

# ÉTUDE NUMÉRIQUE DE L'IMPACT DES PARAMÈTRES CHIRURGICAUX DE L'ARTHROPLASTIE TOTALE ANATOMIQUE SUR LES RISQUES DE COMPLICATIONS POSTOPÉRATOIRES

par

DAN SOYEUX

MÉMOIRE PAR ARTICLE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE  
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA  
MAÎTRISE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ  
M.SC.A

MONTREAL, LE 28 OCTOBRE 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Dan Soyeux, 2024



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

**PRÉSENTATION DU JURY**  
**CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ**  
**PAR UN JURY COMPOSÉ DE :**

Mme Nicola Hagemeister, directrice de mémoire  
Département génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Mickaël Begon, codirecteur de mémoire  
École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique  
Faculté de Médecine de l'Université de Montréal

M. Simon Drouin, président du jury  
Département génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Rashid Aissaoui membre du jury  
Département génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

**IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC**

**LE 22 OCTOBRE 2024**

**À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE**



## REMERCIEMENTS

Un énorme merci à Jade ma meilleure amie ! Pour ces cinq années d'amitié, pour ton soutien quotidien quelques soient les épreuves. Je n'aurai peut-être pas réussi à finir ce mémoire sans ton soutien ! Merci pour tout le bonheur tu m'apportes chaque jour ! Je t'aime.

À Artémis et Daphnée, merci pour votre amitié qui me fait me sentir chez moi à Montréal bien que je ne vienne pas d'ici. Je n'envisagerais pas de rester au Québec si je ne vous avais pas rencontrées.

Un grand merci à Nicola et Mickaël, mes directeurs, avec qui je n'ai jamais eu peur d'échouer et qui m'ont toujours encouragé et permis de réaliser ma maîtrise très sereinement.

Merci à mes parents sans qui mes études à Montréal n'auraient jamais été possibles ! Merci de m'avoir incité à tenter ce projet fou d'aller étudier pendant sept ans à l'étranger qui a changé ma vie.

Merci à ma sœur qui m'a accompagné et soutenu pendant toutes ces années au Québec.

Un énorme merci à Margaux pour tes conseils et ton soutien pendant ma maîtrise, aux autres membres du LIO que j'ai pu croiser, aux parents d'Artémis, à Thaïs, à ma cousine Carine et à tant d'autres personnes que j'oublie surement.



# **Étude numérique de l'impact des paramètres chirurgicaux de l'arthroplastie totale anatomique sur les risques de complications postopératoires**

DAN SOYEUX

## **RÉSUMÉ**

Le descellement de l'implant glénoïdien est la complication la plus commune après une chirurgie d'arthroplastie anatomique totale de l'épaule. Cette complication peut être causée par l'application anormale de forces de cisaillement ou de forces excentrées sur l'implant glénoïdien. L'angle critique de l'épaule (CSA) est une mesure anatomique corrélée avec une apparition plus précoce de signes radiologiques de descellement glénoïdien. Cet angle dépend à la fois de l'inclinaison de la glène et de la longueur de l'acromion. Le mécanisme reliant le CSA élevé au descellement est encore flou. Cette limitation est principalement due aux difficultés des études expérimentales et numériques à évaluer la position de la force de contact appliquée sur l'implant glénoïdien.

L'objectif de ce mémoire est d'étudier l'impact du CSA sur les facteurs de risques de descellement glénoïdien en développant un modèle musculosquelettique. Un modèle musculosquelettique de l'épaule intégrant des implants anatomiques a été modifié dans le logiciel *Anybody<sup>TM</sup>*. De multiples configurations de CSA furent créées en variant l'inclinaison de l'implant glénoïdien et la longueur de l'acromion. Dans cette étude, augmenter le CSA avec une inclinaison supérieure et un acromion plus long a augmenté les translations articulaires, augmentant ainsi l'excentricité de la force appliquée sur l'implant glénoïdien. Ainsi, un plus grand CSA augmenterait l'intensité du moment et du cisaillement appliqués sur l'implant glénoïdien, ce qui pourrait augmenter les risques de descellement. Ces résultats suggèrent que le CSA pourrait être corrigé en réduisant l'inclinaison ou la longueur de l'acromion par acromioplastie pour réduire les risques de descellement.

