une validation dans une étude indépendante.

1.3.3.3 Contrainte de stabilité gléno-humérale

Le modèle de l'épaule saine d'AnyBody simule la stabilité gléno-humérale en contraignant la force résultante à l'intérieur de la glène (van der Helm 1994). Cette contrainte de stabilité est associée à une « absence de translation » de la tête humérale. Le système doit alors trouver le bon recrutement musculaire qui respecte ces contraintes. Or, une absence totale de translation de la tête humérale n'est pas garantie lorsque la force résultante pointe vers la glène (van der Helm 1994). De plus, l'étude de Graichen, Stammberger et al. (2000) a rapporté une certaine « translation saine » de la tête humérale (≈ 1 mm) lors de l'élévation active. Ainsi, cette

méthode de simulation reste incertaine et pourrait sous-estimer le recrutement musculaire, notamment l'action stabilisatrice de la coiffe des rotateurs (van der Helm 1994).

Il est important de rappeler que dans AnyBody, la force résultante à l'articulation gléno-humérale s'applique à un point « ponctuel », soit le centre de rotation géométrique de la tête humérale. Le contact entre les surfaces articulaires, les contraintes et les déformations ne sont donc pas calculées. De plus, aucune friction de contact n'est simulée. Cette hypothèse relève de la présence du cartilage et du liquide synovial à l'articulation saine, dont l'action conjointe dans le modèle est prise en compte par une absence de friction. Par contre, cette absence de friction limite l'utilisation du modèle de l'épaule saine lorsqu'une pathologie impliquant une arthropathie doit être simulée, comme dans le cas de l'ARC.

Un algorithme du logiciel AnyBody permet de calculer un contact élémentaire entre deux surfaces à l'aide de points disposés un peu partout sur une des deux surfaces où se produit le contact. Cet algorithme est présenté dans la prochaine section.

1.3.3.4 Algorithme de cinématique dépendante de la force

L'algorithme de « cinématique dépendante de la force » du logiciel AnyBody permet d'estimer de petits déplacements à partir des forces estimées lors de l'optimisation musculaire du système AnyBody. Pour ces petits déplacements, la vitesse et l'accélération doivent être nulles. À chaque incrément de temps, l'algorithme estime une position d'équilibre de l'articulation en tenant compte des degrés de liberté pour lesquels les petits déplacements sont permis. Cet algorithme ne peut cependant pas être utilisé pour de grands déplacements impliquant une vitesse et accélération significative, tels que la translation de la tête humérale dans la direction tangentielle à la glène. À l'inverse, cet algorithme semble tout indiqué pour calculer un contact entre deux segments, tels que des os ou des composantes prothétiques. Dans ce cas, une des deux surfaces est simulée en disposant des points représentant des ressorts de compression. L'autre surface est simulée avec une sphère et la pénétration entre les points et la sphère est utilisée pour calculer la force de contact à chaque

point. Il est ainsi possible de simuler un contact avec cet algorithme et même de simuler une force de friction, si le coefficient de friction est connu. Par contre, la simulation de ce contact reste élémentaire et beaucoup moins évoluée qu'avec un modèle par éléments finis.

1.3.3.5 Simulation des structures passives

Les seules structures passives simulées dans AnyBody sont les ligaments. Au niveau de l'épaule, le ligament coraco-acromial et le ligament conoïde sont simulés. Tous les autres ligaments de l'épaule ne sont pas simulés, car la plupart d'entre eux ne sont étirés que lorsque la limite d'amplitude d'élévation ($\approx 180^\circ$) ou de rotation axiale de l'humérus ($\pm 90^\circ$) est atteinte (Rockwood, Matsen Iii et al. 2009).

1.3.3.6 Résumé

Le modèle de l'épaule saine d'AnyBody n'est actuellement pas adapté à l'étude de pathologies telles que l'ARC, notamment parce qu'il ne considère pas de contact entre les surfaces osseuses. De plus, la force résultante est ponctuelle, c'est-à-dire qu'elle ne prend pas en considération la surface sur laquelle la charge est appliquée. Ainsi, aucune friction agissant entre deux surfaces n'est simulée. Pour sa part, la contrainte de stabilité de l'articulation glénohumérale est limitée à l'étude de l'épaule saine, car ni la translation de la tête humérale ni le contact entre l'humérus, le bord supérieur de la glène et l'acromion n'est simulé.

Par contre, le modèle de l'épaule d'AnyBody possède les outils nécessaires à la simulation de l'ARC. En effet, à partir du modèle de l'épaule saine, la RMCR peut aisément être simulée en éliminant les muscles de la coiffe. De plus, l'algorithme de cinématique dépendante de la force susmentionné permet la simulation d'un certain contact élémentaire avec friction entre les surfaces.

1.3.4 Choix du type d'analyse

À la lumière de cette revue sur les types d'analyse de la biomécanique de l'épaule, l'analyse numérique avec le logiciel AnyBody semble être l'outil pouvant répondre au mandat du présent projet. Les raisons principales sont :

1. Qu'il y a de fortes chances que le modèle de l'épaule soit sensible aux variations morphologiques, car la tête humérale est simulée par un obstacle osseux par lequel le deltoïde doit passer;
2. Que la simulation du complexe musculo-squelettique de l'épaule et sa cinématique sont beaucoup plus évolués que dans les études expérimentales et les modèles par éléments finis de la littérature;
3. Que le logiciel possède les outils nécessaires à la simulation des caractéristiques importantes de l'ARC que sont la RMCR, le contact anormal entre la tête humérale et la scapula (glène et acromion) et la friction due à l'arthrose;
4. Que le temps de simulation est considérablement faible, comparativement à l'analyse par éléments finis.

Le choix du modèle de l'épaule AnyBody ayant maintenant été justifié, la suite de ce travail se concentrera sur la présentation des hypothèses et objectifs du présent travail.

CHAPITRE 2

HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS

À la lumière de cette revue de littérature, il a été possible de voir que l'arthropathie de rupture de coiffe (ARC) est une pathologie complexe impliquant une RMCR irréparable, une migration proximale de la tête humérale menant à un buttage avec l'acromion, ainsi qu'une dégénérescence du contact articulaire impliquant de la friction. Même si plusieurs types de prothèses existent sur le marché, l'idée d'une géométrie d'hémi-prothèse améliorant la mécanique du deltoïde et la piètre fonction associée à l'ARC reste inexploitée.

Chez certains patients atteints de RMCR, la fonction de l'épaule peut ne pas être affectée. Ces patients se présentent en clinique sans atteinte fonctionnelle importante et sont encore capables de fonctionner dans leurs activités de tous les jours. On ne connaît actuellement pas tous les paramètres biomécaniques qui affectent la fonction de l'épaule atteinte de RMCR et d'ARC pouvant expliquer ce phénomène. La connaissance de tels paramètres pourrait permettre de mieux comprendre et traiter cette pathologie par l'arthroplastie. L'objectif général de la présente thèse consiste donc en l'analyse numérique des paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'ARC. Trois hypothèses et objectifs spécifiques ont été formulés dans le contexte de cet objectif général.

Dans un premier temps, l'influence du déport médial de l'humérus proximal sur la fonction de l'épaule doit être évaluée. Afin de présenter le potentiel du logiciel AnyBody et de son modèle de l'épaule, cette évaluation sera réalisée en considérant le modèle initial de l'épaule saine. La première hypothèse est que la variation du déport médial de l'humérus proximal permet d'influencer la ligne d'action du deltoïde moyen et la mécanique d'élévation de l'épaule saine. Dans ce contexte, le premier objectif spécifique consiste en l'analyse numérique de l'influence de la variation du déport médial de l'humérus proximal sur les forces déstabilisatrices durant l'élévation de l'épaule saine dans le plan de la scapula. Cet objectif est couvert au chapitre 3 de la présente thèse.

Le mandat du présent projet requiert l'utilisation d'un modèle de l'épaule atteinte d'ARC. La création de ce modèle fait donc l'objet de la deuxième étude. À titre de deuxième hypothèse, cette étude se penche sur l'influence de deux paramètres biomécaniques sur la fonction de l'épaule atteinte d'ARC, soit le plan d'élévation et la friction de contact due à l'arthropathie. Le deuxième objectif spécifique consiste donc en l'analyse numérique de l'influence du plan d'élévation et du niveau de friction sur la mécanique de l'ARC. Cet objectif est couvert au chapitre 4 de la présente thèse.

Finalement, les résultats de la première et deuxième étude sont mis à contribution dans la troisième étude. À titre d'hypothèse, cette étude propose que l'augmentation du déport médial, lorsque jumelée à un surdimensionnement de tête humérale, contribue à l'amélioration de la mécanique de l'épaule atteinte d'ARC. Afin de donner une saveur plus clinique à cette hypothèse, ces paramètres morphologiques sont étudiés dans le contexte d'une hémiarthroplastie. Le troisième objectif spécifique, qui est couvert au chapitre 5, consiste donc en l'analyse numérique de l'influence d'un déport médial élevé jumelé à une tête prothétique humérale surdimensionnée sur la mécanique de l'ARC.

CHAPITRE 3

ARTICLE 1. INFLUENCE OF THE MEDIAL OFFSET OF THE PROXIMAL HUMERUS ON THE GLENOHUMERAL DESTABILISING FORCES DURING ARM ELEVATION: A NUMERICAL SENSITIVITY STUDY

Pierre-Olivier Lemieux¹, Nicola Hagemeister^{1,2}, Natalia Nuño^{1,2}, Patrice Tétreault²

¹ Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, École de technologie supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Département d'Orthopédie, Pavillon Notre-Dame du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), 1560 Sherbrooke-Est, Montréal, Québec, Canada H2L 4M1

Article publié dans la revue « Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Taylor & Francis » en février 2012

3.1 Résumé

Le premier objectif spécifique consiste en l'analyse numérique de l'influence de la variation du déport médial de l'humérus proximal sur les forces déstabilisatrices durant l'élévation de l'épaule saine dans le plan de la scapula. Dans cette étude, les forces déstabilisatrices des muscles et de la force résultante sont analysées pour trois déports médiaux différents représentant la valeur minimale (0 mm), moyenne (7 mm) et maximale (14 mm) de la littérature. Les forces déstabilisatrices, définies comme étant les forces agissant dans la direction tangentielle à la glène, sont divisées par la force de compression pour donner le *ratio de stabilité*. Ce premier objectif spécifique permet de constater que le déport médial minimum (0 mm) augmente les forces déstabilisatrices alors que le déport médial maximum (14 mm) les diminue. De plus, ces changements de déport médial ne semblent pas affecter l'action stabilisatrice de la coiffe des rotateurs. L'étude propose également que cette influence pourrait éventuellement être plus importante dans le contexte d'une épaule lésée (p. ex. RCMR et ARC). Ce travail permet aussi de se familiariser avec le modèle sain de l'épaule AnyBody et de constater que le modèle est sensible à la variation de paramètres morphologiques.

3.2 Abstract

This study assessed the influence of the medial offset of the proximal humerus on the glenohumeral destabilising forces during arm elevation in the plane of the scapula, using the AnyBody Modeling System. The variability of the medial offset was covered using literature data (minimum, 0 mm; average, 7 mm and maximum, 14 mm). The following parameters were studied: moment arm (MA; middle deltoid), muscle activity and stability ratios. The minimum offset decreased the MA of the middle deltoid (-11%), increased its activation (+18%) and its superior destabilising action (+40%). The maximum offset had an opposite effect (+9%, -30%, -30%). The stabilising action of the rotator cuff was not affected. Varying the medial offset seems to have an influence on the destabilising action of the middle deltoid. The Anybody simulation tool appears to be promising in establishing links between shoulder morphology and stability.

Keywords: proximal humerus anatomy, musculoskeletal model, joint reaction force, stability ratio.

3.3 Introduction

Muscles around the shoulder have the potential to destabilise the glenohumeral joint (GHJ) depending on their orientation relative to the centre of the glenoid cavity (Yanagawa, Goodwin et al. 2008). In fact, the perpendicular component compresses the humerus in the glenoid articular surface, while the tangential components in the inferosuperior and anteroposterior directions tend to destabilise the joint by moving the humeral head out of the glenoid socket. The *stability ratio* is computed by dividing the tangential components by the compressive component. This ratio has been introduced by Lippitt et al. (1993) to assess the role of concavity compression in GHJ stability. Recently, this ratio has been used in a numerical model to assess the contribution of each shoulder muscle to the GHJ stability during frontal plane elevation (Yanagawa, Goodwin et al. 2008). Their study showed that the middle deltoid provides most of the elevation moment but also induces a significant

tangential force in the superior direction (Billuart, Gagey et al. 2006; Yanagawa, Goodwin et al. 2008). This force is counteracted by the rotator cuff muscles, which apply highly stabilising forces that are mostly oriented towards the inferior half of the glenoid cavity (Yanagawa, Goodwin et al. 2008). Apart from muscles, other forces act at the GHJ (ligamentous, gravitational, external forces, etc.) and their combined action is known as the *glenohumeral joint reaction force* (GH-JRF). The tangential components of the GH-JRF or the *glenohumeral destabilising forces* directly influence the displacement of the humeral head and GHJ stability (van der Helm 1994; van der Helm 1994; Veeger and van der Helm 2007; Nikooyan, Veeger et al. 2010). The study of Karduna et al. (1997) is an example, in which the influence of various congruencies of glenoid prostheses on GHJ stability has been assessed by computing the stability ratio of the GH-JRF applied *in vitro*. However, GHJ stability has not yet been evaluated using the stability ratio of the GH-JRF estimated from a musculoskeletal model.

Anatomy of the GHJ also contributes to its stability. Humeral head translation seems to be influenced by the inclination of the glenoid and the congruency of the GHJ (Kelkar, Wang et al. 2001; Wong, Gallo et al. 2003; Veeger and van der Helm 2007). For the proximal humerus, an important parameter to consider is the medial offset, which corresponds to the distance between the metaphyseal axis and the centre of rotation of the humeral head (Hertel, Knothe et al. 2002). In fact, this parameter has been shown to influence the line of action of the middle deltoid and the tensioning of the rotator cuff muscles (Boileau and Walch 1997; Kelkar, Wang et al. 2001; Hertel, Knothe et al. 2002; Takase, Yamamoto et al. 2004; Giolo-Perczak, Matz et al. 2006; Aroonjarattham, Jiamwatthanachai et al. 2009; Jeong, Bryan et al. 2009). Moreover, anthropometric studies have shown that the medial offset is highly variable, with values ranging from 0 to 14 mm (Ballmer, Sidles et al. 1993; Aroonjarattham, Jiamwatthanachai et al. 2009). Furthermore, studies dealing with prosthetic replacement reported that altering the medial offset by more than 4 mm may affect shoulder function (Boileau and Walch 1997; Williams, Wong et al. 2001). Despite these observations, there is a lack of information regarding the influence of the medial offset on the glenohumeral destabilising forces.

The goal of the present study was to assess the influence of the medial offset of the proximal humerus on the glenohumeral destabilising forces. The following parameters were studied: moment arm (MA) of the middle deltoid, muscular activation and stability ratios of both the muscles and the GH-JRF. The hypothesis was that a variation of the medial offset would directly influence muscular contribution to GHJ stability and would thus influence the glenohumeral destabilising forces of the GH-JRF.

3.4 Materials and methods

3.4.1 Description of the shoulder model

The present study used the 3D shoulder model from the AnyBody Modeling System (ver. 4.0.2, AnyBody Technology A/S, Aalborg, Denmark), which is based on the data and modelling assumptions of the Delft shoulder group (Veeger, Van Der Helm et al. 1991; van der Helm, Veeger et al. 1992; van der Helm 1994; Damsgaard, Rasmussen et al. 2006). It contains a detailed representation of the shoulder with 118 muscle-tendon units (Figure 3.1) and its anthropometrical dimensions roughly correspond to a 50th percentile European male (Rasmussen, de Zee et al. 2007). Muscles are simulated with multiple fibres, including 12 fibres for the deltoid and six fibres for each rotator cuff muscle. The “muscle-tendon” simulation is based on the modified Hill model (Zajac 1989). Each muscle can produce a maximum isometric force, which depends of its optimum fibre length and its physiological cross-sectional area. No ligament is included in the shoulder model, except the coracoacromial and conoid ligaments.

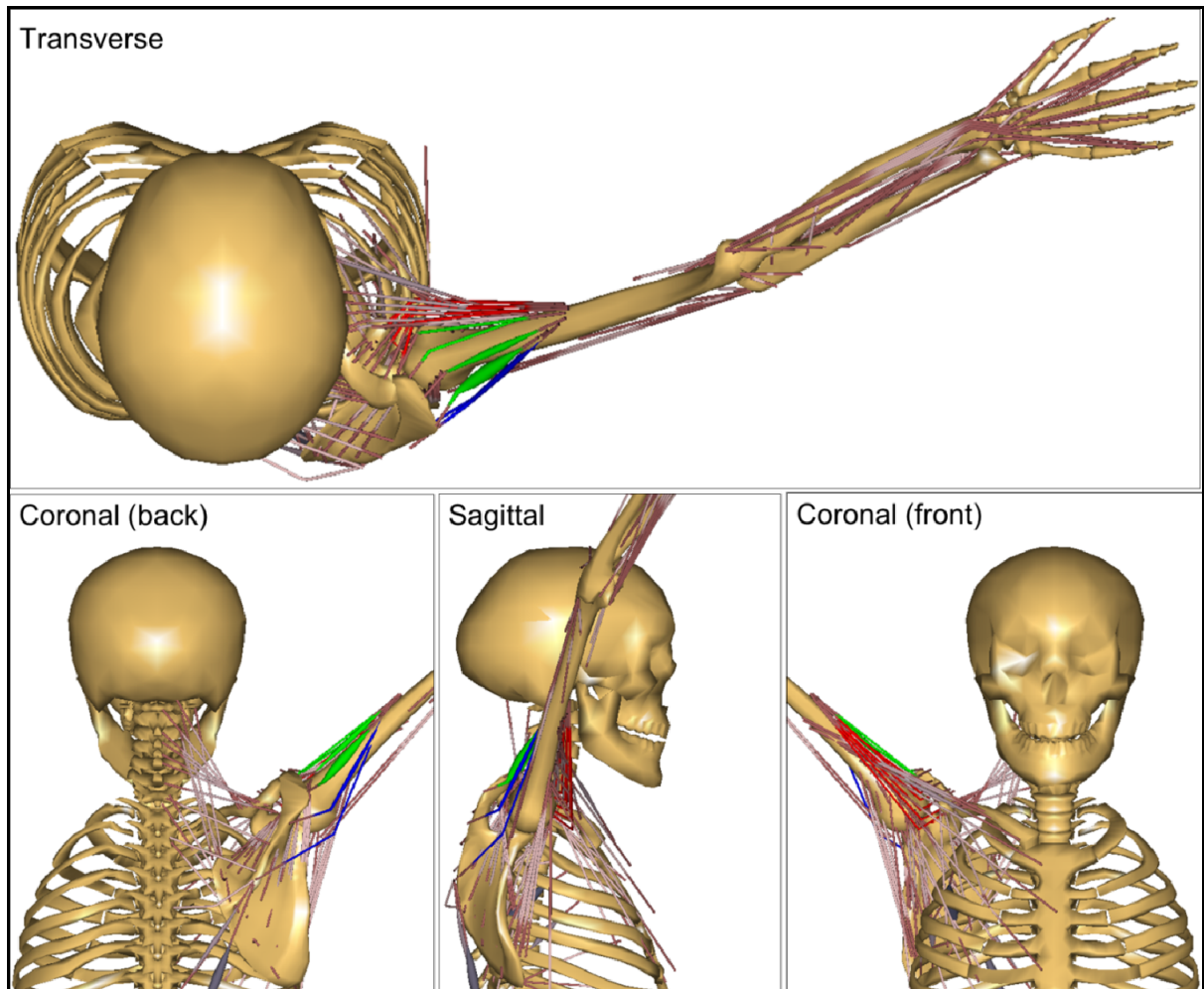


Figure 3.1 Shoulder model from the AnyBody Modeling System. Note the multiple fibres used for the deltoid (posterior in blue, middle in green and anterior in red). The shoulder is shown in the final elevation position.

Muscular recruitment was computed with the use of a *second order polynomial criterion*, also known as the *quadratic criterion* (Damsgaard, Rasmussen et al. 2006). Thereafter, the model computed the GH-JRF as the sum of all muscular, ligamentous, inertia and external forces at the centre of rotation of the humeral head. Like in the study of van der Helm (1994), the GHJ stability was computed using two constraints. First, the trajectory of the GH-JRF had to stay inside the glenoid cavity, while the other constraint prevented humeral translation. These constraints were fulfilled by recruiting the appropriate muscles. If the system was not able to find a solution that fulfilled these constraints, the solver returned a



solution with overloaded muscles or an error message. The shape of the constraining area at the glenoid was represented with a circle approximating the real shape of the articular surface. Each node on the contour of this circle contained pushing elements, which were used to compute the GH-JRF (Figure 3.2).

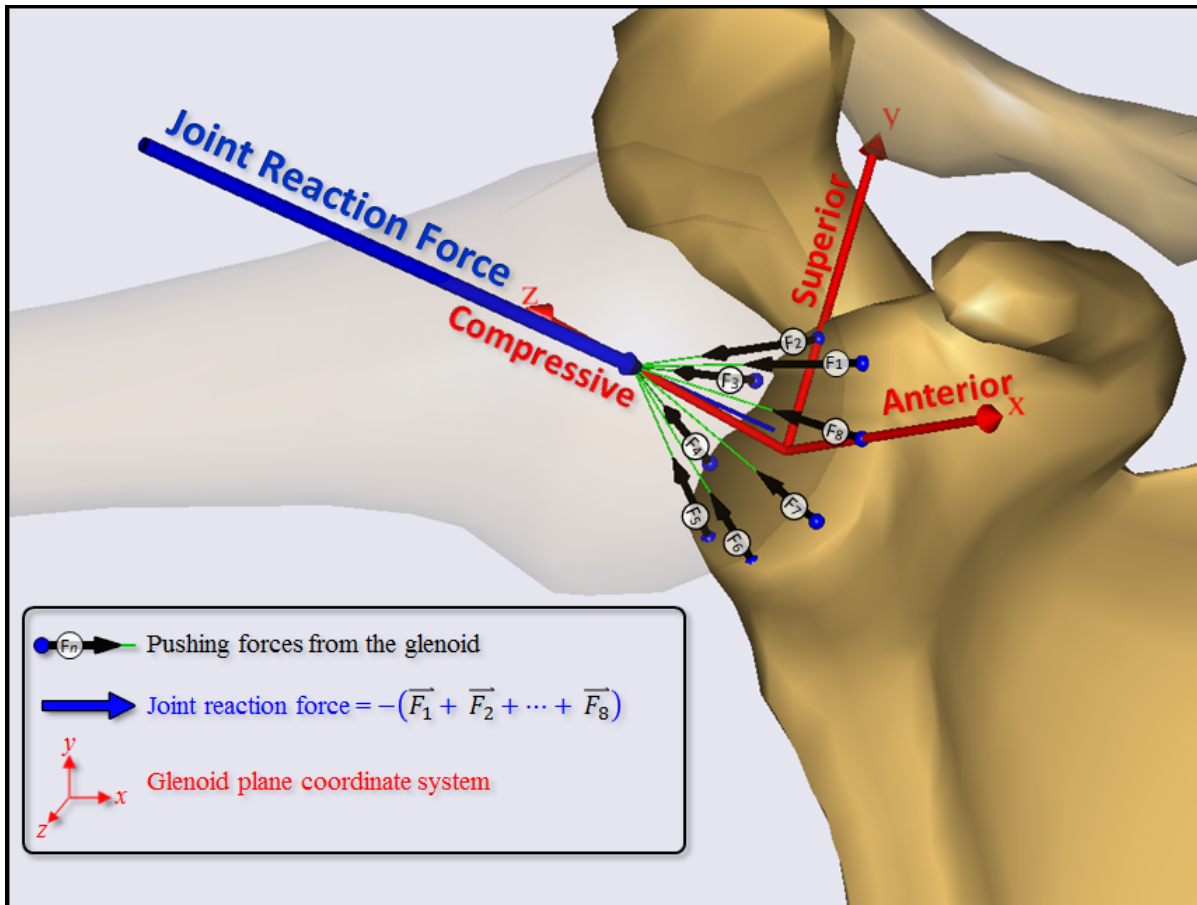


Figure 3.2 Computation of the glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) expressed in the three orthogonal directions of the glenoid reference system. The GH-JRF is the opposite vector of the combined action of eight pushing forces located around the glenoid rim that are normal to the glenoid surface and point towards the centre of the humeral head. These pushing forces ensure that the GH-JRF stays inside the glenoid cavity.