**Mots-clés :** Arthroplastie anatomique totale de l'épaule, descellement glénoïdien, angle critique de l'épaule, modélisation musculosquelettique



# **Computational study of the impact of the surgical parameters of anatomical total shoulder arthroplasty on risks of postoperative complications**

DAN SOYEUX

## **ABSTRACT**

In anatomical total shoulder arthroplasty, the loosening of the glenoid implant is the most common complication. It can be caused by high shear forces applied to the glenoid or by an eccentric loading of the glenoid implant provoking the “rocking” of the glenoid. The critical shoulder angle (CSA) is a geometrical measure that was correlated with earlier radiological signs of glenoid loosening. This angle varies with the glenoid inclination and the acromion length. However, the mechanism linking the CSA with glenoid loosening remains unclear due to the limitations of experimental and computational studies to evaluate the position of the force applied to the glenoid.

The main purpose of this thesis was to develop a musculoskeletal model to study the impact of the CSA on biomechanical risk factors of glenoid loosening. An already developed musculoskeletal model of the shoulder with anatomical shoulder implants was used in *Anybody<sup>TM</sup>*. Multiple CSA configurations were simulated by varying the acromion length and the glenoid inclination during an abduction. In this study, increasing the CSA with an upward-tilted glenoid and a longer acromion, increased the superior humeral displacement, leading to a more eccentric force and to higher moment and shear applied to the glenoid. The increased moment and shear could lead more “rocking” of the glenoid implant leading to higher risks of its loosening. These results suggest that correcting down the CSA by reducing the glenoid inclination or the acromion length with acromioplasty could reduce the risks of glenoid loosening.

**Keywords:** Anatomical total shoulder arthroplasty, glenoid loosening, critical shoulder angle, musculoskeletal study



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	3
1.1 Le complexe articulaire de l'épaule .....	3
1.2 L'articulation glénohumérale.....	6
1.2.1 Cinématique de l'articulation glénohumérale .....	9
1.2.2 Muscles pour le mouvement .....	9
1.2.3 Stabilisation du mouvement.....	10
1.2.3.1 Notion de stabilité glénohumérale .....	10
1.2.3.2 Stabilisation de l'articulation glénohumérale .....	12
1.3 Pathologies de l'épaule requérant une arthroplastie .....	17
1.3.1 Arthrose.....	17
1.3.2 Rupture de la coiffe des rotateurs .....	18
1.4 Réparation de l'articulation glénohumérale : l'arthroplastie totale .....	20
1.4.1 Prothèses anatomiques .....	20
1.4.2 Complications des prothèses anatomiques.....	24
1.4.3 Le descellement glénoïdien : première complication de l'aTSA.....	25
1.4.3.1 Mécanisme de descellement glénoïdien.....	25
1.4.3.2 Complications aggravant les risques de descellement .....	26
1.5 Paramètres chirurgicaux et anatomiques influençant le descellement glénoïdien.....	27
1.5.1 L'angle critique de l'épaule .....	27
1.5.2 Inclinaison de l'implant glénoïdien .....	30
1.5.3 Longueur acromion.....	31
1.5.4 Limites de la littérature sur le lien entre CSA et descellement.....	33
1.6 Études expérimentales de la biomécanique de l'épaule.....	33
1.6.1 Limites des études in-vivo .....	33
1.6.2 Montages expérimentaux .....	34
1.7 Études numériques de l'épaule .....	37
1.7.1 Modélisation musculosquelettique de l'épaule .....	37
1.7.1.1 Équations du mouvement.....	37
1.7.1.2 Définition des articulations .....	40
1.7.1.3 Dynamique directe .....	40
1.7.1.4 Dynamique inverse .....	41
1.7.1.5 Modélisation musculosquelettique de l'épaule .....	42
1.7.2 Modélisation de l'épaule par éléments finis .....	43
1.7.2.1 Modèles d'épaule non-prothétique par éléments finis .....	43
1.7.3 Modèle musculosquelettique de l'épaule avec arthroplastie totale anatomique.....	45
1.7.3.1 Simulation du contact entre les implants .....	45
1.7.3.2 Estimation des translations glénohumérales : Force Dependant Kinematics algorithm .....	48