The circle ensured that each pushing force was perpendicular to the articular surface and had a common apex at the centre of rotation of the humeral head. The resulting GH-JRF was expressed in the glenoid coordinate system (Figure 3.2), having an anteroposterior axis (X-axis) and an inferosuperior axis (Y-axis).

3.4.2 Sensitivity study

A ‘*minimum-average-maximum*’ range was used to cover the variability of the medial offset. The corresponding values (0, 7 and 14 mm) were selected after an exhaustive review of anthropometric studies (Walch and Boileau 1992; Ballmer, Sidles et al. 1993; Boileau and Walch 1997; Robertson, Yuan et al. 2000; Aroonjarattham, Jiamwatthanachai et al. 2009). A 2D representation of these offsets in the humeral retroversion plane is shown in Figure 3.3. The average medial offset was considered as a reference from which the minimum and maximum offsets were compared.

For each medial offset, the MA of the muscles was computed. For the middle deltoid, the difference of MA was calculated using Equation 3.1. For the other muscles, only the sign of their MA was used as an indicator of their contribution to arm elevation (agonist [+]
or antagonist [-]). Note that a red and bold sign indicated that the contribution changed when increasing or decreasing the medial offset.

$$MA_{diff}(\%) = \frac{MA_{min\ or\ max} - MA_{ave}}{MA_{ave}} \cdot 100 \quad (3.1)$$

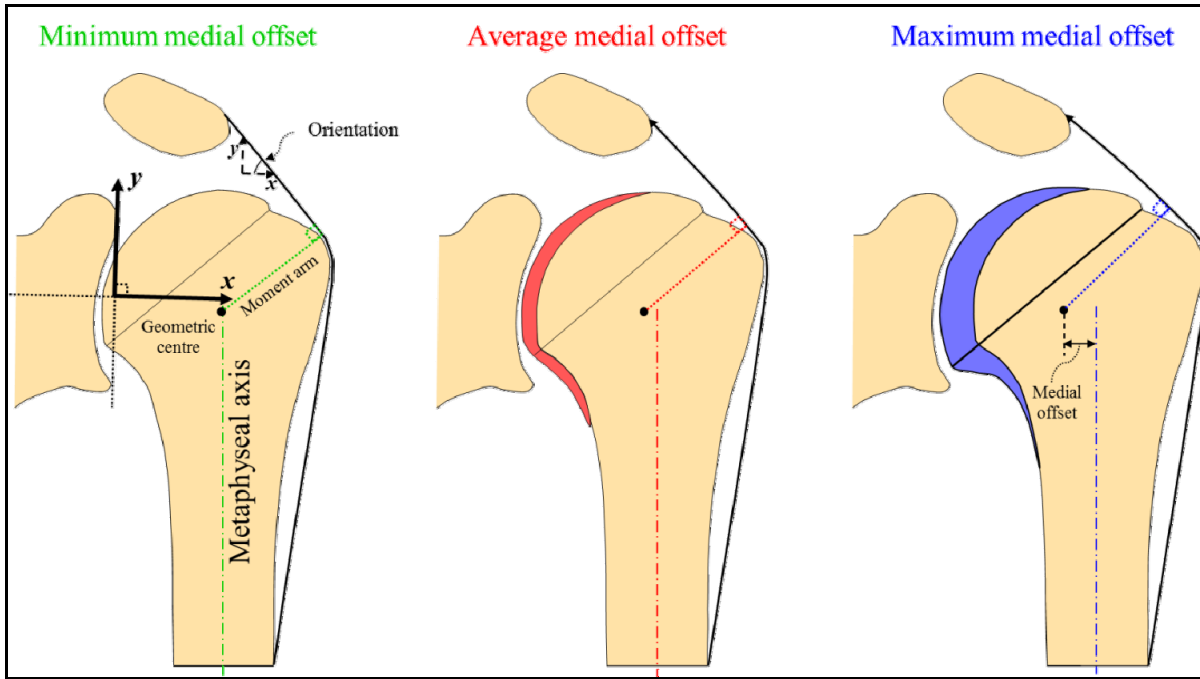


Figure 3.3 Two-dimensional representation of the three medial offsets used in the present study. The medial offset was measured in the retroversion plane of the humerus. Note the lateralization of the humerus when the medial offset is increased.

Muscular activation (Act) was studied with a chart listing the activation of all the muscles that have a significant role during arm elevation (deltoid, subscapularis, supraspinatus, infraspinatus, teres-minor and pectoralis major; Yanagawa, Goodwin et al. (2008)). The order of appearance of fibres logically followed the position of the origins of the deltoid and pectoralis major and the position of the insertions of the rotator cuff muscles. The muscular activations for the minimum and maximum medial offsets, which were computed with respect to the activation of the average medial offset using Equation 3.2, were converted into a colour gradient.

$$Act_{diff}(\%) = (Act_{min\ or\ max} - Act_{ave}) \cdot 100 \quad (3.2)$$

The contribution of each muscle to the glenohumeral destabilising forces was assessed using a *stability ratio* (SR), computed by dividing its tangential components by its compressive component in the glenoid plane (Lippitt, Vanderhooft et al. 1993; Yanagawa, Goodwin et al.

2008). The tangential components in the anteroposterior and inferosuperior directions (F_{AP} and F_{IS}) were both divided by the compressive component (F_C), resulting in an anteroposterior stability ratio ($SR_{AP} = F_{AP}/F_C$) and an inferosuperior stability ratio ($SR_{IS} = F_{IS}/F_C$). These stability ratios were plotted on an XY -graph representing the glenoid plane of Figure 3.2, and showed the trajectory of each force, in addition to its contribution to the destabilising forces. The stability ratio of the GH-JRF was also computed as a measure of the global destabilising forces. A muscle force was qualified as “destabilising” when its trajectory was located outside the constraining circle of the glenoid rim. However, the GH-JRF always stayed inside the glenoid cavity, because of the stability constraint imposed by the model.

An *elevation in the plane of the scapula* was simulated, while referring to the joint coordinate system of the International Society of Biomechanics (de Groot and Brand 2001; Wu, van der Helm et al. 2005). The rotations of the clavicle, scapula and humerus were determined with respect to the local coordinate system of the thorax (Veeger, Yu et al. 1997; de Groot and Brand 2001). The humerus elevation (H_z) was simulated using Equation 3.3. The corresponding constants were computed for an elevation from 0° to 135° performed in 8s, thus neglecting the speed of motion.

$$H_z(t) = A \cdot \sin(\omega t + \varphi) + C \quad (3.3)$$

where

$$A = \frac{3\pi}{8}; \quad \omega = \frac{\pi}{8}; \quad \varphi = -\frac{\pi}{2}; \quad C = \frac{3\pi}{8} \text{ (radians)}$$

Elbow and wrist angles were kept null and the plane of humerus elevation (H_y) was aligned by constraining the wrist to be in the plane of the scapula (top view in Figure 3.1; Veeger, Yu et al. (1997)). The rotations of the clavicle and scapula were determined from the elevation (H_z) and elevation plane (H_y) of the humerus, using regression coefficients from the study of de Groot and Brand (2001). Since this study did not provide any regression coefficient for the clavicular axial rotation, this coefficient was found by iteration. Moreover, no regression coefficient was used for the scapular tilt, since an elliptical contact was simulated between the thorax and the *angulus inferior* anatomical landmark on the scapula.

3.5 Results

Compared to the average medial offset, the minimum medial offset decreased the MA of the middle deltoid by 11%, while the maximum medial offset increased it by 9%. Figure 3.4 shows the differential activation and contribution of each muscle during arm elevation. The minimum medial offset is shown on the left part of the figure, while the maximum medial offset is shown on the right part. First, some antagonist activity was found in multiple fibres regardless of the medial offset. For the minimum medial offset, there were sparse changes in muscular contributions from agonist to antagonist. Moreover, change in muscular activation was noted in almost all muscles. Indeed, while activations of the posterior deltoid and the caudal subscapularis and infraspinatus decreased, those of the middle deltoid, pectoralis major, supraspinatus and the cranial portions of the subscapularis and infraspinatus increased. The influence of the maximum medial offset on the muscular contributions and activations was mostly opposite to that of the minimum medial offset.

Figure 3.5 shows the corresponding stability ratios of the middle deltoid and the GH-JRF. For all the medial offsets, the trajectory of the GH-JRF stayed inside the glenoid cavity and no solution with overloaded muscles or error message was obtained, confirming that conditions for the GHJ stability were fulfilled. An increase in the medial offset decreased the destabilising forces produced by the middle deltoid. Globally, starting from the minimum offset and going towards the maximum offset showed a progressive change in the trajectory of the middle deltoid force, from a superior and destabilising force towards a posterior and non-destabilising force that stayed inside the glenoid cavity. Consequently, the inferosuperior stability ratio of the GH-JRF decreased with a decrease in the middle deltoid destabilising action. No significant change in the stability ratio was observed in the other muscles (rotator cuff group and pectoralis major; not shown in Figure 3.5).

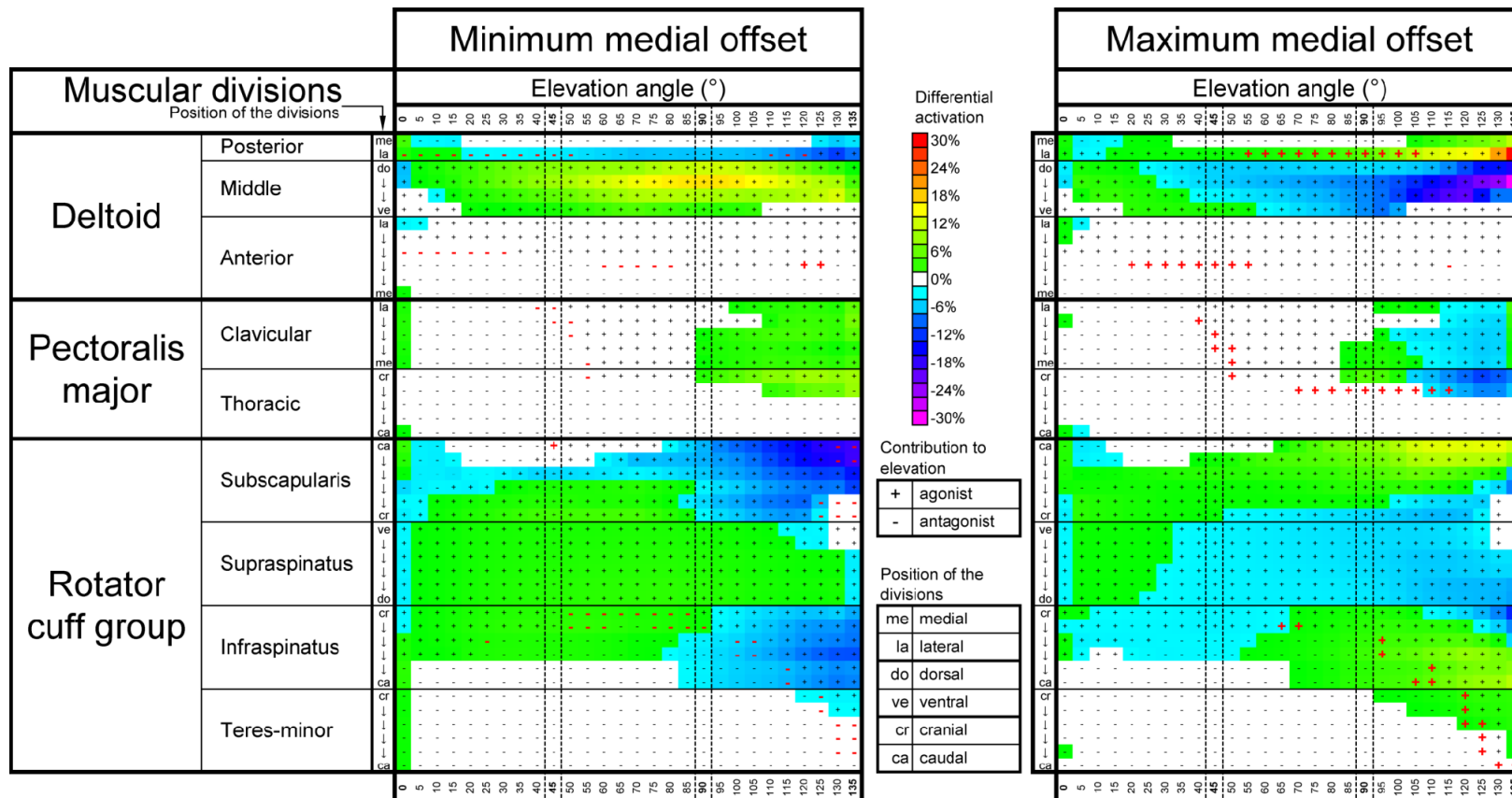


Figure 3.4 Differential muscular activation (background color) for the minimum medial offset (left) and the maximum medial offset (right). The muscular contribution is shown with the signs (+ for agonist; - for antagonist), while the change of contribution is distinguished by a red sign.

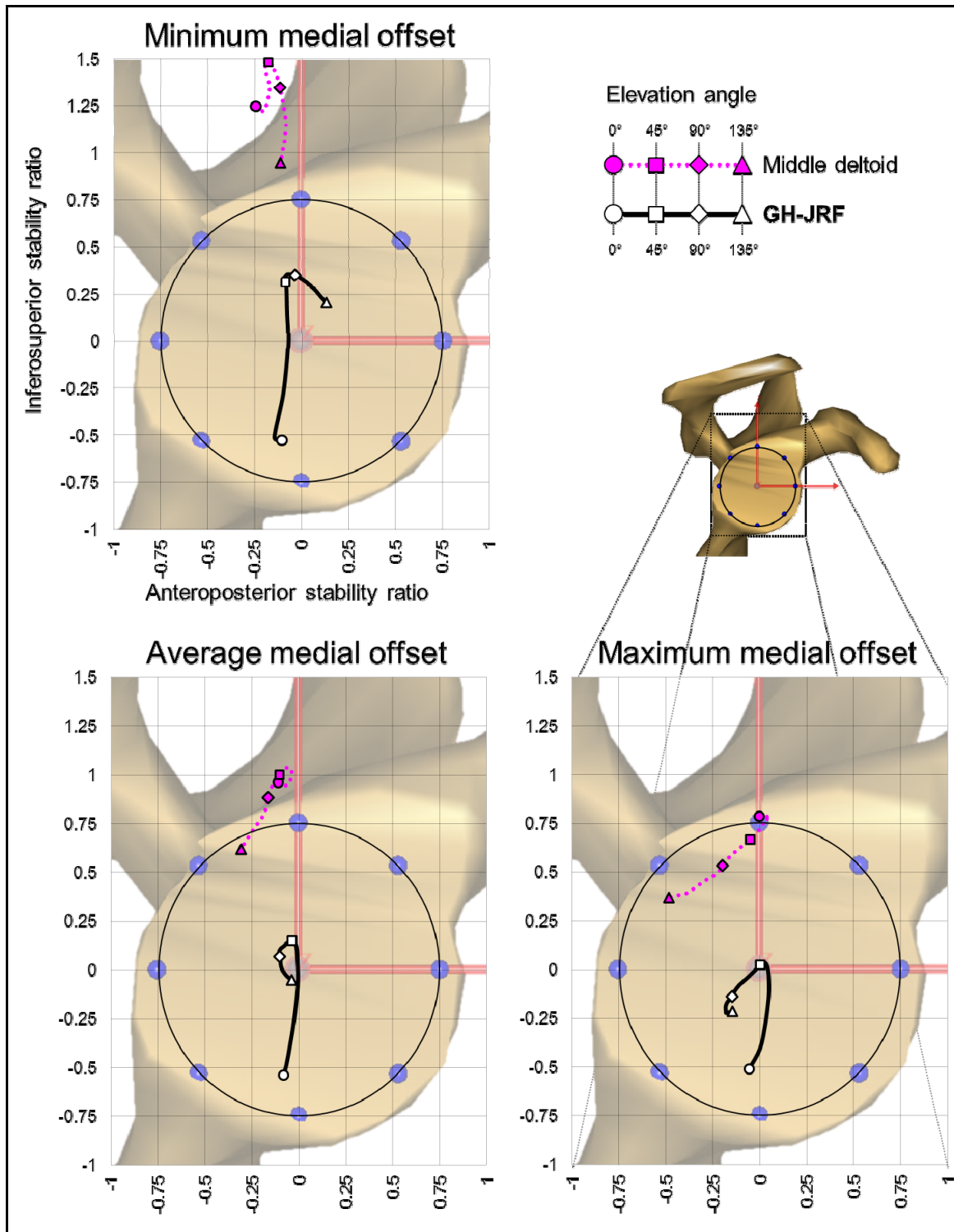


Figure 3.5 Stability ratios of the middle deltoid and the GH-JRF for each medial offset. The arm positions at 0° (○), 45° (□), 90° (◇) and 135° (△) are shown for each trajectory.

3.6 Discussion

The goal of the present study was to assess the influence of the medial offset of the proximal humerus on the glenohumeral destabilising forces during arm elevation in the scapular plane. The results show that a variation of the medial offset modifies the line of action of the middle deltoid, which is strongly solicited during this movement. Consequently, the intensity of its destabilising action significantly changes, without affecting the stabilising action of the rotator cuff muscles. These results thus confirm the hypothesis that the medial offset influences the glenohumeral destabilising forces through changes in muscular contribution.

Before interpreting these results, a comparison of the data obtained with the present model and the literature was done. First, a high correlation was found between estimated muscular activations and electromyographic activations in the study of Wickham et al. (2010). In fact, although the planes of elevation in both studies were not the same (scapular vs. frontal), all activations were inside the standard deviations, except those of the supraspinatus and anterior deltoid. Moreover, the GH-JRF from the AnyBody shoulder model has already been compared with *in vivo* data. In fact, in the study of Rasmussen et al. (2007), the curve shapes of the estimated GH-JRF were comparable to those from the *in vivo* study of Bergmann et al. (2007), but the magnitude was slightly different. Thereafter, the study of Nolte et al. (2008) obtained a closer concordance of the peak GH-JRF while using a muscular condition similar to that of Bergmann et al. (2007). The components of the GH-JRF estimated with the present model partially correlate with the numerical results from the study of Yanagawa et al. (2008). In fact, although the compressive component from both models was similar, there were higher discrepancies for the anteroposterior and inferosuperior (tangential) components. This may be explained by the higher number of muscle fibres used in the present study, which has been shown to be necessary to obtain a more reliable musculoskeletal shoulder model (van der Helm 1994).

The constraints used to ensure the GHJ stability in the AnyBody shoulder model may be partially responsible for the lower supraspinatus activation found in the present study with respect to the electromyographic activation of Wickham et al. (2010). In fact, while one constraint simulates an absence of humeral translation, the other constraint ensures that the GH-JRF stays inside the glenoid cavity. Although these constraints are fulfilled by recruiting the proper muscles, maintaining the GH-JRF inside the glenoid rim may not guarantee a total absence of humeral translation, which may thus underestimate the activity of the rotator cuff (van der Helm 1994). As proposed by van der Helm (1994), this suggestion may be verified by tightening the glenoid constraining area, which would be more concordant with an absence of humeral translation. Applying this additional constraint in the present shoulder model with the average medial offset significantly increased the activation of the rotator cuff muscles. In a future investigation, it would thus be interesting to study the effect of glenohumeral anatomy on the level of activation of the rotator cuff muscles. Indeed, repeated use of these muscles at a high level of activity may lead to their fatigue, which has been clinically associated with rotator cuff tears, alterations of shoulder mechanics and impingement (Fukuda, Hamada et al. 1990; Teyhen, Miller et al. 2008; Royer, Kane et al. 2009).

It is also important to understand that the muscle recruitment criterion strongly influences the obtained results. The AnyBody Modeling System proposes a choice between polynomial criteria of various degrees (1 to ∞), which are directly proportional to the level of muscular synergism (1 = poor synergism; ∞ = very high synergism). A high synergism seems logical when dealing with heavy external loads or with muscular dysfunction, since the shoulder needs all its resources to perform the task (Rasmussen, Damsgaard et al. 2001; Damsgaard, Rasmussen et al. 2006). Moreover, a high synergism is more likely to create muscular co-contraction (antagonist activity), which has been proposed to act as a dynamic mechanism of the GHJ stability (Veeger and van der Helm 2007). In the present study, a simple elevation in the scapular plane was done with an asymptomatic shoulder and no external load. Thus, the quadratic criterion (degree 2) was considered a better strategy, since it favours muscles with

large MAs, and avoids using the full potential of shoulder musculature when it is not necessary. However, the discrepancies between the estimated activations of the present study and activations from the study of Wickham et al. (2010) suggest that the optimal criterion may require more muscular synergism and co-contraction, which may be done by mixing terms of various degrees in the same criterion. To this end, the study of Praagman et al. (2006) proposed to combine a linear term with a quadratic term, while the AnyBody Modeling System proposes criteria that mix terms of various degrees. Such criteria may allow a better estimation of the proper recruitment strategy used by the central nervous system for a given physiological condition.