CHAPITRE 2	PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIF DE L'ÉTUDE.....	51
2.1	Problématique .....	51
2.2	Objectif .....	52
CHAPITRE 3	THE GLENOID IMPLANT INCLINATION AND THE ACROMION LENGTH INCREASE THE MOMENT AND SHEAR APPLIED TO THE GLENOID - A MUSCULOSKELETAL STUDY .....	55
3.1	Abstract .....	55
3.2	Introduction.....	57
3.3	Material and methods.....	58
3.3.1	Musculoskeletal model .....	59
3.3.2	CSA variation.....	60
3.3.2.1	CSA measurement .....	60
3.3.2.2	Glenoid inclination.....	61
3.3.2.3	Acromion length .....	61
3.3.2.4	CSA variation.....	61
3.3.3	Musculoskeletal simulations and analyses.....	62
3.4	Results.....	63
3.4.1	Muscle kinematics .....	63
3.4.1.1	Lateral deltoid kinematics.....	64
3.4.1.2	Anterior and posterior deltoid and rotator cuff kinematics.....	65
3.4.2	COP.....	65
3.4.3	Contact forces .....	66
3.5	Shear and moment scores.....	68
3.6	Discussion .....	70
3.6.1	Acromion length .....	70
3.6.2	Glenoid inclination.....	71
3.6.3	CSA relevance .....	71
3.6.4	Limits of the study .....	72
3.7	Conclusion .....	73
CHAPITRE 4	RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES.....	75
4.1	Outil de mesure et de modification du CSA .....	75
4.2	Outil de génération de graphiques de simulations Anybody .....	77
CHAPITRE 5	DISCUSSION DES RÉSULTATS .....	83
5.1	Discussion .....	83
5.2	Limitations de l'étude.....	84
5.3	Perspectives de recherche .....	87
CONCLUSION	.....	89
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	.....	91

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Revue des montages expérimentaux d'épaule permettant une variation du CSA.....35
Tableau 3.1	Color-coded studied CSA values according to glenoid inclination and acromion lengthening with <b>28°</b> the CSA of the reference configuration .....62
Tableau 3.2	Color-coded shear score according to the acromion lengthening and glenoid inclination (i.e., integral of the total shear force applied to the glenoid during the abduction in N.s) with respect to the reference value (0.0 mm acromion lengthening and 0.0° glenoid inclination) .....69
Tableau 3.3	Color-coded moment score according to the acromion lengthening and glenoid inclination (i.e., integral of the total moment applied on the glenoid implant during the abduction in N.m.s) with respect to the reference value (0.0 mm acromion lengthening and 0.0° change in glenoid inclination) .....69



## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Articulations de l'épaule Adaptée de Kock (2024b) (Traduction libre).....3
Figure 1.2	Plans anatomiques Adaptée de ScientificStock (2024) (Traduction libre) .....4
Figure 1.3	Mouvements de l'épaule Adaptée de Namdari et al. (2012) .....5
Figure 1.4	Plan de la scapula Tirée de Gauci et al., (2022).....6
Figure 1.5	Forme de la glène Adaptée de Lippitt et Matsen (1993) (Traduction libre) .....7
Figure 1.6	(A) Inclinaison : angle entre l'axe inférosupérieur de la glène et la droite perpendiculaire à l'axe transverse dans le plan de la scapula (B) Version: angle entre l'axe antéropostérieur de la glène et la droite perpendiculaire à l'axe transverse dans le plan transverse de la scapula.....8
Figure 1.7	Muscles de l'épaule Adaptée de Nordin (2012, p. 335) (Traduction libre) .....10
Figure 1.8	Définition de la zone de stabilité de l'articulation glénohumérale Adaptée de Matsen et al. (2004, p. 97) (Traduction libre).....11
Figure 1.9	Augmentation de la profondeur de la cavité glénoïdienne par le labrum Adaptée de Matsen et al. (2004, p. 96) (Traduction libre) .....13
Figure 1.10	Ligaments de l'articulation glénohumérale Tirée de Kock (2024a).....14
Figure 1.11	Action des ligaments à la fin de l'amplitude de mouvement Tirée de Matsen et al. (2004, p. 36) .....14
Figure 1.12	Muscles de la coiffe des rotateurs Adaptée de Vectormine (2024) (Traduction libre) .....15
Figure 1.13	(A) Force de contact excentrée, (B) Stabilisation de l'épaule en recentrant la force de contact par les muscles de la coiffe des rotateurs Adaptée de Rockwood et al. (2016, p. 31) (Traduction libre) .....16
Figure 1.14	Classification de Walch des déformités après une arthrose Tirée de Walch et al. (1999) .....18

Figure 1.15	Érosion de la glène à la suite d'une rupture de la coiffe des rotateurs Adaptée de Matsen et al. (2004, p. 262) (Traduction libre).....	19
Figure 1.16	Implant glénoïdien et huméral anatomiques Tirée de Kock (2024c).....	21
Figure 1.17	(A) Fraisage et (B) insertion de l'implant glénoïdien Tirée de Matsen et al. (2004, pp. 487-496).....	22
Figure 1.18	Changement de la version de l'implant glénoïdien par fraisage. (A) Version neutre (B) Rétroversion Tirée de Matsen et al. (2004, p. 497) .....	23
Figure 1.19	Effet de cheval à bascule de l'implant glénoïdien Tirée de Matsen et al. (2004, p. 508) .....	25
Figure 1.20	(A) L'angle critique de l'épaule est l'angle entre l'axe inféropostérieur de la glène et une droite reliant l'extrémité inférieure de la glène (point 1) avec l'extrémité latérale de l'acromion (point 2). (B) : CSA de référence à 30°. (C) CSA augmenté à 40° avec un acromion plus long de 6.9 mm. (D) CSA augmenté à 40° avec une inclinaison augmentée à 15° .....	28
Figure 1.21	Effet de la longueur de l'acromion sur l'orientation de la force du deltoïde latéral sur la scapula Tirée de Nyffeler & Meyer (2017).....	32
Figure 1.22	Calcul de la position et de l'amplitude de la force de contact ( $F_c$ ) en fonction du volume de pénétration ( $V_p$ ) et des vecteurs de pénétration ....	46
Figure 1.23	Position de la force de contact appliquée sur la glène ( $F_c$ ) au cours d'une abduction .....	47
Figure 1.24	Diagramme du processus de dynamique inverse intégrant le FDK .....	48
Figure 3.1	Similar CSA of 35° with different glenoid inclinations and acromion lengths as defined by Watling et al. (2018), i.e., the angle in an anteroposterior view of the scapula between a first line connecting the superior and the inferior margins of the glenoid implant and a second line connecting the inferior margin of the glenoid implant to the most lateral point of the acromion. (A) Increased acromion length by 7.85 mm with a 2.9° glenoid inclination. (B) Increased glenoid inclination to 9.0° with a normal acromion length .....	60
Figure 3.2	Muscle forces for different acromion lengths and glenoid inclinations ....	63