The present numerical model is now ready to be used to study other movements and anatomical parameters that are clinically more relevant, and also more challenging to simulate. In fact, arm elevation in the plane of the scapula is used in many studies, although elevations in other planes as well as other movements from daily living have shown to produce greater glenohumeral destabilising forces (van der Helm 1994; Bergmann, Graichen et al. 2007; Westerhoff, Graichen et al. 2009). The medial offset was the anatomical parameter chosen because of its influence on the line of action of the middle deltoid. However, other anatomical parameters may have a contribution to the GHJ stability. The glenoid elliptic shape (smaller width compared with height) is an example, which was simplified with a circle in the present shoulder model. Using an elliptic constraining area may thus reveal a higher sensitivity of the destabilising forces in the direction of the minor axis of the ellipse (glenoid width). Ideally, musculoskeletal models should be customised to match patient-specific characteristics, such as anatomy, muscular lines of action and kinematics (Nikooyan, Veeger et al. 2010).

The present findings may be interpreted beyond the consideration of an intact shoulder. For example, it has been found that a prosthesis that does not reproduce the native GHJ anatomy may lead to biomechanical changes (Boileau and Walch 1997; Kelkar, Wang et al. 2001; Takase, Yamamoto et al. 2004; Jeong, Bryan et al. 2009), which are similar to the present

changes obtained while varying the medial offset. In this context, the present findings may be used to predict outcomes of a non-anatomical prosthesis. For clinical conditions in which prosthetic replacement involves muscular dysfunction, such non-anatomical prosthesis may have a significant impact on the shoulder stability, strength and range of motion. The study of Rasmussen et al. (2009) has already shown the promising potential of the AnyBody Modeling System for such investigation.

In addition, the present results might serve to generate new prosthetic concepts or improve existing concepts, such as the reverse prosthesis. Indeed, this prosthesis is known to medialise the line of action of the middle deltoid, thus increasing its proximal pull. Because the reverse prosthesis has a fixed fulcrum, the tangential force becomes a shear force that acts directly on the glenoid component and increases the risk of glenoid loosening (Boileau, Watkinson et al. 2006). Given the present results, this phenomenon may be associated with a decrease in the medial offset, since the deltoid line of action is also medialised. The present study suggests that increasing the medial offset, which lateralises the middle deltoid, may help to reduce the shear forces on the glenoid during the early phase of elevation and may thus decrease the risk of glenoid loosening.

The present study proposes a unique and innovative numerical approach to study the relationship between shoulder stability and anatomy, taking into account the lines of action and activations of muscles, as well as the GH-JRF. Using this musculoskeletal model, the effect of more parameters on shoulder stability should be assessed, in order to better understand the factors leading to shoulder instability.

CHAPITRE 4

ARTICLE 2. MECHANICAL ANALYSIS OF CUFF TEAR ARTHROPATHY DURING MULTIPLANAR ELEVATION WITH THE ANYBODY SHOULDER MODEL

Pierre-Olivier Lemieux¹, Natalia Nuño^{1,2}, Nicola Hagemeister^{1,2}, Patrice Tétreault²

¹ Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, École de technologie supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Département d'Orthopédie, Pavillon Notre-Dame du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), 1560 Sherbrooke-Est, Montréal, Québec, Canada H2L 4M1

Article publié dans la revue « Clinical Biomechanics, Elsevier » en mai 2012

4.1 Résumé

Le deuxième objectif spécifique consiste en l'analyse numérique de l'influence du plan d'élévation et du niveau de friction sur la mécanique de l'ARC. Dans ce travail, un modèle d'ARC encore inexistant dans la littérature est proposé. Ce modèle est construit à partir du modèle de l'épaule saine d'AnyBody. Il simule les trois caractéristiques cliniques les plus communes de l'ARC, soit une RMCR supéro-postérieure, une migration proximale et statique de la tête humérale et un contact entre la tête humérale et la scapula (glénoïde et acromion) avec friction. La mécanique de l'ARC avec et sans friction est ensuite étudiée. Les paramètres analysés sont : la mécanique du deltoïde (longueur de fibre et force optimale (*strength*)), les forces de contacts (glénohumérale et acromiohumérale), le moment de friction et l'angle d'élévation maximal. L'étude permet de montrer que le plan d'élévation influence la fonction de l'épaule atteinte d'ARC, mais que la friction de contact et la perte d'efficacité du deltoïde ont un rôle déterminant dans la piètre fonction associée à l'ARC. Cette étude démontre également que le logiciel AnyBody permet l'analyse biomécanique de pathologies complexes.

4.2 Abstract

Background: this numerical study analysed the mechanics of the cuff tear arthropathy with the AnyBody shoulder model.

Methods: the model simulated three frequent characteristics of cuff tear arthropathy: A supero-posterior massive rotator cuff tear, a proximal and static migration of the humeral head, and a contact between the humeral head and the scapula (glenoid & acromion) with friction. The mechanics of the cuff tear arthropathy with and without friction were studied by analysing: the mechanics of the deltoid (i.e. length and strength), the gleno-humeral and acromio-humeral contact forces, the friction moment, and the maximum elevation angle. Elevations in the frontal, scapular and sagittal planes were simulated.

Findings: compared to an intact condition, the cuff tear arthropathy model without friction estimated a deltoid strength of -18% (frontal = -13 %, scapular = -17 %, sagittal = -25 %), a gleno-humeral contact force of -34 % (frontal = -60 %, scapular = -46 %, sagittal = +5 %), estimated an acromio-humeral contact force of 240 N (frontal = 213 N, scapular = 184 N, sagittal = 324 N) and a maximum elevation angle of 77° (frontal = 80°, scapular = 87°, sagittal = 65°). Contact friction enhanced this behaviour, decreasing even more the gleno-humeral contact force and the maximum elevation angle, while increasing the acromio-humeral contact force.

Interpretation: this novel cuff tear arthropathy model suggests that friction and plane of elevation greatly influence the mechanics of the shoulder with cuff tear arthropathy. It also shows that the AnyBody simulation tool may be useful to study musculoskeletal pathologies and not only normal conditions.

Keywords: cuff tear arthropathy, multiplanar elevation, AnyBody shoulder model.

4.3 Introduction

Cuff tear arthropathy (CTA) is a complex shoulder pathology with three major characteristics frequently observed: a long-standing and irreparable massive rotator cuff tear (MRCT), a superior migration of the humeral head with contact against the acromion, and arthritis due to progressive cartilage destruction (Ecklund, Lee et al. 2007). However, the influence of each of these characteristics on shoulder function remains unclear. The Seebauer's classification separates CTA into four distinct types (IA, IB, IIA and IIB) (Visotsky, Basamania et al. 2004). Each type is characterised by a MRCT, a distinctive level of joint instability, humeral head translation, and articular surface erosion (Visotsky, Basamania et al. 2004). The type IIA has an intact coracoacromial arch, which prevents excessive proximal migration of the humeral head and allows for sufficient pivoting (fulcrum) of the humeral head during arm elevation. A stable fulcrum has shown to be necessary for proper shoulder function (De Wilde, Audenaert et al. 2004). Moreover, CTA of type IIA can also be characterised by a superomedial erosion of the glenoid, an acetabularisation of the coracoacromial arch and a femoralisation of the humeral head (Visotsky, Basamania et al. 2004). Ultimately, the destruction of the cartilage results in a non-physiological and non-congruent joint with friction higher than normal. Recently, the study of (Bergmann, Graichen et al. 2011) proposed that a friction coefficient up to 0.2 and a friction moment up to almost 0.3 % BW*m could be present when using an instrumented humeral prosthesis, which articulated with a native glenoid. However, no acromio-humeral contact was involved in this study. Therefore, we believe that CTA involves a higher friction coefficient and induces a higher friction moment, since the contact area that induces friction is increased by the acromio-humeral contact. To date, information regarding the friction conditions of a CTA shoulder is strongly lacking.

The superior migration of the humeral head also shortens the deltoid, which affects its length-tension relationship and decreases its performance (De Wilde, Audenaert et al. 2004; Rockwood, Matsen et al. 2009). However, because deltoid shortening associated with CTA

has not been quantified, the impact of this change of muscular properties on shoulder function remains unclear. While it has been shown that a moderate deltoid elongation at rest (10%) can improve the performance of this muscle during elevation in the scapular plane (De Wilde, Audenaert et al. 2002), a deltoid shortening occurring in case of a CTA may produce an opposite effect. The AnyBody simulation tool has already proven to be useful to quantify such change of muscular properties (Rasmussen, Carbes et al. 2009; Lemieux, Hagemeister et al. 2012).

The goal of the present study was to numerically analyse the mechanics of CTA by simulating elevations in the frontal, scapular and sagittal planes with our AnyBody CTA shoulder model. We analysed the impact of the CTA on the mechanics of the deltoid (length vs. strength) by comparing the intact model with the CTA model. We also simulated different friction coefficient to study the effect of friction on the mechanics of the CTA.

4.4 Materials & methods

4.4.1 Intact shoulder model

The AnyBody shoulder model (software version 5.1, repository v.1.3.1) was used in the present study. A brief description of this model is provided in this paragraph but a more detailed description can be found in the literature (Damsgaard, Rasmussen et al. 2006; Lemieux, Hagemeister et al. 2012). In summary, this model has been created to numerically reproduce an intact shoulder and is based on data and modelling assumptions of the Dutch shoulder group (Veeger, Van Der Helm et al. 1991; van der Helm, Veeger et al. 1992; van der Helm 1994; Damsgaard, Rasmussen et al. 2006). It represents an average European male (50th percentile) weighing 75 kg and measuring 1.80 m. The model also simulates 118 musculo-tendinous units, with the same number of fibres per muscle than in the study of van der Helm (1994): 12 for the deltoid, six for the subscapularis, six for the infraspinatus, six for the supraspinatus, six for the teres-minor, and ten for the pectoralis major. Each fibre has at

least one origin and one insertion. In addition, muscles such as the deltoid have via-points and/or surfaces on which they can wrap over (cylinder, sphere or ellipsoid). The path and length of each musculotendinous unit is estimated with the method described in Rasmussen, Vondrak et al. (2002), while the moment arm is computed with the tendon excursion method (An, Takahashi et al. 1984; Pandy 2001). The AnyBody simulation tool uses inverse dynamics analysis along with numerical methods of musculoskeletal simulation and optimisation, in order to estimate muscle and contact forces based on a prescribed movement. The system is equipped with a Hill model adapted for inverse dynamic analysis (Damsgaard, Rasmussen et al. 2006). With this model, each muscle fibre can exert a maximum force when it is stretched at its optimal length. This maximum muscle force is referred as the “*muscle strength*”. Muscular activation at the level of each fibre is computed by dividing its exerted force by its strength. Computation of muscular activation is performed with an optimisation criterion that tries to minimise energy consumption and reflects a specific level of muscular synergism (Damsgaard, Rasmussen et al. 2006). Based on a previous work (Lemieux, Hagemester et al. 2012), the present intact model has been equipped with a min/max criterion coupled with an auxiliary quadratic criterion.

Arm elevation from 15° to 150° was simulated in the frontal, scapular and sagittal planes using a wall oriented at 0° , 40° and 90° respectively (Ludewig, Phadke et al. 2009). Joint rotations were measured with the coordinate systems defined by the ISB (Wu, van der Helm et al. 2005). The arm was placed in the desired plane by constraining the hand to touch the wall in a full-can position, while keeping the wrist in full supination. Clavicular and scapular rotations were based on the thoraco-humeral rotations, using first order regression coefficients from the study of (de Groot and Brand 2001). A permanent contact between the angulus inferior landmark of the scapula and the thorax was also simulated. Further details are available in the study of (Lemieux, Hagemester et al. 2012). At the gleno-humeral joint, the resultant force was constrained to stay inside the glenoid cavity and humeral head translation was prescribed to stay null. Finally, this intact shoulder model did not simulate a contact between the glenoid and the humeral head.

4.4.2 CTA shoulder model

To simulate the CTA condition, the intact shoulder model was modified by adding three conditions: a massive rotator cuff tear, a contact between the humeral head and acromion (in addition to the gleno-humeral contact) involving a static and stable proximal migration of the humeral head, and a modified muscular optimisation criterion. These different modifications are detailed below.

4.4.2.1 Simulation of the massive rotator cuff tear

A postero-superior MRCT was simulated, considered as the most common MRCT pattern (Bedi, Dines et al. 2010). Based on the literature and clinical observations of the orthopaedic surgeon (co-author), the whole supraspinatus, the whole infraspinatus and the upper two-third of the subscapularis (four fibres out of six) were removed from the model.(Bedi, Dines et al. 2010). The teres-minor was not removed, since this muscle is not torn in more than 90% of rotator cuff tears (Melis, Defranco et al. 2011).

4.4.2.2 Simulation of acromio-humeral and gleno-humeral contacts

The main contribution of this work was to create a CTA model that considered a contact between the humerus and the scapula, more precisely at the acromio-humeral and gleno-humeral joints. In fact, a CTA of type IIA of the Seebauer classification (Visotsky, Basamania et al. 2004) was achieved by simulating a static and stable proximal migration of the humeral head and a pattern of contact involving the humeral head, the superior portion of the glenoid and the infero-lateral part of the acromion (Figure 4.1). Based on this pattern, sixteen and twenty-five contact nodes were placed on the glenoid and acromion, respectively (Figure 4.1B). In order to achieve this level of migration, the humeral head (radius of 27 mm) of the AnyBody shoulder model was migrated 16 mm superiorly and 8 mm medially from the

centre of rotation of the glenohumeral joint. The corresponding penetrations resulted in glenohumeral and acromioclavicular contact areas of 370 mm² and 526 mm², respectively.

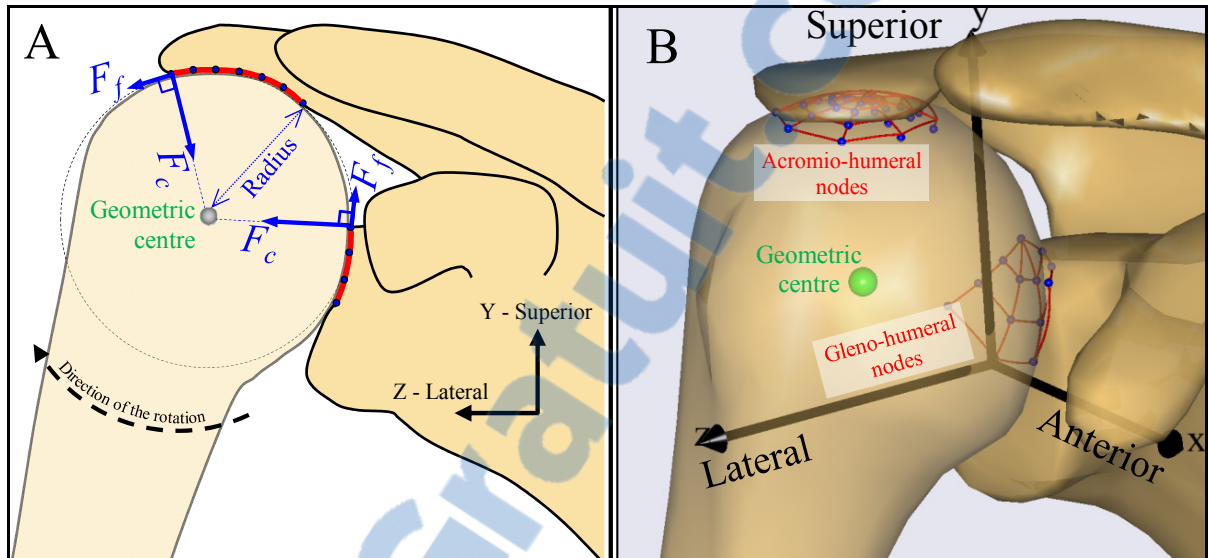


Figure 4.1 (A) Simplified sketch showing the simulation of a CTA of type IIA (Seebauer's classification) with the contact force (F_c) and friction force (F_f). These forces are shown at only one node on the glenoid and at the acromion to improve visibility but are computed at each node in the CTA model; (B) 3D view of the contacts surfaces added in the AnyBody shoulder model, in order to simulate CTA. The contact nodes are shown in blue and muscles are hidden to improve visibility.

Unlike the intact model, the CTA model did not use the constraint that forced the glenohumeral resultant force to stay inside the glenoid cavity. Instead, an additional algorithm called the "Force dependent kinematics" (FDK) was used along with the inverse dynamic method to estimate the penetration of the humeral head in the glenoid and acromion. For each time increment, this algorithm iteratively found a stable position of the humeral head that involved a null translational velocity and a null translational acceleration. The estimated penetration of the humeral head in the glenoid and acromion contact nodes was then used to compute the contact forces. In fact, at each node, a contact force (F_c) normal to the surface (Figure 4.1A) was defined as the product of the penetration of the humeral head in the node (Δd) by a compressive stiffness (k) ($F_c = k \cdot \Delta d$). A constant spring stiffness of

250 N/mm was used, allowing an optimal convergence of the solution without too much bone-in-bone penetration (< 0.25 mm). The gleno-humeral contact force (GHCF) was the vector sum of the 16 contact forces (F_c) on the glenoid nodes (n_g) ($GHCF = \sum n_g F_c$ for $n_g = 1..16$). Similarly, the acromio-humeral contact force (AHCF) was the sum of the 25 contact forces on the acromion nodes (n_a) ($AHCF = \sum n_a F_c$ for $n_a = 1..25$). The present study neither reproduced the eroded contact surfaces nor the impingement between the humeral greater tuberosity and acromion. Instead of the eroded surfaces, a friction force (F_f), which was tangent to the surface and opposed to the movement, was defined at each node as the product of the contact force by a friction coefficient (μ) ($F_f = F_c \cdot \mu$). The value of the friction coefficient (μ) varied from 0.15 to 0.6 (see section 4.4.4). The net friction moment (M_f) was the product of the humeral head radius (r) by the scalar sum of all friction forces ($M_f = r \cdot \sum F_f$).

4.4.2.3 Adjustment of the muscular optimisation criterion

The muscular optimisation criterion of the CTA model was slightly different from that of the intact model (quadratic criterion). Indeed, the CTA model used a *pure min/max optimisation criterion*, which maximised the muscle synergism of the system (Rasmussen, Damsgaard et al. 2001). In other words, the system was allowed to use all its muscular resources to overcome the CTA and elevate the arm as high as possible. Accordingly, the “maximum elevation angle” was chosen as the elevation position at which the activation in the most solicited muscle was greater than 100%, which indicated that the physiological limit of the simulated shoulder had been reached.

4.4.3 Shoulder mechanics: intact vs. CTA (no friction)

A first analysis (kinematic) was performed to assess the influence of the static migration of the humerus on the mechanics of the deltoid. In this analysis, the length and strength of the deltoid were estimated for the three prescribed elevations (frontal, scapular and sagittal), using the intact model and the CTA model without friction. The deltoid length was computed as the average of the length of its twelve fibres, also averaged for the entire range of movement. The deltoid strength was computed as the sum of the strength of its twelve fibres, also averaged for the entire range of movement. In a second analysis (inverse dynamics), the mechanics of the CTA was assessed by analysing muscular activation, the peak friction moment and the peak contact forces (GHCF and AHCF). For the CTA model, the peak forces and moments corresponded to those occurring at the maximum elevation angle.

4.4.4 Shoulder mechanics: effect of friction in the CTA model

The effect of contact friction on the mechanics of CTA was assessed by using different friction coefficients (μ). First, a coefficient of $\mu = 0.15$ was used to reproduce friction that occurs between a humeral prosthesis in contact with the native glenoid bone (Bergmann, Graichen et al. 2011). Moreover, a coefficient of $\mu = 0.6$ was used to simulate a cortical bone on spongy bone contact without cartilage (Büchler, Ramaniraka et al. 2002). Finally, a coefficient of $\mu = 0.3$ was used as an average coefficient between an absence of friction ($\mu = 0$) and the maximum friction condition ($\mu = 0.6$).

4.5 Results

For all the simulated conditions (including friction), the most activated muscle was always the deltoid. For the rest of the paper, the maximal elevation angle thus refers to a saturation of this muscle.

4.5.1 Shoulder mechanics: intact vs. CTA (no friction)

The proximal migration of the humerus shortened the deltoid by 8% on average, regardless of the elevation plane. Figure 4.2 shows the deltoid strength for both the intact model and the CTA model and for each elevation plane.

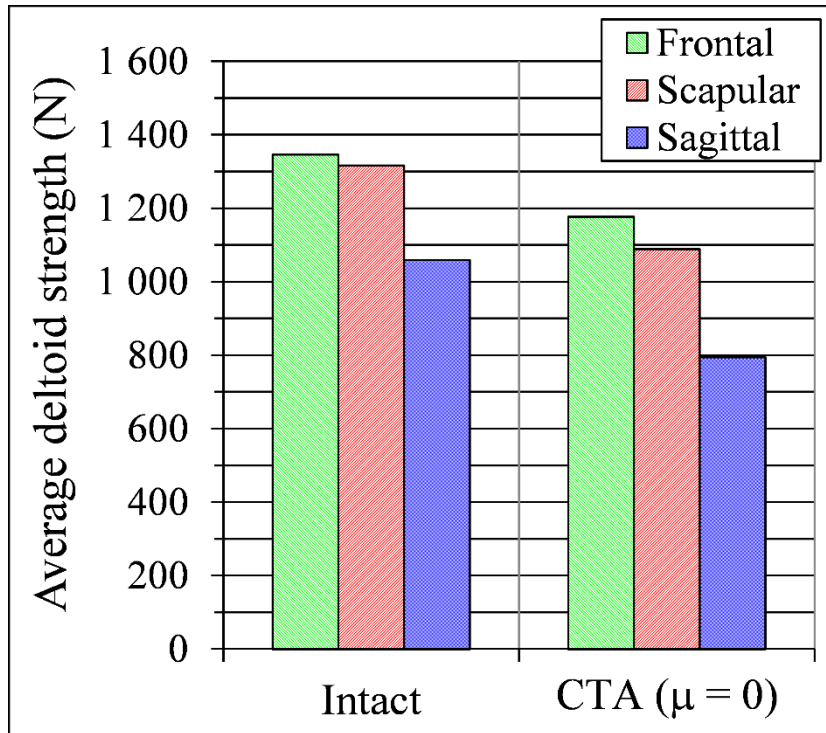


Figure 4.2 Average deltoid strength over the entire range of movement for each elevation plane. The intact model is compared to the CTA model with no friction ($\mu = 0$).

The CTA model showed a deltoid strength decreased by 13 % during frontal elevation (intact = 1346 N, CTA = 1177 N), by 17 % during scapular elevation, and by 25 % during sagittal elevation. For the contact forces, Figure 4.3 shows the peak GHCF and AHCF obtained with the intact and the CTA model with no friction for each elevation plane.

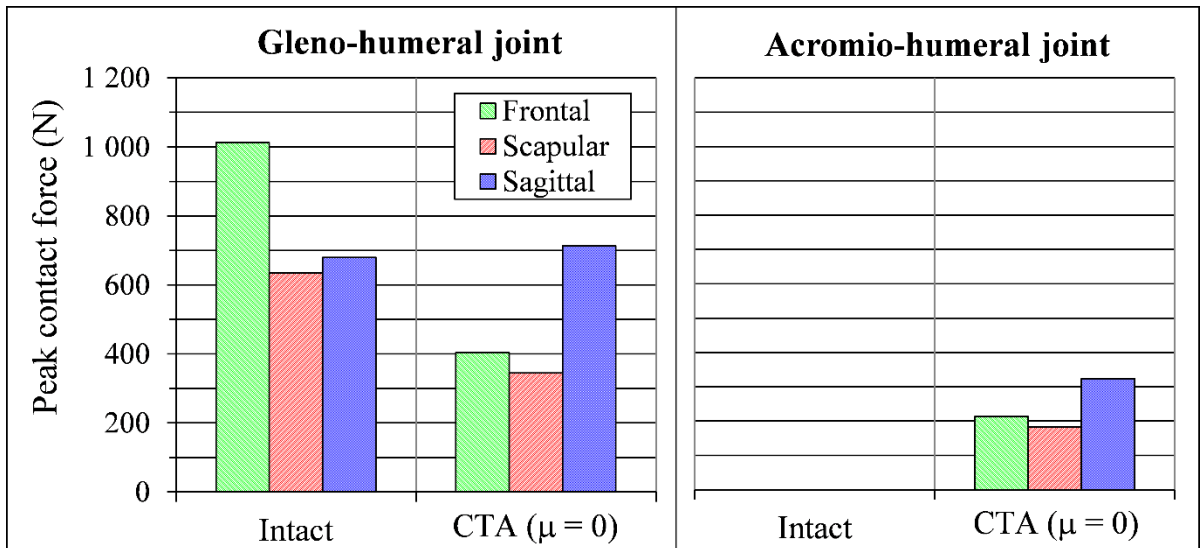


Figure 4.3 Peak contact forces at the gleno-humeral joint (left) and the acromio-humeral joint (right) for the intact and the CTA model with no friction ($\mu = 0$) and each elevation plane

The peak GHCF of the CTA model decreased by 60% during frontal elevation, decreased by 46% during scapular elevation, and increased by 5% during sagittal elevation. The simulation of an acromio-humeral contact in the CTA model showed a peak AHCF of 213 N, 184 N and 324 N in the frontal, scapular and sagittal planes respectively. These values roughly corresponded to 50% of the GHCF (Figure 4.3). The maximum elevation angle obtained with the intact model was 150° for all the elevation planes. As expected, the proximal migration of the humeral head and the MRCT significantly decreased the maximum elevation angle to an average value of 77° (frontal: 80° , scapular: 87° , sagittal: 65°).

4.5.2 Shoulder mechanics: CTA with friction ($\mu = 0.15, 0.3, 0.6$)

The peak friction moment as a function of the friction coefficient for each elevation plane is shown in Figure 4.4.

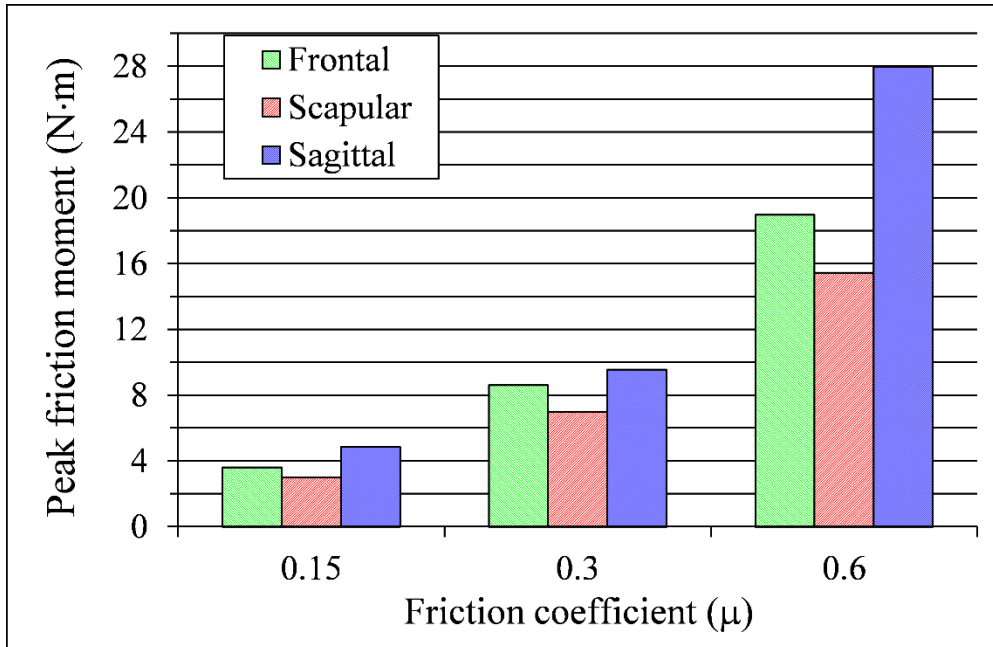


Figure 4.4 Peak friction moment for each friction coefficient (μ) and elevation plane

Using a friction coefficient of $\mu = 0.15$ created a peak friction moment around 4 N*m. Doubling the friction coefficient to 0.3 obviously doubled the peak friction moment. Using the maximum friction coefficient ($\mu = 0.6$) produced a peak friction moment between 4 and 7 times higher than that observed with the friction coefficient of $\mu = 0.15$, depending on the elevation plane. Figure 4.5 shows the contact forces at the gleno-humeral and acromio-humeral joints for each friction coefficient and elevation plane.

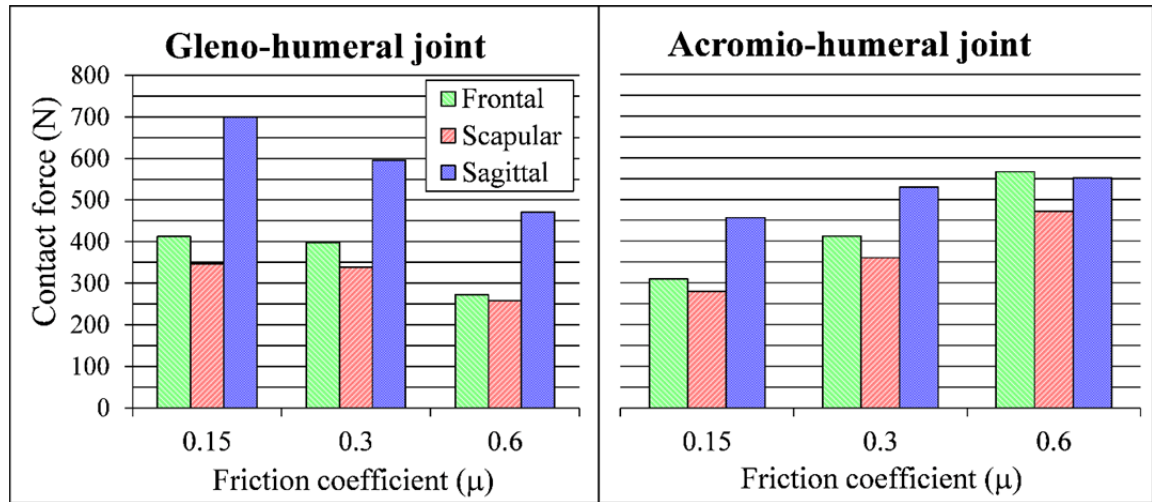


Figure 4.5 Peak contact forces at the gleno-humeral joint (left) and acromio-humeral joint (right) for each friction coefficient and elevation plane

Increasing the friction coefficient decreased the GHCF while increasing the AHCF. The GHCF was also particularly higher during sagittal elevation, compared to other planes. Figure 4.6 shows the maximum elevation angle for each friction coefficient (μ) and elevation plane.

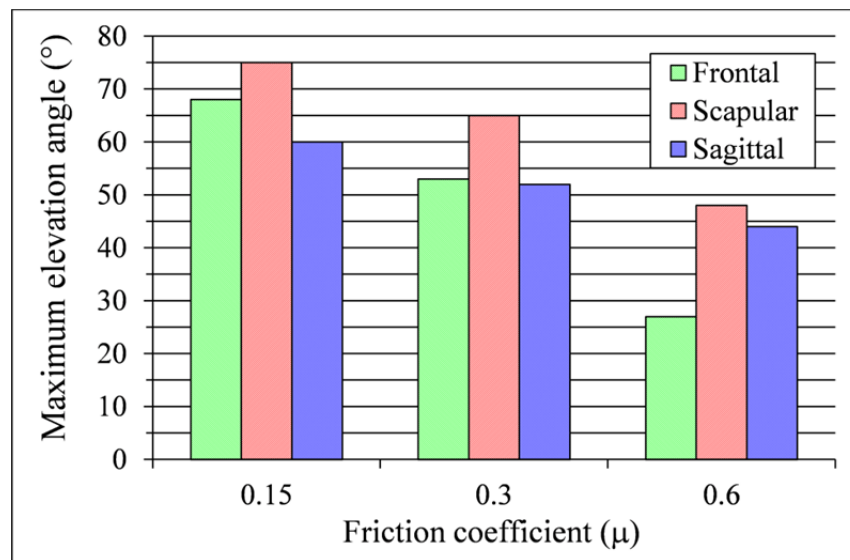


Figure 4.6 Maximum elevation angle for each friction coefficient and elevation plane

The friction coefficient of $\mu = 0.15$ showed a maximum elevation angle of 68° (average of the 3 elevation planes), while the friction coefficients of $\mu = 0.3$ and $\mu = 0.6$ showed averaged maximum elevation angles of 57° and 40° , respectively. Increasing the friction coefficient decreased the maximum elevation angle particularly during frontal elevation (27° with $\mu = 0.6$).

4.6 Discussion

The goal of the present work was to study the mechanics of cuff tear arthropathy (CTA) with the use of the AnyBody simulation tool. Our CTA model simulated a massive rotator cuff tear, a static proximal migration of the humerus, and contact friction, which is clinically associated with incongruent articular surfaces. The mechanics observed with the CTA model seems to be in accordance with clinical observations (Rockwood, Matsen et al. 2009). In fact, the CTA model predicted that the superior migration of the humeral head decreases the deltoid strength. Since this muscle was the only abductor muscle remaining after the MRCT, it had to produce a higher force to elevate the arm. Thus, the decrease of deltoid strength and the increase of the deltoid activity lead to an early saturation of the deltoid (activation $> 100\%$) before the arm could raise the horizontal level. Moreover, for all the elevation planes, less GHCF was estimated with the CTA model (Figure 4.3) which was caused by a lack of rotator cuff stabilising and compressive action. Finally, a higher AHCF was found and was mainly due to the increased force from the deltoid acting in the direction of the acromion.

When friction between the contact surfaces was simulated, the model estimated that the friction moment increased even more the force that the deltoid must produce. As a result, higher contact forces were estimated by the CTA model, especially at the acromio-humeral joint (Figure 4.5). These higher contact forces directly induced more friction force and moment. Increasing the friction coefficient (μ) enhanced this behaviour by soliciting the deltoid and decreasing maximum elevation even more. This situation appeared analogous to

the poor active range of motion (pseudo-paralysis) seen in clinical practice (Rockwood, Matsen et al. 2009). The increased solicitation of the acromion in this condition is also in accordance with the clinically observed progressive destruction of the coracoacromial arch when the CTA progresses towards a more advanced stage of CTA (e.g. type IIB) (Visotsky, Basamania et al. 2004).

A comparison of the present results with the literature is difficult given the lack of study that reproduced CTA conditions. With similar friction conditions (prosthesis on glenoid bone; $\mu = 0.15$) and elevation plane (frontal), the maximum angle reached in the in-vivo study of (Bergmann, Graichen et al. 2007) is slightly higher (75°) than that reached in the present study (68°). However, the patient in this study had a minor supraspinatus deficiency and no acromio-humeral contact, whereas the present model simulated a MRCT and an acromio-humeral contact. Comparatively, the cadaveric study of (Hansen, Otis et al. 2008) reproduced a MRCT and found a maximum scapular elevation of 80° . However, their study has different tear sizes and tear patterns that must also be accounted for. In the study of (Bergmann, Graichen et al. 2011), a friction coefficient of 0.1 was associated with a friction moment near $0.3 \%BW \cdot m$. In comparison, using the body weight of the AnyBody specimen (750 N), the present CTA model estimated that a friction coefficient of 0.15 produces a friction moment near $0.6 \%BW \cdot m$. This discrepancy may be explained by the fact that the study of (Bergmann, Graichen et al. 2011) did not involve an acromio-humeral contact which, as observed in the present study, strongly contributes to the friction moment. Also, the study of (Bergmann, Graichen et al. 2011) used a different type of analysis (in-vivo) and tear pattern (supraspinatus tear). The results from the present study show that during elevation in the frontal plane, a friction condition of $\mu = 0.15$ (humerus prosthesis on native glenoid bone) produces a saturation of the deltoid at 68° . This angle represents an increase of 41° when compared to the most critical friction situation (cortical on spongy bone) (27° with $\mu = 0.6$). This increased range of motion follows the rationale of the CTA head prosthesis (DePuy Orthopaedics, Warsaw, U.S.) for the treatment of CTA of type IIA. In fact, this prosthesis has an extended articulating surface that theoretically provides an increased surface area but

also reduces the friction at the gleno-humeral and acromio-humeral joints, in an attempt to improve the contact conditions (Feeley, Gallo et al. 2009; Rockwood, Matsen et al. 2009).

Some aspects of the present study require a deeper consideration. First, the glenoid and acromion contact surfaces were created to simulate a CTA of type IIA of the Seebauer classification, which provides a stable and static superior fulcrum because of the additional acromio-humeral contact (Visotsky, Basamania et al. 2004). This choice was based on previous studies, which highlighted the importance of this stable fulcrum to preserve a functional shoulder (De Wilde, Audenaert et al. 2004; Rockwood, Matsen et al. 2009; Bedi, Dines et al. 2010). Other types of CTA may result in different pathomechanics that should also be studied. Moreover, the present CTA model recruited the remaining portion of the rotator cuff during the movement (lower third of subscapularis and whole teres-minor). Recent studies proposed that the size and pattern of rotator cuff tears may influence the level of impairment (Adams, Baldwin et al. 2007; Hansen, Otis et al. 2008; Rockwood, Matsen et al. 2009; Steenbrink, de Groot et al. 2009; Bedi, Dines et al. 2010; Tetreault, Levasseur et al. 2011). Thus, the present CTA model should be used to perform sensitivity studies on the size and pattern of rotator cuff tears. Also, our model did not consider the increased contribution of scapula-thoracic lateral rotation to overall shoulder motion, which has been observed on patients with rotator cuff tears (Ludewig, Phadke et al. 2009; Scibek, Carpenter et al. 2009). This modified shoulder kinematic is believed to improve the length-tension relationships of muscles including the deltoid, which may further limit the loss of shoulder strength (Scibek, Carpenter et al. 2009).

Our CTA shoulder demonstrated that proximal migration of the humeral head have a strong impact on shoulder function, but also revealed that friction occurring at the articular surfaces was most likely responsible for the poor range of motion. We found the AnyBody simulation software to be a useful and promising tool for the representation and understanding of musculoskeletal disorders.

CHAPITRE 5

ARTICLE 3. INFLUENCE OF PROSTHETIC HUMERAL HEAD SIZE AND MEDIAL OFFSET ON SHOULDER MECHANICS IN THE CONTEXT OF CUFF TEAR ARTHROPATHY: A NUMERICAL STUDY

Pierre-Olivier Lemieux¹, Patrice Tétreault², Nicola Hagemeister^{1,2}, Natalia Nuño^{1,2}

¹ Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, École de technologie supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Département d'Orthopédie, Pavillon Notre-Dame du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), 1560 Sherbrooke-Est, Montréal, Québec, Canada H2L 4M1

Article accepté dans la revue « Journal of Biomechanics, Elsevier » en juin 2012

5.1 Résumé

Le troisième objectif spécifique consiste en l'analyse numérique de l'influence d'un déport médial élevé jumelé à une tête humérale prothétique surdimensionnée sur la mécanique de l'ARC. Cette étude met ainsi à contribution le modèle d'ARC proposé dans l'article 2 dans le contexte de l'hémiarthroplastie. Cette fois, une comparaison est réalisée entre le modèle d'ARC sans prothèse (coefficient de friction de 0.3) et trois géométries de tête humérale prothétique simulées dans le modèle (coefficient de friction de 0.15), soit une tête anatomique, une tête surdimensionnée et une tête surdimensionnée avec déport médial élevé. Ces différentes comparaisons permettent de distinguer l'influence de chaque paramètre (friction et géométrie) sur la fonction de l'épaule atteinte d'ARC. Les paramètres étudiés sont : le bras de levier, la force maximale (*strength*) et la force appliquée par le deltoïde moyen ; les forces de contact (glénohumérale et acromiohumérale) et l'élévation maximale. Cette étude suggère que le déport médial élevé jumelé à une tête humérale prothétique surdimensionnée diminue la force de contact acromiohumérale et augmente l'amplitude de mouvement de manière plus prononcée que la tête humérale prothétique surdimensionnée.

5.2 Abstract

This numerical study assessed the influence of an oversized humeral hemiprosthesis with a larger medial offset (MO) on the mechanics of the shoulder with cuff tear arthropathy (CTA). Shoulder elevation in the scapular plane was performed, while a CTA was simulated: a massive rotator cuff tear, a proximal and static migration of the humeral head, and two contacts with friction (gleno-humeral and acromio-humeral). The CTA model without prosthesis (friction coefficient of 0.3) was first used as a reference model. Thereafter, three humeral head prosthetic geometries (friction coefficient of 0.15) were evaluated: “anatomical” head, “oversized” head, and “oversized with large MO” head. The mechanics of the middle deltoid (i.e. moment arm, applied force and strength), the contact forces and the range of motion were studied. The “anatomical” head, with which friction was reduced by half, decreased the middle deltoid force (25%) and the contact forces (glenoid: 7%; acromion: 25%), and increased the range of motion from 41 to 54°. The “oversized” head increased the moment arm (15%) and strength (13%) of the middle deltoid, which further decreased the deltoid force (7%) and the contact forces (glenoid: 7%; acromion: 17%), and increased the range of motion from 54° to 69°. The “oversized with large MO” head further increased the moment arm (3.1%), which further decreased the deltoid force (5%) and the acromio-humeral contact force (12%), and increased the range of motion from 69° to 84°. The results suggest that increasing the MO and oversizing the hemiprosthesis head improves the deltoid mechanics, reduces acromial sollicitation and restores elevation up to almost 90°.

Keywords: cuff tear arthropathy, humeral prosthetic geometry, AnyBody shoulder model.

5.3 Introduction

Cuff tear arthropathy (CTA) is a shoulder pathology often associated with severe pain and poor range of motion. CTA is characterized by an irreparable massive rotator cuff tear (MRCT), a permanent (static) superior migration of the humeral head which ultimately, as a

consequence of non-physiological articular contacts (gleno-humeral and acromio-humeral), ends with destruction of the shoulder articular cartilage (Rockwood, Matsen et al. 2009). The MRCT generally involves a complete tear of the supraspinatus and infraspinatus and often the upper edge of the subscapularis (Bedi, Dines et al. 2010). CTA can be treated with a CTA hemiarthroplasty (*Global Advantage CTA head*®, DePuy Orthopaedics, Warsaw, US), which has an extended articular surface coverage over the greater tuberosity (Rockwood, Matsen et al. 2009). Although the CTA hemiarthroplasty generally improves patients shoulder condition, its efficiency in improving shoulder function remains to be proven (Bedi, Dines et al. 2010). Previous reports have shown that different types of hemiarthroplasty for the treatment of CTA have limited and variable clinical outcome. Some patients can recover full active elevation whereas some others stay highly impaired (Rockwood, Matsen et al. 2009). Several attempts have been made to modify the prosthesis geometry, including oversizing the head. In fact, Field, Dines et al. (1997) tried prosthetic humeral heads with larger radius of curvature than anatomical value with the aim of a more stable reconstruction due to greater contact between the humeral head with both the glenoid and the acromion (Sanchez-Sotelo, Cofield et al. 2001). The overall clinical outcome was unsatisfactory, but the authors did not provide any information on how much the heads were oversized compared to the native anatomy. It is possible that the poor clinical results were due to joint overstuffing, which increases soft tissue tension, contact forces and bone erosion (Sanchez-Sotelo, Cofield et al. 2001).

In our previous works, we studied the impact of humeral medial offset (MO) variations of an intact shoulder on the glenohumeral destabilising forces (Lemieux, Hagemester et al. 2012). The MO is measured as the distance between the metaphyseal axis and the geometric centre of rotation of the humeral head (Hertel, Knothe et al. 2002). Our study revealed that a MO of 14 mm pushes laterally the deltoid's line of action, which produces less destabilising forces compared to a shoulder with an average MO of 7 mm. Recently, Smith & Nephew Orthopaedics (Warwick, UK) proposed a humeral prosthesis with MO adjusted to the diameter of the prosthetic head (*Medial head offset Neer 3*®). The concept behind this new

prosthesis is to replicate more accurately the native anatomy of the humeral head, given that the MO is proportional to the head size (Iannotti, Gabriel et al. 1992). No clinical study about this new prosthesis is reported to date. As far as we know, the effect of humeral prosthetic head geometry on the mechanics of the CTA shoulder is still unclear.

More recently, we were able to study the mechanics of multiplanar elevations of a CTA shoulder with our AnyBody model (Lemieux, Nuño et al. 2012). In this CTA model, the proximal migration of the humeral head caused deterioration of the mechanics of the deltoid, increased the acromio-humeral contact force and decreased the range of motion by almost 50%. Adding and increasing friction enhanced this behaviour and further decreased the range of motion (maximum elevation angle $< 30^\circ$). Therefore, we believe that in the context of CTA, a large MO associated with a larger humeral head size will reduce the force transferred by the deltoid to the acromion and help maintain a stable fulcrum kinematics necessary for proper shoulder function.

The goal of the present numerical study is to evaluate the effect of a large MO combined with an oversized prosthetic head on CTA shoulder mechanics, as defined by: moment arm, strength and force of the middle deltoid, and contact forces at the glenoid and acromion. With the use of our CTA model (Lemieux, Nuño et al. 2012), we evaluated the shoulder mechanics of a CTA without prosthesis, along with three distinct prosthetic humeral head geometries: “anatomical head”, “oversized head”, and “oversized head with large MO”.

5.4 Materials and methods

The present study used the CTA shoulder model presented in our previous study (Lemieux, Nuño et al. 2012). Annex 5.a also provides a description of this CTA model (i.e. modified contact surfaces, muscular optimisation criterion and condition of the rotator cuff), but also a description of the intact shoulder model from which the CTA model was created (origin of

the anthropometric data, modelling assumptions, and definition of the musculotendinous model).