Figure 3.3	(A) Angle between the scapula mediolateral axis in the scapular plane and the lateral deltoid's force on the scapula (an angle of $-90^\circ$ corresponds to an inferior orientation of the force), (B) Moment arm of the lateral deltoid, (C) Lateral deltoid force for multiple acromion shifts with a neutral inclination.....	64
Figure 3.4	Center of Pressure (COP) on the glenoid implant for different acromion shifts with a glenoid implant inclination of $-8.7^\circ$ (A), $0.0^\circ$ (B), and $9.0^\circ$ (C). The cross is the position of the COP at $15^\circ$ of abduction .....	66
Figure 3.5	Contact forces on the glenoid implant for multiple acromion shifts with a $0.0^\circ$ inclination. Contact forces are projected on the posterior-anterior axis (left), inferior-superior axis (middle), and medial-lateral axis (right) .....	67
Figure 3.6	Instability ratio for multiple acromion shifts with a glenoid implant inclination of $-8.7^\circ$ (A), $0.0^\circ$ (B), and $9.0^\circ$ (C) .....	68
Figure 4.1	Axes et points définis sur le modèle 3D slicer pour la variation du CSA.....	76
Figure 4.2	Mesure et variation du CSA sur 3D slicer .....	76
Figure 4.3	Graphique de la force de toutes les fibres d'un groupe musculaire.....	78
Figure 4.4	Graphique des forces d'une liste de muscles.....	79
Figure 4.5	Graphique de la direction en 3D de la force du deltoïde sur son insertion .....	79
Figure 4.6	Graphique de position d'une force sur une surface. Avec une étiquette indiquant l'angle d'abduction où la force de contact atteint la position la plus supérieure.....	80
Figure 4.7	Graphique de comparaison des translations glénohumérales entre les résultats de simulation et la littérature .....	81
Figure 5.1	Comparaison des forces des muscles de la coiffe des rotateurs.....	85



## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

**Unités**

$m$	mètre
$m^3$	mètre cube
$s$	seconde
$N$	newton
$N.s$	newton-seconde
$N.m$	newton-mètre
$N.m.s$	newton-mètre-seconde
$N/m^3$	newton par mètre cube

**Symboles de l'équation de mouvement**

$m_i$	Masse du segment $i$
$\mathbf{a}_i$	Accélération du centre de masse du segment $i$
$\mathbf{f}_i$	Forces appliquées sur le segment $i$
$\mathbf{M}_i^0$	Matrice des moments appliquées sur le segment $i$ par rapport à son centre de masse
$\omega$	Vitesse angulaire du centre de masse du segment
$\dot{\omega}$	Accélération angulaire du centre de masse du segment
$\mathbf{J}'_i$	Tenseur d'inertie du segment $i$
$\dot{\mathbf{v}}_i$	Accélération du segment $i$
$\mathbf{g}_i^{(ext)}$	Forces externes appliquées au segment $i$
$\mathbf{b}_i$	Terme contenant les forces de Coriolis et les forces centrifuges
$\mathbf{M}_i$	Matrice de masses et d'inertie du segment $i$
$\mathbf{f}^{(M)}$	Force musculaires
$\mathbf{f}^{(R)}$	Forces de réaction
$\mathbf{g}^{(app)}$	Forces gravitationnelles appliquées aux segments

**Symboles de l'algorithme de force dependant kinematics**

$\mathbf{f}^{(FDK)}$	Forces de réaction calculées par l'algorithme de <i>force dependant kinematics</i>
$\alpha^{FDK}$	Translations glénohumérales calculées par l'algorithme de <i>force dependant kinematics</i>
$\alpha_{AP}$	Translation glénohumérale dans la direction antéropostérieure
$\alpha_{IS}$	Translation glénohumérale dans la direction inférosupérieure
$\alpha_{ML}$	Translation glénohumérale dans la direction médiolatérale

**Symboles de l'algorithme de contact :**

$\mathbf{F}_c$	Force de contact glénohumérale
$\mathbf{k}_d$	Module de pression
$V_p$	Volume de pénétration des implants