5.4.1 Study protocol

In the present study, the CTA model with no simulation of prosthetic head geometry was used as a reference model. We simulated this scenario with a friction coefficient of 0.3. This value was chosen based on the results of our previous study (Lemieux, Nuño et al. 2012), which showed that higher friction coefficients (0.3 and 0.6) associated with CTA lead to a poor range of motion. Thereafter, three prosthetic head geometries were simulated using the CTA model but with a friction coefficient of 0.15, corresponding to the average coefficient among those reported for the instrumented hemiprosthesis (Bergmann, Graichen et al. 2011) (Figure 5.1). The sizes of the prosthetic geometries were validated by the surgeon (co-author). The “anatomical” prosthetic head geometry was chosen to fit the “native” anatomy of the humeral head, which was determined with a three-dimensional computer-aided-design software (3D CAD) (Catia V5®, Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, FRANCE). Accordingly, a radius of curvature of 27 mm and a MO of 7 mm were used for the “anatomical” geometry. For the “oversized” prosthetic head geometry, the radius of curvature was increased by 20 % (32 mm) (Figure 5.1 B). This oversized head visually allowed a more stable articulation of the hemiprosthesis with the glenoid and acromion, similarly to the study of Field, Dines et al. (1997) (Figure 5.1 B & C). For the “oversized with large MO” prosthetic head geometry, the radius of curvature was also 32 mm and the MO was increased by 10 mm (17 mm) (Figure 5.1 C). This MO was approximated by the orthopaedic surgeon involved in the present study (co-author) to be the maximum allowable MO, being slightly higher than the maximum medial offset (14 mm) reported in the literature (Lemieux, Hagemester et al. 2012). Glenohumeral passive structures such as ligaments, capsule, cartilage or labrum were not simulated.

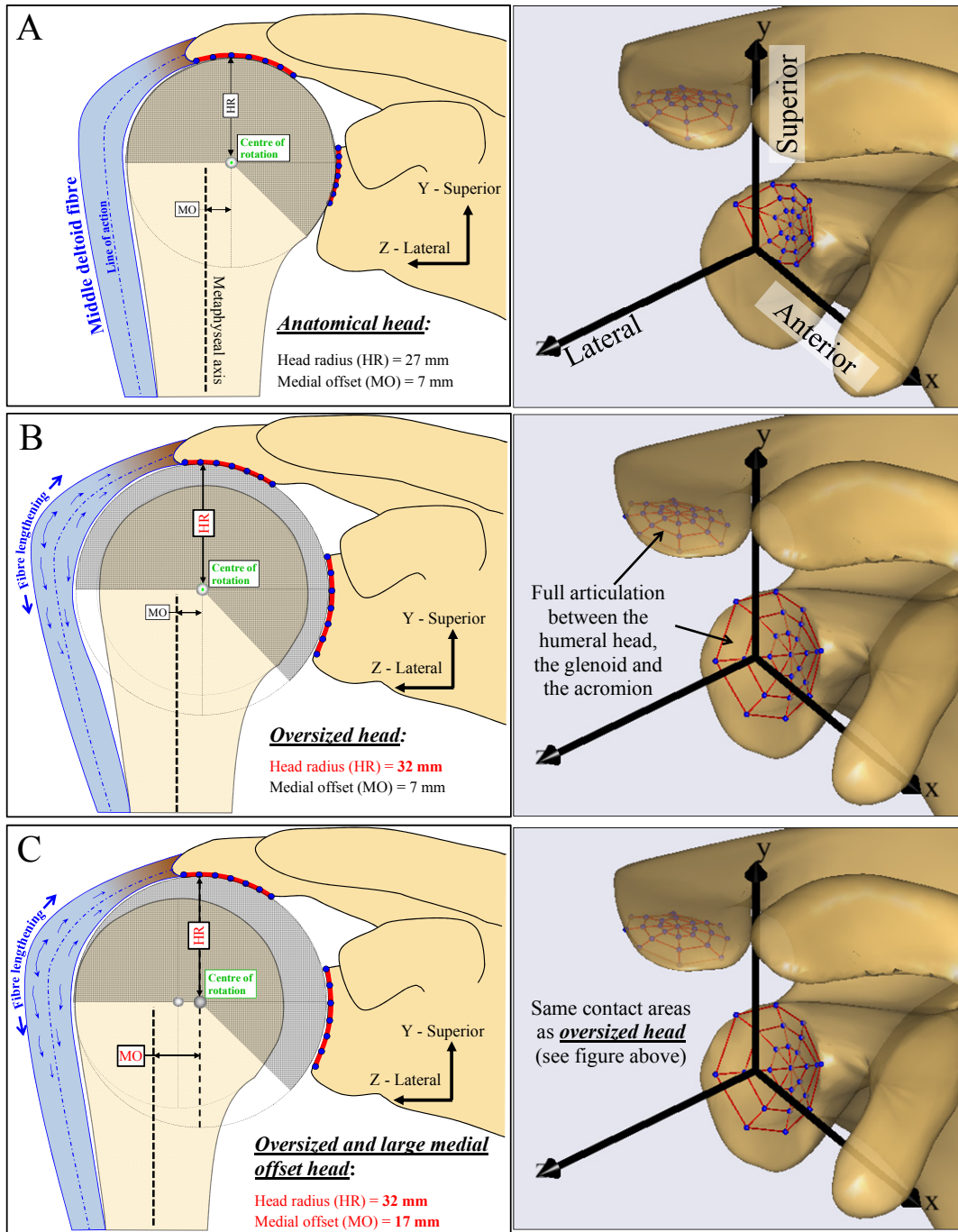


Figure 5.1 (left) 2D schemes of the prosthetic head geometries (A: “anatomical”, B: “oversized”, C: “oversized with large MO”). Note how the oversized and “oversized with large MO” prostheses influence the line of action of the deltoid, compared to the anatomical prosthesis. (Right) Contact surfaces on the scapula in the three-dimensional CTA model. The contact nodes are shown in blue and the coordinate system of the glenoid is shown in black.

5.4.2 Studied parameters

Six parameters were studied: the moment arm, strength and force of the middle deltoid; the gleno-humeral contact force (GHCF), the acromio-humeral contact force (AHCF) and the maximum elevation angle. The moment arm of the middle deltoid was computed as the average moment arm among the four fibres originating from the acromion and was plotted in the results over the entire range of elevation. In the present study, the two components of the average activation of the deltoid (i.e. applied force and strength) were plotted on the same graph (Figure 5.3). This method allowed to assess the influence of the prosthetic geometries on the mechanics of the deltoid through the study of its strength, while the influence of other parameters such as friction were assessed through the study of the deltoid applied force. Moreover, the intersection of both the deltoid applied force and strength corresponded to a deltoid saturation (activity = 100%), which indicated the “maximum elevation angle” that the shoulder was physiologically able to reach (see section 1.2.2 of Annex II). The contact forces (GHCF, AHCF) were plotted up to the maximum elevation angle, since any value beyond this point has no physiological sense. We compared each configuration (CTA without prosthesis, “anatomical” head, “oversized” head, and “oversized with large MO” head) to assess the influence of each biomechanical change (friction and head geometry) on the mechanics of the shoulder.

5.4.3 Simulated movement

In the present study, the joint coordinate systems and rotation sequences followed the recommendations of the International Society of Biomechanics (ISB) (Wu, van der Helm et al. 2005). Using the same terminology as the ISB, an “elevation in the plane of the scapula” was simulated up to 150° (thoraco-humeral angle). The wrist was constrained to stay in the scapular plane, which is formed by three landmarks on the scapula (angulus inferior, trigonum spinae and angulus acromialis). The arm was set in a position of neutral rotation and the forearm was in full pronation. Rotations of the clavicle and scapula (including

scapulohumeral rhythm) were driven by first order regression coefficients of Groot and Brand (2001), which are based on the thoraco-humeral elevation plane and the thoraco-humeral elevation. The inferior tip of the scapula was constrained to follow an ellipsoid used to approximate the shape of the thorax. This “intact” kinematics of the shoulder complex was used by the CTA model.

5.5 Results

5.5.1 Middle deltoid moment arm

Figure 5.2 shows the moment arm of the middle deltoid for each model in terms of the thoraco-humeral elevation angle. All the geometries showed the same trend of moment arm, i.e an increase before 54° and a decrease thereafter. The moment arm of the native humeral head (CTA without prosthesis and “anatomical” head prosthesis) showed a maximum value of 31 mm. The simulation of the “oversized” and “oversized with large MO” prosthetic head geometries increased the maximum moment arm by 3 mm and 4 mm, respectively.

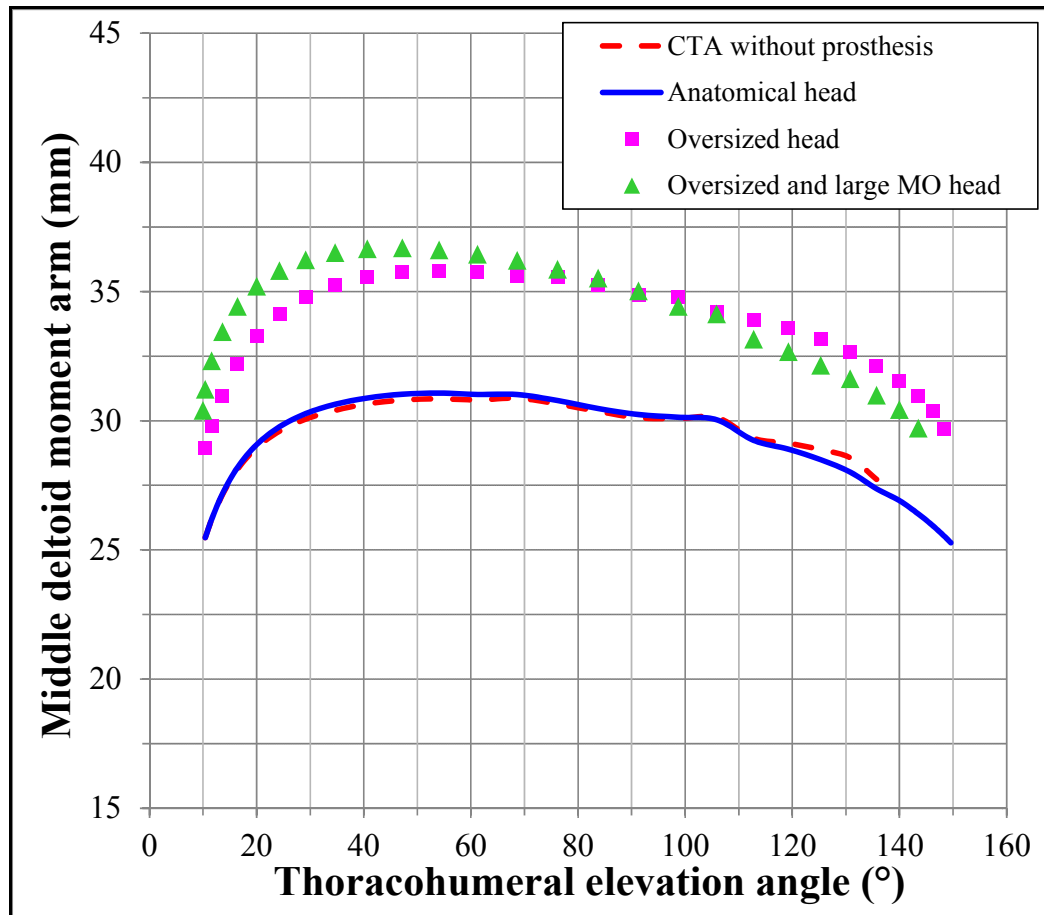


Figure 5.2 Moment arm of the middle deltoid for each model. Note that the minimum value of the y-axis was increased to better appreciate the difference between each configuration.

5.5.2 Middle deltoid strength and force

Figure 5.3 shows the middle deltoid strength and applied force for each model in terms of the thoraco-humeral elevation angle. The CTA model predicted an early deltoid saturation at 41° of elevation caused by both a decrease of deltoid strength and an increase of deltoid force. The “anatomical” head geometry increased the maximum elevation angle to 54° by reducing the deltoid force without affecting its strength. The “oversized” head geometry increased the maximum elevation angle to almost 70° by increasing the deltoid strength and reducing the deltoid force. The “oversized with large MO” prosthetic head geometry further increased the

deltoid strength and decreased the deltoid applied force, and thus increased the maximum elevation to 84°.

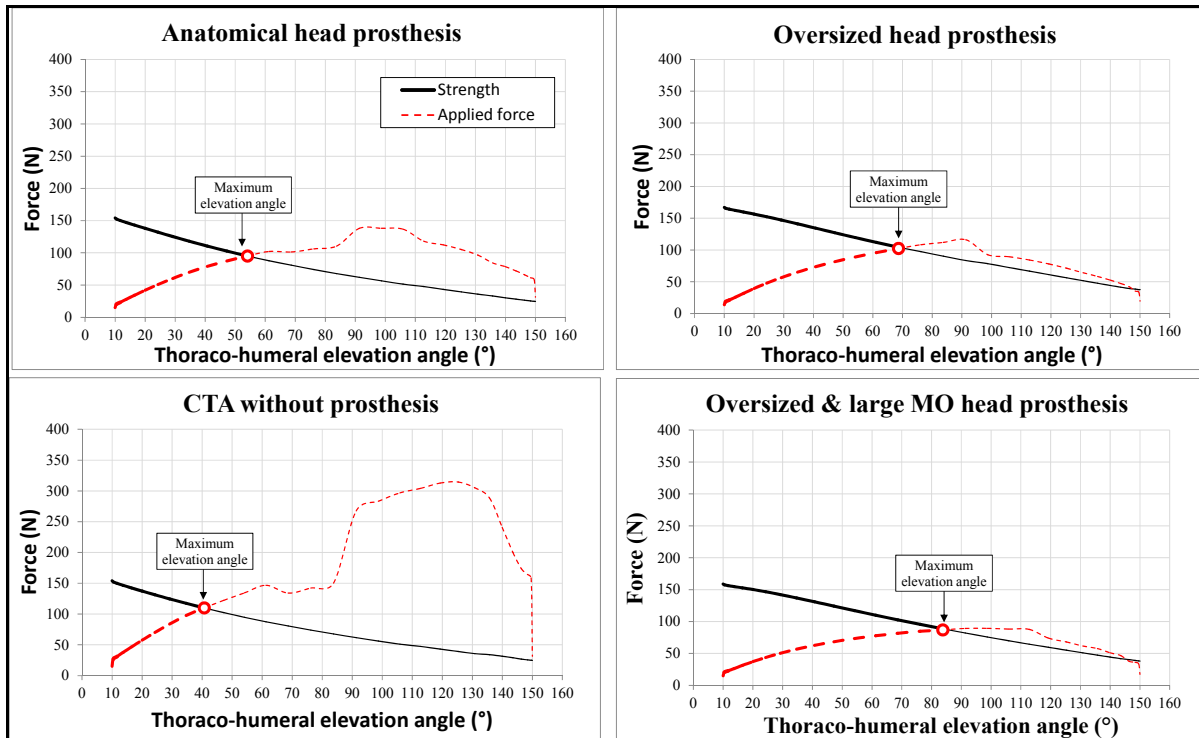


Figure 5.3 Strength and applied force of the middle deltoid in terms of the thoraco-humeral elevation angle. The intersection of both curves indicates a saturation of the deltoid (activity = 100%) and thus indicates the maximum elevation angle which defines the range of motion.

5.5.3 Contact forces

Figure 5.4 shows the contact force at the gleno-humeral joint (GHCF) and at the acromio-humeral joint (AHCF) (right) in terms of the thoraco-humeral elevation angle. Compared to the CTA model, the three prosthetic head geometries reduced the contact forces. However, this reduction of contact force was more significant at the acromio-humeral contact surface.

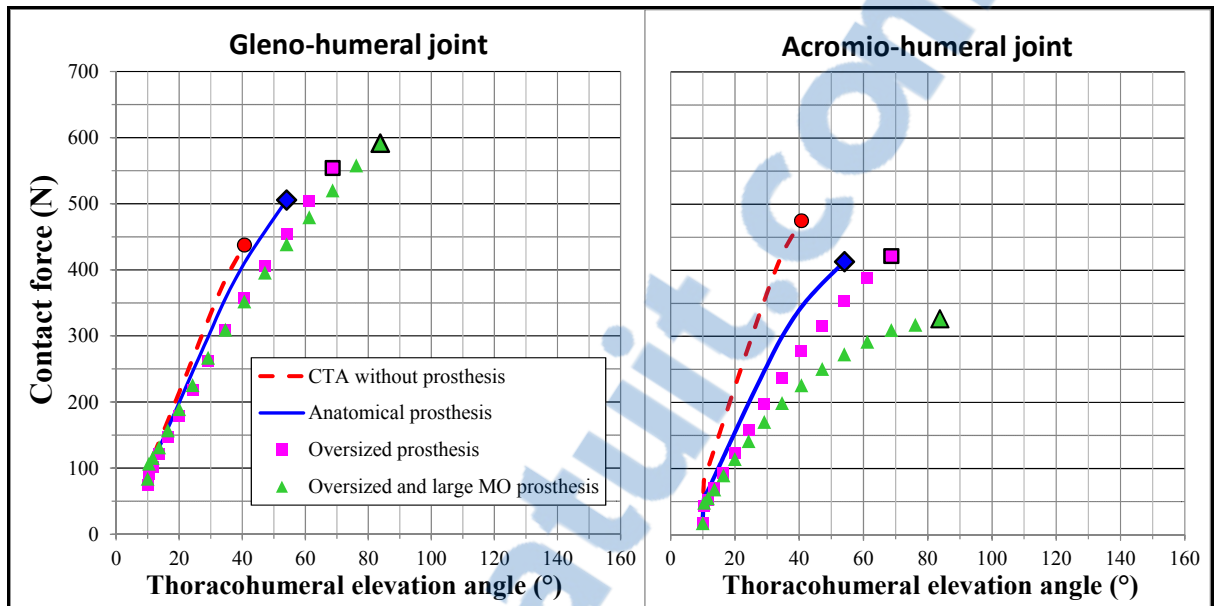


Figure 5.4 Gleno-humeral contact force (left) and acromio-humeral contact force (right). The maximum elevation angle is indicated with a point on each curve. The force estimated beyond this point has no physiological sense, since the muscles are overloaded.

5.5.4 Comparison between the models

Table 5.1 shows a comparison between the different changes (friction and humeral head geometry) made to the CTA model. Each parameter (except the contact forces) was averaged up to its respective maximum elevation angle. Compared to the CTA model (friction coefficient of 0.3), the “anatomical” prosthetic head geometry (friction coefficient of 0.15) decreased the deltoid force (25%) and the contact forces (GHCF: 7%, AHCF: 25%), and increased the range of motion by 32% (54° instead of 41°). Compared to the “anatomical” geometry, the “oversized” prosthetic head geometry increased the moment arm (15%) and strength (13%) of the middle deltoid, decreased the deltoid force (7%) and the contact forces (GHCF: 7%, AHCF: 17%), and increased the range of motion by 28% (69° instead of 54°). Compared to the “oversized” geometry, the “oversized with large MO” prosthetic head geometry increased the moment arm (3.1%), decreased deltoid force (5%) and the AHCF (12%), and increased the range of motion by 22% (84° instead of 69°).

Table 5.1 Comparison of the studied parameters between the each change in the model (friction or humeral head geometry). A negative value indicates that the studied parameter decreased while the prosthetic geometry was modified.

Comparison between the prosthetic head geometries		From:	From:	From:
		CTA without prosthesis	Anatomical head	Oversized head
		To:	To:	To:
		Anatomical head	Oversized head	Oversized with large MO head
Middle deltoid	Moment arm	0.5%	15%	3.1%
	Strength	0%	13%	-1%
	Applied force	-25%	-7%	-5%
GHCF		-7%	-7%	3%
AHCF		-25%	-17%	-12%
ROM		32%	28%	22%

5.6 Discussion

In our previous study (Lemieux, Nuño et al. 2012), we used a cuff tear arthropathy (CTA) model to show that proximal migration of the humerus deteriorates the mechanics of the deltoid, as the deltoid shortening led to a deltoid strength loss. Because this muscle was the only elevator muscle remaining when simulating the MRCT, its force was entirely transferred to the contact surfaces, with a larger proportion to the acromion due to its origin located on this portion of the scapula. Meanwhile, the loss of deltoid strength strongly decreased the range of motion (from 150° to 87°) by weakening the shoulder. Adding friction weakened the shoulder even more by further soliciting the deltoid, increasing the contact forces and decreasing the range of motion. This mechanics of CTA seemed to be in accordance with the literature (Rockwood, Matsen et al. 2009). A comparison of the estimated parameters from the intact and CTA shoulder model with the literature data is

provided in our previous studies (Lemieux, Hagemester et al. 2012; Lemieux, Nuño et al. 2012).

The present study used the same CTA model to assess the influence of oversizing and increasing the medial offset (MO) of a humeral prosthetic head on the mechanics of CTA. Three prosthetic head geometries were simulated: “anatomical”, “oversized” and “oversized with large MO” heads. The studied parameters were the moment arm, strength and force of the middle deltoid, the contact forces and the maximum elevation angle. We compared the shoulder mechanics of a hemiprosthesis with no geometrical variation (anatomical head, friction coefficient of 0.15) to the CTA model (friction coefficient of 0.3). Consequently, we found that deltoid force and contact forces (GHCF and AHCF) were decreased, and the maximum elevation angle was only slightly increased (from 41° to 54°). The “oversized” head geometry increased the moment arm of the middle deltoid, which induced a lower deltoid force (Figure 5.3). It also lengthened the deltoid fibres, which increased the deltoid strength, decreased its applied force, and consequently reduced the contact forces. The maximum elevation angle was thus increased to nearly 70°. The “oversized with large MO” head geometry further increased the middle deltoid moment arm, which further reduced the deltoid force and the contact forces, and increased the maximum elevation angle to almost 90°. These results suggest that the maximum elevation angle is influenced by the geometry of the humeral head through an improvement of the mechanics of the deltoid. This improved mechanics also reduced the contact forces, which were directly related to the amount of force applied by the deltoid.

The studied biomechanical parameters were also compared with the available data from the literature. It has been reported that CTA patients treated with hemiarthroplasty can complain of persistent acromial pain (Sarris, Papadimitriou et al. 2003). This pain could be related to the high AHCF found when simulating an “anatomical” prosthetic head geometry. Interestingly, an “oversized with large MO” head was the most efficient way to reduce the AHCF and also improve the range of motion (maximum elevation angle) by reducing the

contribution of the AHCF to the friction moment. Moreover, the numerical study of De Wilde, Audenaert et al. (2004) estimated that using an anatomical prosthesis in case of CTA induces a maximum abduction of 51° , while our study found a maximum elevation angle of 54° in the scapular plane. These numerical results are in accordance with clinical findings that using an anatomical humeral hemiprosthesis in case of CTA does not significantly improve range of motion (Feeley, Gallo et al. 2009). Conversely, the reverse prosthesis simulated in the study of De Wilde, Audenaert et al. (2004) entirely restored the range of motion (150° of abduction), while the “oversized with large MO” prosthesis simulated in the present study improves the range of motion up to almost 90° . The increase of middle deltoid moment arm estimated with our “oversized” and “oversized with large MO” prosthetic geometries (4.4 and 4.9 mm) were not as important as with the reverse prosthesis, which shows an average increase of 10.4 mm (Ackland, Roshan-Zamir et al. 2010).

Some limitations may affect the interpretation of the present results. First, we simulated a proximal migration of the humeral head involving a fixed fulcrum kinematics as characterized by the CTA of type IIa of the Seebauer’s classification (Visotsky, Basamania et al. 2004). However, other types of CTA could be characterised by an unstable fulcrum (Visotsky, Basamania et al. 2004). An unstable fulcrum could not be simulated with the AnyBody solver used in the present study, since the velocity and acceleration of the humeral translation had to stay null. Also the “min/max” recruitment criterion that was used allowed to postpone muscular overload (activity $> 100\%$) as much as possible by recruiting all the agonist muscles, even those with very short moment arms. Thus, an insufficiency (i.e. overload) of the deltoid estimated by the CTA model indicated that the optimal usage of the musculature was not sufficient to carry shoulder elevation. Thus, the “maximum” elevation angle at which this muscle overload occurred was used to determine the range of motion. However, the “min/max” criterion remains a simplification of the strategy used by the central nervous system to deal with musculoskeletal deficiencies and more research in this area is needed. Also regarding muscular activation, the present study did not assess the co-activation of strong antagonist muscles (e.g. latissimus dorsi, the teres-major and the pectoralis major),

which may help in stabilising the glenohumeral joint in case of MRCT (Steenbrink, de Groot et al. 2009). In case of CTA, the humeral head is migrated superiorly and fixed fulcrum kinematics can occur against the two contact surfaces (glenoid and acromion). Thus, the compensatory stabilisation by strong antagonist muscles may not be significant, but this hypothesis remains to be verified. As well, the present CTA model could not account for the pain caused by the arthritic joint since it is rather subjective and may be difficult to simulate. Moreover, the CTA contact pattern and other parameters such as the level of prosthetic oversizing (20%), the friction coefficients (0.15 and 0.3), and the contact stiffness (250 N/mm) were determined using the best available information, but also visually and/or iteratively. These parameters represent other sources of uncertainty and may vary from one shoulder to another. Finally, other uncertainties related to the present CTA model are discussed in our previous study (Lemieux, Nuño et al. 2012), such as the fact that the compensatory scapula latero-rotation caused by the MRCT was not accounted for by the CTA model.

To our knowledge, the present study was the first to simulate the influence of geometrical parameters of the humeral head on the mechanics of CTA with use of AnyBody shoulder model. This model seems to be promising in assessing the influence of anatomical and prosthetic parameters on the mechanics of the pathological shoulder. Such model may thus be useful in the process of designing a new hemiprosthesis to treat CTA.

CHAPITRE 6

DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif général de la présente thèse était d'analyser de manière numérique les paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'arthropathie de rupture de coiffe (ARC). Cet objectif était divisé en trois objectifs spécifiques. Une *synthèse des résultats* des trois articles associés à ces objectifs est présentée dans le prochain paragraphe, suivi des *limitations et recommandations* et de la *conclusion* du présent travail.

6.1 Synthèse des articles

La première étude visait à étudier l'influence du déport médial de l'humérus proximal sur les forces déstabilisatrices à l'épaule saine lors de l'élévation dans le plan de la scapula. Cette étude a permis de montrer que lorsque le déport médial correspond aux valeurs anthropométriques extrêmes de la littérature (minimum = 0 mm, maximum = 14 mm), le modèle de l'épaule saine d'AnyBody estime un changement significatif de l'action déstabilisatrice du deltoïde moyen, mais aucune variation de l'action stabilisatrice des muscles de la coiffe des rotateurs. Le déport médial de l'humérus proximal est donc un paramètre pouvant influencer la fonction de l'épaule saine dans le modèle. À ce stade, il semblait donc intéressant d'évaluer si le déport médial aurait encore plus d'influence sur la fonction de l'épaule atteinte d'ARC. Cette étude a aussi permis de démontrer qu'il est possible de rendre le logiciel AnyBody sensible aux variations morphologiques.

Le deuxième objectif spécifique visait à étudier l'influence du plan d'élévation et de la friction sur la mécanique de l'épaule atteinte d'ARC. Le modèle d'ARC créé dans le cadre de ce travail a permis de montrer qu'il est également possible de simuler l'état pathologique de l'ARC avec le modèle de l'épaule AnyBody, de par la simulation d'une migration proximale statique de la tête humérale, de contacts entre la tête humérale et la scapula (glène et acromion) et par la présence de friction simulant l'arthropathie. Selon les estimations du modèle d'ARC, la migration proximale statique est responsable de près de la moitié de la

perte d'amplitude d'élévation multiplanaire (150° à 77°), alors que l'état des surfaces en contact simulé par la friction est responsable d'une perte plus importante d'amplitude d'élévation, limitant l'élévation en dessous de 30° lorsqu'une friction maximale est appliquée (coefficient de friction = 0.6). Cette simulation de friction maximale semble mener à une limitation d'amplitude de mouvement concordant avec la pseudo-paralysie de l'épaule associée à l'ARC. Quant au plan d'élévation, l'élévation dans le plan de la scapula semble moins affectée par l'ARC, alors que l'abduction et la flexion sont plus affectées.

Le troisième objectif visait à étudier l'influence d'un déport médial élevé jumelé à une tête humérale surdimensionnée sur la mécanique de l'ARC. Afin d'inclure un aspect clinique, ces paramètres morphologiques ont été présentés dans le contexte de l'hémiarthroplastie de l'humérus. Trois géométries de têtes prothétiques ont été simulées en considérant une friction entre une prothèse humérale et l'os de la glène (coefficient de friction = 0.15) : (1) une géométrie native anatomique (rayon de tête de 27 mm et déport médial de 7 mm), (2) une tête surdimensionnée (120% du rayon natif) et (3) une tête surdimensionnée avec déport médial élevé (rayon de tête = 17 mm). De plus, le modèle de l'épaule intacte (friction nulle) et le modèle d'ARC (coefficient de friction de 0.3) ont été utilisés à titre de modèles comparatifs, afin de montrer l'influence des changements biomécaniques (friction et géométrie de prothèse) sur la mécanique de l'épaule. Les résultats du modèle montrent que les géométries « non-anatomiques », soit la tête prothétique surdimensionnée et la tête surdimensionnée avec déport médial élevé, améliorent la mécanique du deltoïde et de l'épaule atteinte d'ARC comparativement à la prothèse humérale anatomique. Cette amélioration se traduit par l'augmentation du bras de levier et de la force maximale (*strength*) du deltoïde moyen, la diminution des forces de contact (glène et acromion) et l'augmentation de l'amplitude d'élévation. L'étude indique également que la géométrie surdimensionnée avec déport médial élevé diminue la force acromio-humérale de manière plus prononcée comparativement à un simple surdimensionnement de la tête prothétique. Finalement, le modèle prédit que la géométrie prothétique surdimensionnée avec déport médial plus élevé augmente le plus l'amplitude d'élévation (84°), comparativement aux autres géométries (tête

anatomique sans prothèse = 41°, prothèse anatomique = 54°, prothèse surdimensionnée = 69°). Cette amélioration de l'amplitude de mouvement reste inférieure à celle de la prothèse inversée, ce qui n'empêche pas l'hémi-prothèse humérale surdimensionnée avec déport médial élevé de se distinguer par une diminution de la force résultante dans la direction supérieure (vers l'acromion).

L'hémi-prothèse humérale surdimensionnée avec déport médial élevé possède donc un potentiel intéressant comme alternative à la prothèse totale inversée pour de jeunes patients avec une piètre fonction. L'utilisation d'une hémi-prothèse au lieu d'une prothèse totale laisserait ainsi plus de marge pour une chirurgie de révision.

6.2 Limitations et recommandations

Le présent travail comporte des limitations. Certaines de ces limitations ont déjà été discutées dans les articles, alors que d'autres n'ont pas encore été abordées. Les prochains paragraphes présentent donc les limitations jugées les plus importantes, ainsi que les recommandations pour chacune de ces limitations. Ces limitations sont divisées en deux catégories, soit la *simulation numérique de l'ARC* et le *modèle de l'épaule AnyBody*.

6.2.1 Simulation numérique de l'ARC

La simulation numérique de l'ARC a été sans contredit le volet le plus complexe du présent travail. Dans la revue de littérature, il a été possible de prendre conscience des multiples facettes de cette pathologie. Ne pouvant pas simuler tous les types d'ARC et patrons de RMCR, il a fallu choisir les cas les plus communs tout en tenant compte des limites du logiciel de simulation AnyBody. Bien sûr, certains aspects ont été négligés alors que d'autres devraient être améliorés. Dans les prochains paragraphes, seuls les aspects jugés les plus importants sont abordés, soit le *mouvement simulé*, le *patron de RMCR*, la *rotation compensatoire de la scapula* et la *co-activation de muscles antagonistes*.

6.2.1.1 Mouvement simulé

Les résultats de la deuxième étude du présent travail suggèrent que l'amplitude de mouvement obtenue avec le modèle de l'épaule atteinte d'ARC varie en fonction du plan d'élévation. L'élévation dans le plan de la scapula est le mouvement le moins limité par l'ARC, alors que les élévations dans le plan frontal (abduction) et sagittal (flexion) sont plus affectées. Cependant, aucune rotation axiale (interne/externe) n'a été simulée dans cette étude. Or, la coiffe des rotateurs a pour rôle primaire la rotation axiale de l'humérus. Ainsi, il est possible que les mouvements qui demandent une forte rotation axiale de l'humérus soient plus affectés par la RMCR, mais cette hypothèse reste à être vérifiée. À cet effet, l'étude de van Andel, Wolterbeek et al. (2008) a démontré que certains mouvements de la vie quotidienne demandent une forte rotation axiale interne (p. ex. atteindre la poche arrière de son pantalon), alors que d'autres mouvements demandent une rotation externe jumelée à une élévation de l'humérus (p. ex. brossage de cheveux).

Dans une étude ne faisant pas parti du présent travail, l'auteur de la présente thèse a évalué la sensibilité du modèle de l'épaule saine d'AnyBody au type de RMCR pour différents mouvements de la vie quotidienne (Lemieux, Gielo-Perczak et al. 2012). Deux types de RMCR ont été simulés à partir du modèle de l'épaule saine, soit une RMCR se limitant à la portion supérieure de la coiffe et une RMCR complète de tous les muscles de la coiffe. Les quatre mouvements suivants ont été évalués à l'aide des angles de rotations de l'étude de van Andel, Wolterbeek et al. (2008) : (1) l'action de porter la main à l'épaule contralatérale, (2) l'action de porter la main à la bouche, (3) l'action de se brosser les cheveux et (4) l'action d'atteindre la poche arrière de son pantalon. Les résultats montrent que la RMCR provoque une saturation musculaire précoce lorsque le mouvement effectué implique une rotation interne ou externe de l'humérus près de la limite d'amplitude de rotation axiale de l'épaule. C'est notamment le cas lors de l'action d'atteindre la poche arrière du pantalon, qui requiert une rotation interne importante (van Andel, Wolterbeek et al. 2008). Dans un contexte similaire, les mêmes mouvements de la vie quotidienne pourraient être simulés avec le

modèle d'ARC, afin de vérifier s'il existe une relation entre la variabilité de fonction de l'épaule atteinte d'ARC et le mouvement effectué.

6.2.1.2 Patron de rupture massive de coiffe

Comme il a été possible de le voir à la section 1.2.1, il existe plusieurs patrons de RMCR (p. ex. postéro-supérieur, antéro-supérieur). Il est ainsi probable que ces différents patrons de RMCR impliquent une fonction de l'épaule différente. De plus, une RMCR de tous les muscles de la coiffe a probablement une influence plus néfaste sur la fonction comparativement à une RMCR impliquant des tendons de la coiffe encore attachés à la tête humérale. Ainsi, la relation entre le patron de RMCR et la fonction de l'épaule n'a pas encore été établie, malgré le fait qu'elle ait été abordée dans la deuxième étude du présent travail. Cette évaluation pourrait ainsi permettre de proposer un système de classification plus exhaustif de RMCR basé sur le nombre exact de tendon déchiré et sur la fonction de l'épaule.

6.2.1.3 Rotation compensatoire de la scapula

Des études ont montré que la RMCR affecte la cinématique de la scapula (Scibek, Mell et al. 2008; Scibek, Carpenter et al. 2009). En effet, le rythme scapulo-huméral augmenterait de façon considérable, passant d'un rythme normal de 1:2 à un rythme qui atteint presque 3:4 durant les 30 premiers degrés d'abduction. Cette stratégie de compensation serait de plus en plus importante à mesure que la douleur et l'étendue de la RMCR augmentent (Scibek, Carpenter et al. 2009). Cet aspect n'était pas la préoccupation première du présent travail et mérite une investigation indépendante. En effet, il serait intéressant de se pencher sur cette question à l'aide du modèle de l'épaule d'ARC ou en simulant une RMCR avec le modèle de l'épaule saine.

6.2.1.4 Co-activation des muscles antagonistes

Certaines études proposent également que la présence d'une RMCR engendre une co-activation de muscles fortement antagonistes à l'élévation (p. ex. grand-rond, grand pectoral et grand dorsal), afin de compenser l'absence d'action stabilisatrice de la coiffe des rotateurs (Steenbrink, de Groot et al. 2006; Kedgley, Mackenzie et al. 2007; Steenbrink, de Groot et al. 2009). Par contre, il ne faut pas oublier que l'action antagoniste de tels muscles est contreproductive au mouvement et demande donc un plus grand effort des muscles agonistes.

Or, la première étude a permis de démontrer que le modèle AnyBody peut estimer une co-activation de muscles antagonistes. Cette estimation vient de la contrainte de stabilité à l'articulation glénohumérale qui contraint la force résultante à s'orienter vers la glène. Dans une étude ne faisant pas parti de la présente thèse, l'auteur du présent travail a évalué le niveau de co-activation de muscles antagonistes à l'épaule atteinte de RMCR dans le contexte de différents mouvements de la vie quotidienne avec le modèle de l'épaule AnyBody (Lemieux, Gielo-Perczak et al. 2012). L'étude a permis de montrer que le modèle de l'épaule AnyBody estime une plus grande co-activation de muscles antagonistes en présence de RMCR. Il existe donc un potentiel quant à l'étude de la co-activation de muscles antagonistes sous AnyBody. Cependant, il est important de mentionner que l'algorithme de recrutement musculaire utilisé par AnyBody tend à minimiser l'effort musculaire. Ainsi, l'algorithme tend à minimiser toute activation antagoniste, car celle-ci demande un plus grand effort des muscles agonistes. Ainsi, il est possible que l'estimation réaliste d'une co-activation sous AnyBody nécessite un effort non-négligeable d'adaptation des critères d'optimisation musculaire. Dans ce contexte, certaines études de la littérature qui traitent de cet aspect pourraient s'avérer utiles (Forster, Simon et al. 2004; Nikooyan, Veeger et al. 2012). Dans le modèle de l'épaule saine d'AnyBody, la co-activation pourrait être augmentée en resserrant la contrainte de stabilité. Ainsi, la composante tangentielle maximale admissible de la force résultante serait moindre et une plus grande stabilisation compensatoire de la part des muscles fortement antagonistes serait nécessaire en cas de RMCR.

6.2.2 Modèle de l'épaule AnyBody

Certains aspects du modèle de l'épaule AnyBody doivent être améliorés. Ces aspects touchent à la *modélisation musculaire* et à la *cinématique du complexe de l'épaule*.

6.2.2.1 Modélisation musculaire

Au cours du présent projet, plusieurs incertitudes liées à l'aspect de la modélisation musculaire sous AnyBody ont été observées. Une des incertitudes concerne la calibration du modèle musculo-tendineux qui doit être réalisée avant chaque analyse. Cette calibration permet un ajustement de la longueur optimale de chaque unité musculo-tendineuse, longueur à laquelle le muscle est en mesure d'appliquer une force maximale ($F_0 = strength$). L'incertitude vient du fait que cette longueur n'est pas documentée et n'est généralement pas connue à l'avance. La calibration se fait donc à plusieurs positions statiques pour lesquelles il est probable que les muscles doivent être à leur capacité maximale. Évidemment, cette façon de faire reste incertaine. En plus, plusieurs muscles sont calibrés pour une même position statique de calibration. Ainsi, une recherche plus exhaustive dans la littérature pourrait permettre de déterminer la position statique de calibration de chaque muscle ou chaque groupe fonctionnel de muscles (p. ex. rotateurs externes, abducteurs, etc.), permettant ainsi d'obtenir un système musculaire plus réaliste.

Une autre incertitude impliquant la modélisation musculaire concerne la capacité de l'épaule en terme de valeur de la force maximale ($F_0 = strength$) de chaque muscle. Avec le modèle de l'épaule saine actuel, une flexion sans charge externe entraîne une saturation musculaire à environ 90°. Ce résultat suggère que les muscles simulés dans le modèle ne sont pas assez forts (F_0 trop faible), même pour un mouvement qui ne devrait pas solliciter l'épaule au maximum. Une hypothèse probable est que le modèle actuel soit davantage représentatif d'une personne âgée, plutôt que d'un jeune individu. Par contre, vu que les données anthropométriques du modèle proviennent de diverses sources, il n'est actuellement difficile

de confirmer cette hypothèse. Ainsi, il serait intéressant d'évaluer l'effet de l'augmentation de la capacité musculaire maximale du modèle, en utilisant les données actuelles de la littérature. À ce propos, les données d'une récente étude ayant comparée la capacité de divers groupes musculaires d'individus jeunes à celle d'individus plus âgés pourrait être utilisées (Vidt, Daly et al. 2012).

Une autre hypothèse qui pourrait expliquer la saturation musculaire lors d'une flexion implique la simulation de la géométrie du deltoïde. En effet, la méthode employée pour simuler ce muscle n'est basée sur aucune étude antérieure et impliquent plusieurs hypothèses non-vérfiées et non-documentées. Cette méthode de simulation fait en sorte que durant l'abduction, la portion antérieure du deltoïde n'est pas du tout sollicitée par le modèle. Or, les données électromyographiques de la littérature montrent clairement une activation de la portion antérieure proportionnelle à l'activation de la portion moyenne pour ce mouvement (Alpert, Pink et al. 2000; Wickham, Pizzari et al. 2010). Étant donnée le volume important du deltoïde antérieur, une simulation plus réaliste de la géométrie du deltoïde pourrait mener à une ligne d'action plus favorable de cette portion du deltoïde, d'où une épaule plus forte et donc une absence de saturation musculaire lors de la flexion.

De plus, la méthode de simulation de la géométrie du deltoïde fait en sorte qu'après 90° d'élévation thoracohumérale, la ligne d'action du deltoïde n'est plus réaliste. À cet angle, le renflement musculaire commence à influencer la ligne d'action de manière plus prononcée, mais cette influence n'est pas prise en considération dans le modèle. Ainsi, il est possible que la méthode de simulation de la géométrie du deltoïde doive être reconsidérée afin d'obtenir des estimations plus réalistes.

6.2.2.2 Cinématique du complexe de l'épaule

La cinématique du modèle de l'épaule AnyBody est sujette à certaines améliorations. Premièrement, les rotations simultanées de la clavicule et de la scapula par rapport au thorax ont été simulées à l'aide de coefficients de régression linéaires de la littérature (de Groot et Brand 2001). Cette étude a estimé ces coefficients de régression en fonction du plan d'élévation (30° , 60° , 90° , 120°) et de l'angle d'élévation (0° , 30° , 60° , 90° , 120° , 150°) de l'humérus par rapport au thorax. Si le mouvement simulé sort de l'amplitude de mouvement considéré par cette étude, les coefficients risquent de ne plus représenter la cinématique réelle. Cette limitation fait que la simulation de la cinématique du complexe de l'épaule devient incertaine pour certains mouvements qui requièrent des positions à la limite de l'amplitude de mouvement. C'est notamment le cas de certaines activités de la vie quotidienne comme l'action d'atteindre la poche arrière de son pantalon ou de toucher son épaule contra-latérale (van Andel, Wolterbeek et al. 2008).

L'autre aspect du modèle de l'épaule AnyBody qui requière une amélioration concerne la translation de la tête humérale. Avec le modèle de l'épaule atteinte d'ARC, la migration proximale de la tête humérale était statique, c'est-à-dire qu'elle s'appliquait au début de la simulation et était maintenue fixe tout au long du mouvement. Cette translation statique était nécessaire car le logiciel AnyBody ne permet pas l'estimation d'un mouvement instable tel que la translation de la tête humérale associée à la RMCR. Or, l'une des définitions d'instabilité glénohumérale implique le mouvement de translation de la tête humérale. Ainsi, pour étudier l'influence de paramètres biomécaniques sur la stabilité de l'épaule, il faudrait préalablement permettre au logiciel AnyBody d'estimer la translation de la tête humérale. Pour se faire, l'utilisation conjointe d'AnyBody® avec MatLab® ou Ansys® pourrait être envisagée.

CONCLUSION

À titre de conclusion, il convient de mettre en valeur les grandes contributions du présent travail. La première contribution a été la création d'un modèle de l'épaule atteinte d'ARC. Dans un contexte où les simulations numériques sont de plus en plus populaires en ingénierie biomécanique et dans le domaine médical, un tel modèle pourrait s'avérer un outil intéressant aussi bien pour l'ingénieur que pour le chirurgien voulant étudier chaque variable pouvant affecter la biomécanique préopératoire et postopératoire d'un patient. Aucun autre modèle de ce genre n'a été proposé jusqu'à maintenant. Les travaux précédents avaient surtout mis l'accent sur la caractérisation de la mécanique d'une RMCR (De Wilde, Audenaert et al. 2002; McCabe, Nicholas et al. 2005; Steenbrink, de Groot et al. 2006; Hansen, Otis et al. 2008). Le présent travail a donc permis de considérer l'ARC dans son ensemble et dans toute sa complexité et ce, pour la toute première fois.

La deuxième contribution du présent travail a été de poser la base à l'élaboration d'une nouvelle géométrie d'hémi-prothèse humérale améliorant la mécanique du deltoïde et de l'épaule atteinte d'ARC. Dans un contexte où de jeunes patients (p. ex. 18 ans) atteints d'ARC sont traités aux côtés de patients très âgés (p. ex. 87 ans), un tel concept d'hémi-prothèse semble intéressant, car il permet non-seulement d'améliorer la mécanique de l'épaule, mais donne également plus de marge pour une éventuelle chirurgie de révision en cas d'échec de l'hémiarthroplastie primaire. L'étude de Field, Dines et al. (1997) avait montré que le surdimensionnement de l'hémi-prothèse humérale n'améliorait pas la fonction de manière considérable. Ce concept avait donc été abandonné pour cette raison, mais aussi parce que le surdimensionnement augmente le risque de surtension des tissus mous (Sanchez-Sotelo, Cofield et al. 2001). La surtension des tissus mous risque moins d'influencer la fonction de l'épaule atteinte d'ARC, puisque ces tissus mous ne sont plus présents. Ainsi, le présent travail propose qu'un surdimensionnement modéré de la tête prothétique, lorsque jumelé à un déport médial élevé, permet d'améliorer la mécanique du deltoïde et de diminuer la force de contact acromio-humérale plus efficacement comparativement à un simple

surdimensionnement. Ce concept est prometteur mais doit être étudié dans un environnement autre que celui de la simulation numérique afin de susciter un plus grand intérêt clinique.

La troisième contribution du présent travail a été l'amélioration de la cinématique du modèle de l'épaule AnyBody. Le travail réalisé a notamment permis de simuler l'élévation de l'épaule dans divers plans (frontal, scapulaire, sagittal), ce qui a demandé un travail important de simulation des rotations interdépendantes de la scapula, de la clavicule et de l'humérus qui caractérisent le complexe de l'épaule. Dans un contexte où il semble de plus en plus pertinent de simuler les mouvements de la vie quotidienne, une cinématique réaliste du complexe de l'épaule semble indispensable. Plusieurs études in-vitro ont précédemment considérées un rythme scapulo-huméral de 1:2, négligeant ainsi toutes les autres rotations de la clavicule et de la scapula. De plus, l'élévation dans le plan de la scapula a été simulée dans le passé (Oizumi, Tadano et al. 2006; Yanagawa, Goodwin et al. 2008). Ce mouvement, reconnu pour sa plus faible sollicitation de la musculature par rapport un plan frontal ou sagittal (Poppen et Walker 1976; Kedgley, Mackenzie et al. 2007; Terrier, Reist et al. 2008), ne semblait cependant pas suffisant pour caractériser complètement la mécanique de l'épaule atteinte d'ARC. Dans ce contexte, le présent travail aura permis l'évaluation de la mécanique de l'épaule atteinte d'ARC pour l'élévation multiplanaire à l'intérieur d'une même étude.

La quatrième et dernière contribution du présent travail est la mise en valeur et l'amélioration de la compréhension du logiciel AnyBody. Les trois études ont permis de montrer le potentiel important de cet outil de simulation quant à l'analyse de la sensibilité du système musculo-squelettique humain (sain et lésé) aux paramètres morphologiques. De plus, les concepts importants du modèle de l'épaule ont été expliqués en détails et des limitations ainsi que des améliorations à apporter ont été soulevées. L'utilisation du plein potentiel de ce logiciel a demandé un effort considérable de compréhension approfondie des concepts biomécaniques et du langage de programmation du logiciel. Finalement, la présentation du modèle de l'épaule AnyBody était entièrement absente de la littérature. Le présent travail constitue donc la base sur laquelle pourront s'appuyer les travaux futurs avec ce modèle.

ANNEXE I

ÉLÉVATION MULTIPLANAIRE DU COMPLEXE DE L'ÉPAULE

Le travail présenté ici est une synthèse de l'étude de Ludewig, Phadke et al. (2009), qui a mesuré la cinématique de l'épaule saine lors de l'élévation dans le plan frontal, scapulaire et sagittal. La méthode employée pour mesurer les diverses rotations de l'épaule consistait à visser des capteurs cinématiques transcorticaux dans chaque os de l'épaule (clavicule, scapula et humérus).

À l'aide des données des capteurs cinématiques, les rotations de la clavicule, de la scapula et de l'humérus par rapport au sternum-thorax ont été déterminées. L'axe anatomique du sternum étant à peu de choses près aligné avec l'axe du corps, le plan transverse (vue de haut), frontal (vue de face) et sagittal (vue de côté) peuvent être employés pour représenter les trois rotations de chaque os à des fins de simplicité. Ainsi, la Figure-A I.1 montre les rotations de la clavicule par rapport au sternum (sterno-claviculaire), soit : *la protraction* (rétraction) dans le plan transverse, *l'élévation* (dépression) dans le plan frontal et *la rotation postérieure* (antérieure) dans le plan sagittal. La Figure-A I-2 montre les rotations de la scapula par rapport au thorax (scapulo-thoracique), soit : *la rotation interne* (externe) dans le plan transverse, *la rotation ascendante* (descendante) dans le plan frontal et *la bascule postérieure* (antérieure) dans le plan sagittal. Finalement, la Figure-A I-3 montre les rotations de l'humérus par rapport au thorax (thoraco-huméral), soit : *le plan d'élévation* dans le plan transverse, *l'élévation* (dépression) dans le plan frontal et *la rotation externe* (interne) selon l'axe longitudinal de l'humérus, qui n'est pas montrée dans cette figure.

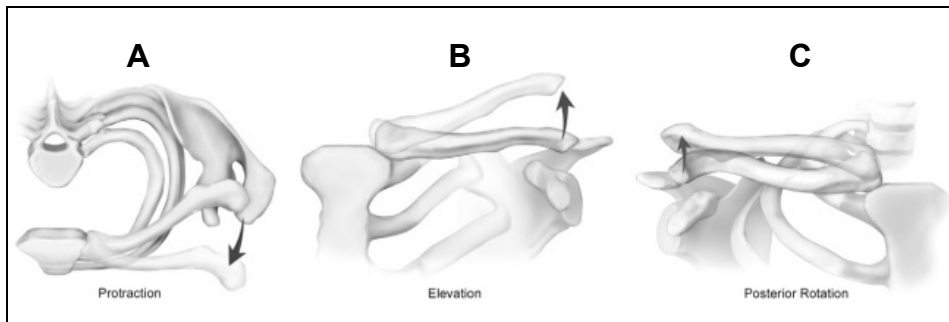


Figure-A I-1 Les trois rotations de la clavicule par rapport au sternum
(A : protraction, B : élévation, C : rotation postérieure)
Tirée de Ludewig, Phadke et al. (2009)

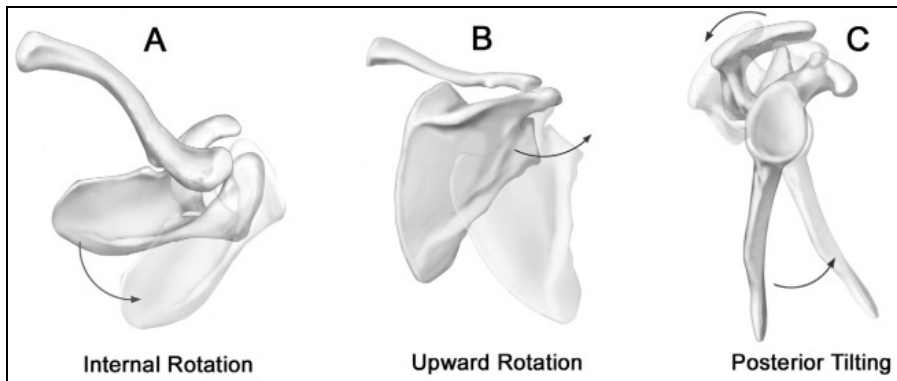


Figure-A I-2 Les trois rotations de la scapula par rapport au thorax
(A : rotation interne, B : rotation ascendante, C : bascule postérieure)
Tirée de Ludewig, Phadke et al. (2009)

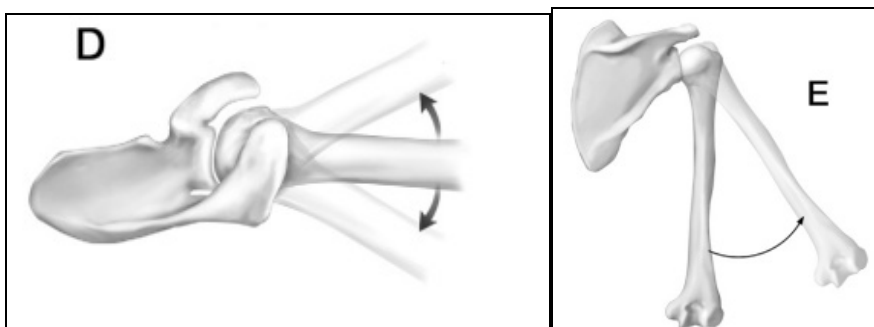


Figure-A I-3 Deux des trois rotations de l'humérus par rapport au thorax
(D : plan d'élévation, E : élévation)
Tirée de Ludewig, Phadke et al. (2009)

Cette étude a rendu disponibles les angles de rotations mesurés pour les élévations dans les trois plans et ce, jusqu'à 120° d'élévation thoraco-huméral. Il a donc été possible de calculer le rythme scapulo-huméral (*RSH*) en calculant le ratio de la rotation ascendante scapulo-thoracique (RA_{ST}) (Figure-A I-2 B) sur l'élévation gléno-humérale ($Él_{GH}$) (Figure-A I-3 E) à l'aide de l'équation A I-1.

$$RSH = \frac{\Delta RA_{ST}}{\Delta Él_{GH}} \quad (\text{A I-1})$$

La Figure-A I-4 montre le rythme scapulo-huméral en fonction de l'angle d'élévation thoraco-huméral.

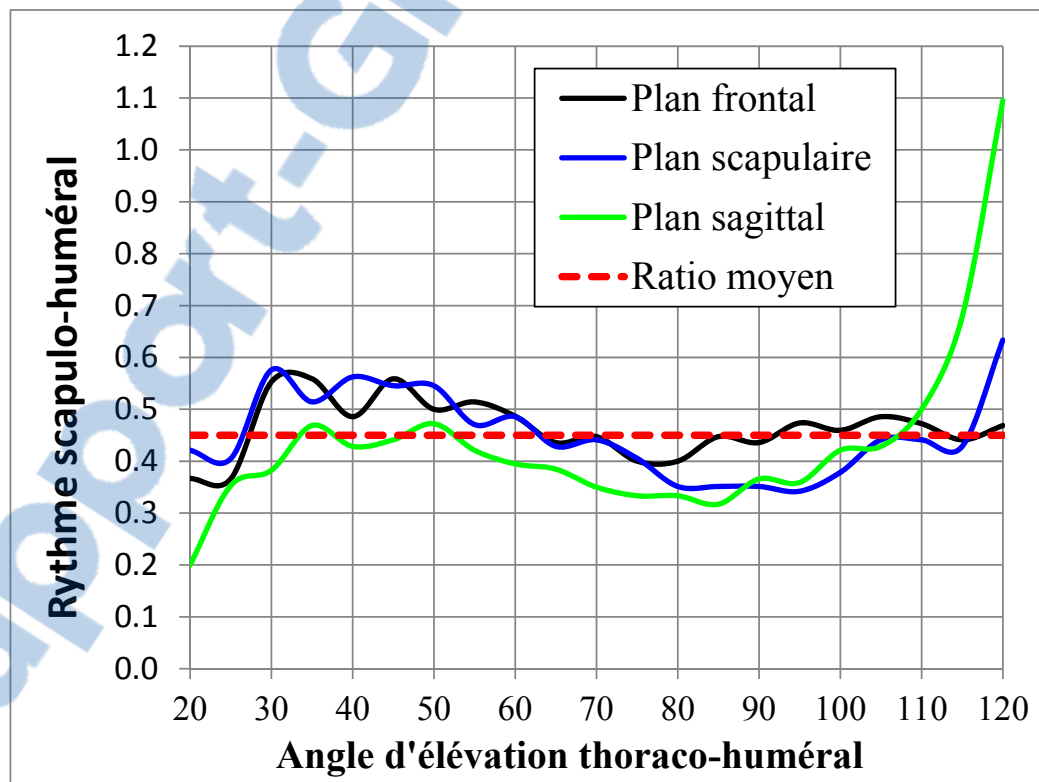


Figure-A I-4 Rythme scapulo-huméral en fonction de l'angle d'élévation thoraco-huméral calculé à partir des données de Ludewig, Phadke et al. (2009)

Il est ainsi possible de voir que le rythme scapulo-huméral est prêt de 0.5, soit un ratio de 1:2 (1° de scapulo-thoracique pour 2° de glénohuméral). Il est également possible de voir que ce ratio varie peu d'un plan d'élévation à l'autre. Finalement, le rythme est en bas de la moyenne avant 30° d'élévation et en haut de la moyenne après 110°. Ce résultat suggère que l'apport de la rotation ascendante scapulo-thoracique (RA_{ST}) à l'élévation thoraco-humérale est moins importante avant 30° et devient plus importante après 110°.

ANNEXE 5.a

DESCRIPTION OF THE INTACT AND THE CUFF TEAR ARTHROPATHY SHOULDER MODELS

This annex presents the intact shoulder model of the AnyBody Modeling System (Lemieux, Hagemeister, Tetreault et al., 2012) and the CTA shoulder model (Lemieux, Nuño, Hagemeister et al., 2012).

Intact model

The present study used the AnyBody Modelling System v5.1 (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Denmark) and the shoulder model from the repository v1.3.1. The mathematical foundation of the inverse dynamics and muscular optimization algorithms is presented in (Damsgaard, Rasmussen, Christensen et al., 2006). The intact shoulder model is based on anthropometric data and modelling assumptions of the Dutch shoulder model (van der Helm, Veeger, Pronk et al., 1992; van der Helm, 1994; Veeger, Van Der Helm, Van Der Woude et al., 1991). The model simulates an average European male (50th percentile) weighing 75 kg and measuring 1.80 m and with 118 units of muscles linked to the bones via tendons.

Based on the study of Veeger et al. (1991), several fibres are used for each muscle bundle such as 12 fibres for the deltoid (six the scapular origin and six for the clavicular origin), ten fibres for the pectoralis major and six fibres for each of the rotator cuff muscles (subscapularis, infraspinatus, supraspinatus and teres-minor). Fibres origin and insertion are based on the data of (van der Helm and Veenbaas, 1991). Specific muscles have via-points or touch wrapping surfaces (cylinder, sphere or ellipsoid). The complete method used to estimate muscle pathway and muscle length is described in Rasmussen, Vondrak, Damsgaard et al. (2002). The AnyBody Modeling System uses inverse dynamics analysis along with the simulation of muscle architecture, using the three-element Hill's muscle model adapted for inverse dynamics (Damsgaard et al., 2006). With this model, muscle force contraction

follows a typical force-length relationship, in which the maximum force that the muscle can produce (strength) depends on the length of the muscle. Also with this model, both the muscle and tendon have a passive “elastic” behaviour and thus create resisting forces when stretched from their resting length. The AnyBody Modeling System does not estimate the muscle moment arms geometrically but rather with the tendon excursion method. With this method, the moment arm is computed by dividing the shortening (or lengthening) velocity of the muscle by the instantaneous rotational velocity of the joint (An, Takahashi, Harrigan et al., 1984; Pandy, 2001). Passive structures at the gleno-humeral joint such as ligament or capsule are not simulated in this model.

When the muscle strength and pathway are estimated, the AnyBody Modeling System proceeds with the estimation of the muscle forces. To do so, the software simulates the complex muscular interactions (moving muscles vs. stabilizing muscles) and constraints imposed to the body with various modelling aspects. First, glenohumeral joint stability is simulated by setting glenohumeral translation to zero and by constraining the glenohumeral reaction force inside the glenoid cavity. Moreover, the load is distributed to the muscles while trying to minimize the metabolic energy that they consume (Damsgaard et al., 2006). The muscular optimization criterion for the intact model is a second-order polynomial criterion, with which strong muscles such as the deltoid are favoured to the detriment of less favourable. This strategy is believed to be realistic enough when no load is carried by a healthy shoulder without muscular dysfunction.

CTA model

The CTA model was created by using the intact shoulder model with some alterations to: the contact surfaces, the muscular optimization criterion and the condition of the rotator cuff. These changes are described in the next sections.

Modified contacts surfaces

A CTA of type IIA of the Seebauer's classification (Visotsky, Basamania, Seebauer et al., 2004) was reproduced by simulating a static proximal migration of the humeral head without humeral head instability. The migration corresponded to 16 mm in the superior direction and 8 mm towards the glenoid (compressive direction / perpendicular to the glenoid). We also created a contact between the humeral head and both the superior portion of the glenoid and the infero-lateral part of the acromion (figure-A 5.a-1). These contact surfaces will be further referred as the gleno-humeral and acromio-humeral joints. Twenty-five nodes were placed on the glenoid and twenty-five nodes were placed on the acromion, giving contact areas of 370 mm² and 526 mm², respectively.

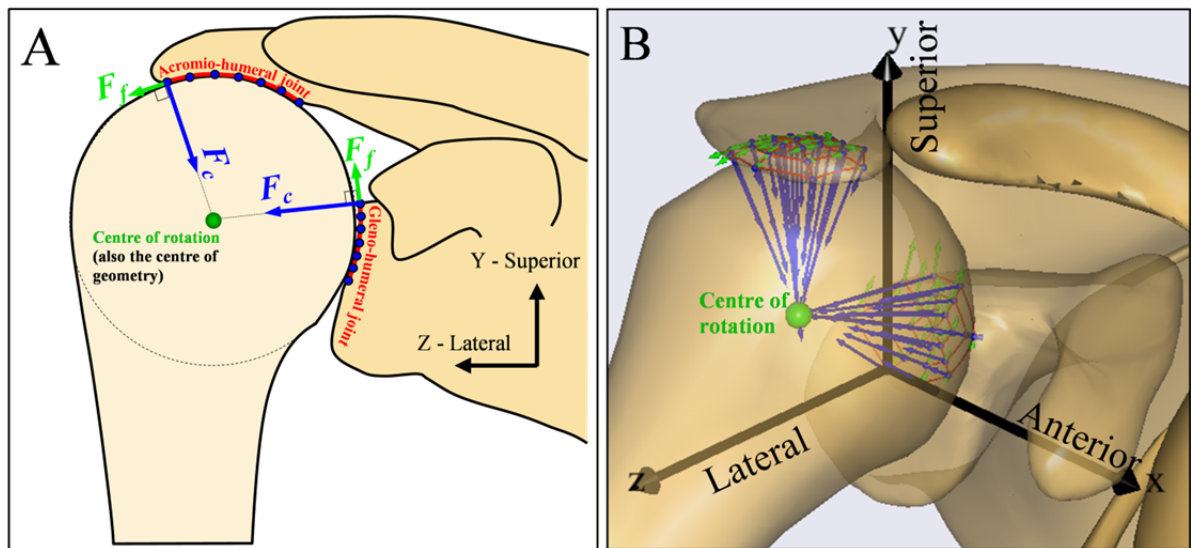


Figure-A 5.a-1 (A) Schematic representation of the CTA contact surfaces. Only one contact force (F_c in blue) and one friction force (F_f in green) is shown; (B) 3D AnyBody model view of the contacts surfaces with all the contact forces (blue) and friction forces (green) acting at the nodes. Muscles are hidden to improve visibility.

In the CTA model, the stability constraint ensuring that the resultant force at the gleno-humeral joint stayed inside the glenoid cavity was not used. Instead of that constraint, a unique algorithm called the "Force dependent kinematics" (FDK) algorithm was used to estimate the penetration of the humeral head in the tangential and perpendicular directions of the glenoid. The penetration between the humeral head, the glenoid and the acromion was estimated using compressive spring nodes on the glenoid and acromion and a sphere approximating the humeral head. At each node on the glenoid and acromion surfaces, a contact force (F_c) perpendicular to the surface (Figure-A 5.a-1) was computed as the product of the node stiffness (k) by the penetration (Δd) between the sphere and the node ($F_c = k \cdot \Delta d$). A spring stiffness of 250 N/mm was used, which allowed the convergence of the solution in a reasonable amount of time without allowing too much bone-in-bone penetration (< 0.25 mm). The gleno-humeral contact force (GHCF) was computed as the vector sum of the 25 contact forces (F_c) on the glenoid nodes (n_g) ($GHCF = \sum n_g F_c$ for $n_g = 1..25$), while the acromio-humeral contact force (AHCF) was computed as the vector sum of the 25 contact forces on the acromion (n_a) ($AHCF = \sum n_a F_c$ for $n_a = 1..25$). Moreover, a friction force (F_f) was applied at each node, being tangent to the surface and opposed to the movement. This force was computed as the product of a friction coefficient (μ) by the contact force at the node ($F_f = F_c \cdot \mu$). A friction coefficient (μ) of 0.15 was used when simulating the presence of a humeral hemiprosthesis in contact with the glenoid bone (Bergmann, Graichen, Bender et al., 2011). This friction coefficient was doubled (0.3) when simulating no prosthesis. The friction moment (M_f) was computed as the product of the radius of the humeral head (r) by the scalar sum of all the friction forces ($M_f = r \cdot \sum F_f$).

Muscular optimisation criterion

In the CTA model, the “min/max” muscular optimization criterion was chosen because of its property to maximise muscle synergism. The consequence is that the system uses the maximum of its muscular resources to raise the arm as highly as possible. In this context, the “maximum elevation angle” was considered to be reached when the activity of the most active muscle reached 100 %.

Condition of the rotator cuff

The present study simulated a posterior-superior massive rotator cuff tear (MRCT) because of its high clinical prevalence (Bedi, Dines, Warren et al., 2010). Based on the study of Bedi et al. (2010) and on the clinical observations of the orthopaedic surgeon involved in the present study, a complete removal of the supraspinatus and infraspinatus, and a partial removal of the subscapularis (upper two-third – 4/6 fibres) were simulated in the CTA model.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ackermann, M. and A. J. van den Bogert (2010). "Optimality principles for model-based prediction of human gait." J Biomech 43(6): 1055-1060.
- Ackland, D. C., P. Pak, et al. (2008). "Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder." J Anat 213(4): 383-390.
- Ackland, D. C. and M. G. Pandy (2009). "Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature." J Anat 215(2): 184-197.
- Ackland, D. C., S. Roshan-Zamir, et al. (2010). "Moment Arms of the Shoulder Musculature After Reverse Total Shoulder Arthroplasty." Journal of Bone and Joint Surgery 92(5): 1221-1230.
- Adams, C. R., M. A. Baldwin, et al. (2007). "Effects of rotator cuff tears on muscle moment arms: a computational study." J Biomech 40(15): 3373-3380.
- Ahir, S. P., P. S. Walker, et al. (2004). "Analysis of glenoid fixation for a reversed anatomy fixed-fulcrum shoulder replacement." Journal of Biomechanics 37(11): 1699-1708.
- Alpert, S. W., M. M. Pink, et al. (2000). "Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds." J Shoulder Elbow Surg 9(1): 47-58.
- An, K. N., K. Takahashi, et al. (1984). "Determination of muscle orientations and moment arms." J Biomech Eng 106(3): 280-282.
- Apreleva, M., I. M. Parsons Iv, et al. (2000). "Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 9(5): 409-417.
- Aroonjarattham, P., P. Jiamwatthanachai, et al. (2009). "Three-dimensional morphometric study of the Thai proximal humerus: cadaveric study." J Med Assoc Thai 92(9): 1191-1197.
- Ateshian, G. A., W. H. Warden, et al. (1997). "Finite deformation biphasic material properties of bovine articular cartilage from confined compression experiments." J Biomech 30(11-12): 1157-1164.
- Ballmer, F. T., J. A. Sidles, et al. (1993). "Humeral head prosthetic arthroplasty: Surgically relevant geometric considerations." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 2(6): 296-304.

- Bandholm, T., L. Rasmussen, et al. (2006). "Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome." Muscle & Nerve 34(5): 631-639.
- Bedi, A., J. Dines, et al. (2010). "Massive tears of the rotator cuff." J Bone Joint Surg Am 92(9): 1894-1908.
- Bergmann, G., F. Graichen, et al. (2007). "In vivo glenohumeral contact forces--Measurements in the first patient 7 months postoperatively." Journal of Biomechanics 40(10): 2139-2149.
- Bergmann, G., F. Graichen, et al. (2011). "In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction." Journal of Biomechanics 44(8): 1543-1552.
- Bergmann, J., M. de Leeuw, et al. (2008). "Contribution of the Reverse Endoprosthesis to Glenohumeral Kinematics." Clinical Orthopaedics and Related Research 466(3): 594-598.
- Bey, M. J., S. K. Kline, et al. (2007). "Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics: Technique and preliminary results." Journal of Biomechanics In Press, Corrected Proof.
- Billuart, F., L. Devun, et al. (2007). "3D kinematics of the glenohumeral joint during abduction motion: an ex vivo study." Surgical and Radiologic Anatomy 29: 291-295.
- Billuart, F., O. Gagey, et al. (2006). "Biomechanics of the deltoideus." Surgical and Radiologic Anatomy 28(1): 76-81.
- Boileau, P. and G. Walch (1997). "The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design." J Bone Joint Surg Br 79(5): 857-865.
- Boileau, P., D. Watkinson, et al. (2006). "Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: Results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 15(5): 527-540.
- Boileau, P., D. J. Watkinson, et al. (2005). "Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 14(1, Supplement 1): S147-S161.
- Büchler, P., N. A. Ramaniraka, et al. (2002). "A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints." Clinical Biomechanics 17(9-10): 630-639.

- Charlton, I. W. and G. R. Johnson (2006). "A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint." Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine 220: 801-812.
- Churchill, R. S., J. J. Brems, et al. (2001). "Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study." J Shoulder Elbow Surg 10(4): 327-332.
- Clavert, P., M. Zerah, et al. (2006). "Finite element analysis of the strain distribution in the humeral head tubercles during abduction: comparison of young and osteoporotic bone." Surgical and Radiologic Anatomy 28(6): 581-587.
- Damsgaard, M., J. Rasmussen, et al. (2006). "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System." Simulation Modelling Practice and Theory 14(8): 1100-1111.
- de Groot, J. H. and R. Brand (2001). "A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm." Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 16(9): 735-743.
- De Wilde, L., E. Audenaert, et al. (2002). "Consequences of deltoid muscle elongation on deltoid muscle performance: a computerised study." Clinical Biomechanics 17: 499-505.
- De Wilde, L. F., E. A. Audenaert, et al. (2004). "Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: A comparative biomechanical study." Journal of Orthopaedic Research 22(6): 1222-1230.
- De Wilde, L. F., B. M. Berghs, et al. (2004). "About the variability of the shape of the glenoid cavity." Surgical and Radiologic Anatomy 26(1): 54-59.
- De Wilde, L. F., T. Verstraeten, et al. (2010). "Reliability of the glenoid plane." J Shoulder Elbow Surg.
- DeLude, J. A., R. T. Bicknell, et al. (2007). "An anthropometric study of the bilateral anatomy of the humerus." J Shoulder Elbow Surg 16(4): 477-483.
- Dufour, M. and M. Pillu (2005). Biomécanique fonctionnelle: membres, tête, tronc, Masson.
- Ecklund, K. J., T. Q. Lee, et al. (2007). "Rotator cuff tear arthropathy." J Am Acad Orthop Surg 15(6): 340-349.
- Erdemir, A., S. McLean, et al. (2007). "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements." Clinical Biomechanics 22(2): 131-154.

- Farron, A. (2006). "Les prothèses d'épaule." Swiss medical forum 6: 53-58.
- Favre, P., B. Moor, et al. (2007). "Influence of component positioning on impingement in conventional total shoulder arthroplasty." Clinical Biomechanics 23(2): 175-183.
- Feeley, B. T., R. A. Gallo, et al. (2009). "Cuff tear arthropathy: current trends in diagnosis and surgical management." J Shoulder Elbow Surg 18(3): 484-494.
- Field, L. D., D. M. Dines, et al. (1997). "Hemiarthroplasty of the shoulder for rotator cuff arthropathy." J Shoulder Elbow Surg 6(1): 18-23.
- Fink, B., J. Singer, et al. (2004). "Surface replacement of the humeral head in rheumatoid arthritis." Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 124(6): 366-373.
- Forster, E., U. Simon, et al. (2004). "Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction." J Biomech 37(4): 577-581.
- Frankle, M., S. Siegal, et al. (2005). "The Reverse Shoulder Prosthesis for Glenohumeral Arthritis Associated with Severe Rotator Cuff Deficiency. A Minimum Two-Year Follow-up Study of Sixty Patients." J Bone Joint Surg Am 87(8): 1697-1705.
- Frankle, M. A., A. Teramoto, et al. (2009). "Glenoid morphology in reverse shoulder arthroplasty: classification and surgical implications." J Shoulder Elbow Surg 18(6): 874-885.
- Fukuda, H., K. Hamada, et al. (1990). "Pathology and pathogenesis of bursal-side rotator cuff tears viewed from en bloc histologic sections." Clin Orthop Relat Res(254): 75-80.
- Gagey, O. and E. Hue (2000). "Mechanics of the deltoid muscle. A new approach." Clinical orthopaedics and related research (375): 250-257.
- Gielo-Perczak, K., S. Matz, et al. (2006). "Arm abduction strength and its relationship to shoulder geometry." Journal of Electromyography and Kinesiology 16(1): 66-78.
- Graichen, H., H. Bonel, et al. (2001). "Sex-specific differences of subacromial space width during abduction, with and without muscular activity, and correlation with anthropometric variables." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 10(2): 129-135.
- Graichen, H., T. Stammberger, et al. (2000). "Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study." J Biomech 33(5): 609-613.

- Greenfield, B. H., R. Donatelli, et al. (1990). "Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane." Am J Sports Med 18(2): 124-128.
- Guery, J., L. Favard, et al. (2006). "Reverse Total Shoulder Arthroplasty. Survivorship Analysis of Eighty Replacements Followed for Five to Ten Years." J Bone Joint Surg Am 88(8): 1742-1747.
- Gupta, S. and F. C. T. F. C. T. van der Helm (2004). "Load transfer across the scapula during humeral abduction." Journal of Biomechanics 37(7): 1001-1009.
- Hansen, M. L., J. C. Otis, et al. (2008). "Biomechanics of Massive Rotator Cuff Tears: Implications for Treatment." J Bone Joint Surg Am 90(2): 316-325.
- Hashimoto, T., K. Suzuki, et al. (1995). "Dynamic analysis of intraarticular pressure in the glenohumeral joint." J Shoulder Elbow Surg 4(3): 209-218.
- Hertel, R., U. Knothe, et al. (2002). "Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 11(4): 331-338.
- Hill, A. M., A. M. J. Bull, et al. (2007). "Qualitative and quantitative descriptions of glenohumeral motion." Gait Posture.
- Holmberg, L. and A. Klarbring (2011). "Muscle decomposition and recruitment criteria influence muscle force estimates." Multibody System Dynamics: 1-7.
- Hopkins, A. R., U. N. Hansen, et al. (2004). "The effects of glenoid component alignment variations on cement mantle stresses in total shoulder arthroplasty." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 13(6): 668-675.
- Hopkins, A. R., U. N. Hansen, et al. (2006). "Glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty: A finite element investigation." Journal of Orthopaedic Research 25(1): 108-115.
- Iannotti, J. P., J. P. Gabriel, et al. (1992). "The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders." J Bone Joint Surg Am 74(4): 491-500.
- Inui, H., K. Sugamoto, et al. (2001). "Evaluation of three-dimensional glenoid structure using MRI." Journal of Anatomy 199: 323-328.

- Jeong, J., J. Bryan, et al. (2009). "Effect of a variable prosthetic neck-shaft angle and the surgical technique on replication of normal humeral anatomy." J Bone Joint Surg Am 91(8): 1932-1941.
- Kapandji, A. I. (2005). Physiologie articulaire. Paris, Maloine.
- Karduna, A. R., G. R. Williams, et al. (1997). "Joint stability after total shoulder arthroplasty in a cadaver model." J Shoulder Elbow Surg 6(6): 506-511.
- Katz, D., G. O'Toole, et al. (2007). A history of the reverse shoulder prosthesis.
- Kedgley, A. E., G. A. Mackenzie, et al. (2008). "Humeral head translation decreases with muscle loading." J Shoulder Elbow Surg 17(1): 132-138.
- Kedgley, A. E., G. A. Mackenzie, et al. (2007). "The effect of muscle loading on the kinematics of in vitro glenohumeral abduction." J Biomech.
- Kedgley, A. E., G. A. Mackenzie, et al. (2007). "In vitro kinematics of the shoulder following rotator cuff injury." Clinical Biomechanics 22(10): 1068-1073.
- Kelkar, R., V. M. Wang, et al. (2001). "Glenohumeral mechanics: A study of articular geometry, contact, and kinematics." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 10(1): 73-84.
- Konrad, G. G., M. Markmiller, et al. (2006). "Decreasing glenoid inclination improves function in shoulders with simulated massive rotator cuff tears." Clinical Biomechanics 21(9): 942-949.
- Kwon, Y. W., K. A. Powell, et al. (2005). "Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 14(1): 85-90.
- Labriola, J. E., T. Q. Lee, et al. (2005). "Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 14(1, Supplement 1): S32-S38.
- Langenderfer, J., S. A. Jerabek, et al. (2004). "Musculoskeletal parameters of muscles crossing the shoulder and elbow and the effect of sarcomere length sample size on estimation of optimal muscle length." Clinical Biomechanics 19(7): 664-670.

- Lemieux, P. O., K. Gielo-Perczak, et al. (2012). Influence of the stage of massive rotator cuff tear and adductor co-activation on shoulder function during activities of daily living: a numerical study. 9th Conference of the International Shoulder Group, August 22-24, Aberystwyth, UK.
- Lemieux, P. O., N. Hagemeister, et al. (2012). "Influence of the medial offset of the proximal humerus on the glenohumeral destabilising forces during arm elevation: a numerical sensitivity study." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering(DOI:10.1080/10255842.2011.607813).
- Lemieux, P. O., N. Nuño, et al. (2012). "Mechanical analysis of cuff tear arthropathy during multiplanar elevation with the AnyBody shoulder model." Clinical Biomechanics, DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.04.008.
- Levasseur, A., P. Tetreault, et al. (2007). "The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction." Clin Biomech (Bristol, Avon) 22(7): 758-766.
- Lévigne, C., P. Boileau, et al. (2008). "Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 17(6): 925-935.
- Lin, Y. C., T. W. Dorn, et al. (2012). "Comparison of different methods for estimating muscle forces in human movement." Proc Inst Mech Eng H 226(2): 103-112.
- Lippitt, S. B., J. E. Vanderhooft, et al. (1993). "Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 2(1): 27-35.
- Ludewig, P. M., V. Phadke, et al. (2009). "Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation." J Bone Joint Surg Am 91(2): 378-389.
- McCabe, R. A., S. J. Nicholas, et al. (2005). "The effect of rotator cuff tear size on shoulder strength and range of motion." Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 35(3): 130-135.
- McFarland, E., P. Sanguanjit, et al. (2006). "The reverse shoulder prosthesis: a review of imaging features and complications." Skeletal Radiology 35(7): 488-496.
- McPherson, E. J., R. J. Friedman, et al. (1997). "Anthropometric study of normal glenohumeral relationships." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 6(2): 105-112.
- Melis, B., M. J. Defranco, et al. (2011). "The teres minor muscle in rotator cuff tendon tears." Skeletal Radiology.

- Mengshoel, A. M. and B. Slungaard (2005). "Effects of shoulder arthroplasty and exercise in patients with rheumatoid arthritis." Clinical Rheumatology 24(3): 258-265.
- Michiels, I. and J. Grevenstein (1995). "Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane. - On the influence of abduction velocity and external load." Clinical Biomechanics 10: 137-143.
- Middernacht, B., L. De Wilde, et al. (2008). "Glenosphere Disengagement : A Potentially Serious Default in Reverse Shoulder Surgery." Clinical Orthopaedics and Related Research 466(4): 892-898.
- Muraki, T., M. Aoki, et al. (2006). "The effect of arm position on stretching of the supraspinatus, infraspinatus, and posterior portion of deltoid muscles: a cadaveric study." Clin Biomech (Bristol, Avon) 21(5): 474-480.
- Neyton, L., P. Boileau, et al. (2007). "Glenoid bone grafting with a reverse design prosthesis." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 16(3, Supplement 1): S71-S78.
- Nicholson, G. P. (2003). "Treatment of anterior superior shoulder instability with a reverse ball and socket prosthesis." Operative Techniques in Orthopaedics 13(4): 235-241.
- Nikooyan, A. A., H. E. Veeger, et al. (2012). "An EMG-driven musculoskeletal model of the shoulder." Hum Mov Sci.
- Nikooyan, A. A., H. E. Veeger, et al. (2010). "Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces." J Biomech 43(15): 3007-3014.
- Nolte, A., P. Augat, et al. (2008). "Analysis of the muscle and joint forces in the shoulder joint using the AnyBody simulation model." Journal of Biomechanics 41(Supplement 1): S492-S492.
- Nwakama, A. C., R. H. Cofield, et al. (2000). "Semiconstrained total shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis and massive rotator cuff tearing." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 9(4): 302-307.
- Nyffeler, R. W., R. Sheikh, et al. (2004). "Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction. An in vitro study." J Bone Joint Surg Am 86-A(3): 575-580.
- Nyffeler, R. W., C. M. L. Werner, et al. (2005). "Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 14(5): 524-528.

- Oizumi, N., S. Tadano, et al. (2006). "Numerical analysis of cooperative abduction muscle forces in a human shoulder joint." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 15(3): 331-338.
- Pandy, M. G. (2001). "Computer modeling and simulation of human movement." Annu Rev Biomed Eng 3: 245-273.
- Pearl, M. L. and A. G. Volk (1996). "Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty." J Shoulder Elbow Surg 5(4): 320-326.
- Poppen, N. K. and P. S. Walker (1976). "Normal and abnormal motion of the shoulder." J Bone Joint Surg Am 58(2): 195-201.
- Praagman, M., E. K. J. Chadwick, et al. (2006). "The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption." Journal of Biomechanics 39(4): 758-765.
- Rasmussen, J., S. Carbes, et al. (2009). A computational model of a reverse shoulder joint prosthesis. 17th Annual Symposium on Computational Methods on Orthopaedic Biomechanics, Las-Vegas, Nevada.
- Rasmussen, J., M. Damsgaard, et al. (2001). "Muscle recruitment by the min/max criterion -- a comparative numerical study." Journal of Biomechanics 34(3): 409-415.
- Rasmussen, J., M. de Zee, et al. (2007). "Comparison of musculoskeletal shoulder model with in-vivo joint forces." Journal of Biomechanics 40(Supplement 2): S67-S67.
- Rasmussen, J., V. Vondrak, et al. (2002). The AnyBody project - Computer analysis of the human body. Computer Analysis of the Human Body. Biomechanics of Man, Cejkovice, Czech Republic.
- Robertson, D. D., J. Yuan, et al. (2000). "Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty." J Bone Joint Surg Am 82-A(11): 1594-1602.
- Roche, C., L. Angibaud, et al. (2006). "Anatomic validation of an "anatomic" shoulder system." Bull Hosp Jt Dis 63(3-4): 93-97.
- Rockwood, C. A., F. A. Matsen, et al. (2009). Advanced evaluation and management of glenohumeral arthritis in the cuff-deficient shoulder. The Shoulder. E. H. Sciences. 2: 1704.
- Rockwood, C. A., F. A. Matsen Iii, et al. (2009). Glenohumeral instability. The Shoulder. E. H. Sciences. 1: 1704.

- Royer, P. J., E. J. Kane, et al. (2009). "Fluoroscopic assessment of rotator cuff fatigue on glenohumeral arthrokinematics in shoulder impingement syndrome." J Shoulder Elbow Surg 18(6): 968-975.
- Sahara, W., K. Sugamoto, et al. (2007). "The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open MRI." Clinical Biomechanics 22(3): 304-312.
- Sanchez-Sotelo, J., R. H. Cofield, et al. (2001). "Shoulder hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency." J Bone Joint Surg Am 83-A(12): 1814-1822.
- Sarris, I. K., N. G. Papadimitriou, et al. (2003). "Bipolar hemiarthroplasty for chronic rotator cuff tear arthropathy." The Journal of Arthroplasty 18(2): 169-173.
- Scibek, J. S., J. E. Carpenter, et al. (2009). "Rotator cuff tear pain and tear size and scapulohumeral rhythm." J Athl Train 44(2): 148-159.
- Scibek, J. S., A. G. Mell, et al. (2008). "Shoulder kinematics in patients with full-thickness rotator cuff tears after a subacromial injection." J Shoulder Elbow Surg 17(1): 172-181.
- Seebauer, L., W. Walter, et al. (2005). "Reverse Total Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Defect Arthropathy." European Journal of Trauma 31(5): 508-520.
- Sirveaux, F., L. Favard, et al. (2004). "Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff: Results of a multicentre study of 80 shoulders." J Bone Joint Surg Br 86-B(3): 388-395.
- Smith, C. D., S. D. Masouros, et al. (2008). "Tensile properties of the human glenoid labrum." J Anat 212(1): 49-54.
- Steenbrink, F., J. H. de Groot, et al. (2009). "Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears." J Biomech 42(11): 1740-1745.
- Steenbrink, F., J. H. de Groot, et al. (2006). "Pathological muscle activation patterns in patients with massive rotator cuff tears, with and without subacromial anaesthetics." Manual Therapy 11(3): 231-237.
- Takase, K., A. Imakiire, et al. (2002). "Radiographic study of the anatomic relationships of the greater tuberosity." J Shoulder Elbow Surg 11(6): 557-561.

- Takase, K., K. Yamamoto, et al. (2004). "The radiographic study in the relationship of the glenohumeral joint." Journal of Orthopaedic Research 22: 298-305.
- Terrier, A., P. Büchler, et al. (2006). "Influence of glenohumeral conformity on glenoid stresses after total shoulder arthroplasty." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 15(4): 515-520.
- Terrier, A., A. Reist, et al. (2008). "Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses." J Bone Joint Surg Br 90-B(6): 751-756.
- Terrier, A., A. Reist, et al. (2007). "Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction." Clinical Biomechanics 22(6): 645-651.
- Terrier, A., A. Vogel, et al. (2007). "An algorithm to allow humerus translation in the indeterminate problem of shoulder abduction." Medical Engineering & Physics 30(6): 710-716.
- Tetreault, P., A. Levasseur, et al. (2011). "Passive contribution of the rotator cuff to abduction and joint stability." Surgical and Radiologic Anatomy.
- Teyhen, D. S., J. M. Miller, et al. (2008). "Rotator cuff fatigue and glenohumeral kinematics in participants without shoulder dysfunction." J Athl Train 43(4): 352-358.
- Thompson, W. O., R. E. Debski, et al. (1996). "A biomechanical analysis of rotator cuff deficiency in a cadaveric model." Am J Sports Med 24(3): 286-292.
- van Andel, C. J., N. Wolterbeek, et al. (2008). "Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks." Gait Posture 27(1): 120-127.
- van der Helm, F. C. (1994). "Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism." J Biomech 27(5): 527-550.
- van der Helm, F. C., H. E. Veeger, et al. (1992). "Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system." Journal of biomechanics 25(2): 129-144.
- van der Helm, F. C. and R. Veenbaas (1991). "Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: Application to the shoulder mechanism." Journal of Biomechanics 24(12): 1151-1163.
- van der Helm, F. C. T. (1994). "A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism." Journal of Biomechanics 27(5): 551-553.

- Veeger, H. E. J. and F. C. T. van der Helm (2007). "Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability." Journal of Biomechanics 40(10): 2119-2129.
- Veeger, H. E. J., F. C. T. Van Der Helm, et al. (1991). "Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism." Journal of Biomechanics 24(7): 615-629.
- Veeger, H. E. J., B. Yu, et al. (1997). Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modeling. Proceeding of the First Conference of the ISG, Delft University of Technology, The Netherlands, Shaker Publishing B.V.
- Vidt, M. E., M. Daly, et al. (2012). "Characterizing upper limb muscle volume and strength in older adults: a comparison with young adults." J Biomech 45(2): 334-341.
- Visotsky, J. L., C. Basamania, et al. (2004). "Cuff tear arthropathy: pathogenesis, classification, and algorithm for treatment." J Bone Joint Surg Am 86-A Suppl 2: 35-40.
- Walch, G. and P. Boileau (1992). Morphological study of the humeral proximal epiphysis. Proceedings of the European Society for Surgery of the Shoulder and the Elbow, J. Bone and Joint Surg.
- Wall, B., L. Nove-Josserand, et al. (2007). "Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Review of Results According to Etiology." J Bone Joint Surg Am 89(7): 1476-1485.
- Wataru, S., S. Kazuomi, et al. (2005). "Three-dimensional morphological analysis of humeral heads: a study in cadavers." Acta Orthop 76(3): 392-396.
- Wattanaprakornkul, D., M. Halaki, et al. (2011). "A comprehensive analysis of muscle recruitment patterns during shoulder flexion: an electromyographic study." Clin Anat 24(5): 619-626.
- Wellmann, M., W. Petersen, et al. (2008). "Effect of coracoacromial ligament resection on glenohumeral stability under active muscle loading in an in vitro model." Arthroscopy 24(11): 1258-1264.
- Westerhoff, P., F. Graichen, et al. (2009). "An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in the shoulder joint." Medical Engineering and Physics 31(2): 207-213.
- Wickham, J., T. Pizzari, et al. (2010). "Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction." Journal of Electromyography and Kinesiology 20(2): 212-222.

- Williams, G. R., K. L. Wong, et al. (2001). "The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translations, range of motion, and subacromial impingement." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 10(5): 399-409.
- Wirth, M. A., J. Ondrla, et al. (2007). "Replicating proximal humeral articular geometry with a third-generation implant: a radiographic study in cadaveric shoulders." J Shoulder Elbow Surg 16(3 Suppl): S111-116.
- Wong, A. S., L. Gallo, et al. (2003). "The effect of glenoid inclination on superior humeral head migration." Journal of Shoulder and Elbow Surgery 12(4): 360-364.
- Wu, G., F. C. T. van der Helm, et al. (2005). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand." J Biomech 38(5): 981-992.
- Yanagawa, T., C. J. Goodwin, et al. (2008). "Contributions of the Individual Muscles of the Shoulder to Glenohumeral Joint Stability During Abduction." Journal of Biomechanical Engineering 130(2): 021024-021029.
- Zajac, F. E. (1989). "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control." Critical reviews in biomedical engineering 17(4): 359-411.