## INTRODUCTION

Le descellement de l'implant glénoïdien est la première complication à long-terme de l'arthroplastie totale anatomique de l'épaule (aTSA). Cette complication représente 24 à 39% des complications chirurgicales à long terme et requière une chirurgie de révision dans 28% des cas (Bohsali, Wirth, & Rockwood, 2006 ; Gonzalez, Alami, Baque, Walch, & Boileau, 2011). Les facteurs de risques de descellement glénoïdiens identifiés sont une rupture des muscles de la coiffe des rotateurs (Franklin, Barrett, Jackins, & Matsen, 1988), la qualité de la fixation de l'implant (Gonzalez et al., 2011) et un mauvais positionnement de l'implant glénoïdien (Strauss, Roche, Flurin, Wright, & Zuckerman, 2009). Le mécanisme provoquant le descellement de l'implant glénoïdien semble être l'effet de « cheval à bascule ». En cas de translations excessives de la tête humérale par rapport à l'implant glénoïdien, des forces anormalement excentriques sont appliquées sur cet implant ce qui compresse une de ses extrémité tout en soulevant l'extrémité opposée (Franklin et al., 1988). De plus, l'application de plus grandes forces de cisaillement sur l'implant glénoïdien pourrait risquer une rupture du ciment de fixation de l'implant, menant à son descellement (Hopkins, Hansen, Amis, & Emery, 2004). Les études biomécaniques numériques et expérimentales ont montré qu'une orientation anormale de l'implant glénoïdien menait à de plus grandes forces de contact et à une instabilité articulaire accrue (Hopkins et al., 2004 ; Knighton et al., 2022 ; Nyffeler et al., 2006 ; Shapiro, McGarry, Gupta, Lee, & Lee, 2007). L'anatomie et la biomécanique de l'épaule semblent donc fortement influencer les risques de descellement glénoïdien.

L'angle critique de l'épaule, appelé en anglais le *Critical Shoulder Angle* (CSA), est une mesure anatomique augmentant avec une inclinaison supérieure de la glène et avec un acromion plus long latéralement. Pour les épaules non-prothétiques, un CSA supérieur à 35° a été corrélé avec une prévalence de rupture de la coiffe des rotateurs et un CSA faible ( $\leq 28^\circ$ ) est associé à l'apparition d'arthrose (Moor, Bouaicha, Rothenfluh, Sukthankar, & Gerber, 2013 ; Spiegl, Horan, Smith, Ho, & Millett, 2016). Dans le contexte de l'arthroplastie, Watling et al. (2018) ont montré une corrélation entre un CSA important et une apparition plus précoce de signes radiologiques de descellement.

Cependant, à cause des limitations des études pour évaluer l'excentricité des forces appliquées sur l'implant glénoïdien, le mécanisme liant un grand CSA et le descellement est encore flou.

L'objectif de ce mémoire est donc d'étudier le lien entre un CSA élevé et les facteurs de risques biomécaniques de descellement à l'aide d'un modèle numérique musculosquelettique.

Ce mémoire présente en premier lieu une revue de la littérature portant sur l'anatomie du complexe articulaire de l'épaule, l'arthroplastie anatomique de l'épaule et les modèles expérimentaux et numériques de l'épaule. Le CHAPITRE 2 présente la problématique et les objectifs de ce mémoire. Le CHAPITRE 3 présente les résultats de ce mémoire sous la forme d'un article soumis au *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. Le chapitre CHAPITRE 4 présente deux outils qui ont été développés dans le cadre de ce mémoire. Enfin, le CHAPITRE 5 présente une discussion de l'étude, ses limitations et des recommandations de futures recherches.

## CHAPITRE 1

### REVUE DE LA LITTÉRATURE

#### 1.1 Le complexe artulaire de l'épaule

L'épaule est un complexe artulaire impliquant trois os : la clavicule, la scapula et l'humérus pour permettre de relier le membre supérieur au tronc tout en assurant une grande mobilité (Dalla Pria, 2022). Pour cela, l'épaule comporte cinq articulations (Figure 1.1). L'articulation sterno-costo-claviculaire relie la clavicule au tronc. Ensuite, la clavicule s'articule avec l'acromion, une excroissance de la scapula (articulation acromio-claviculaire). La scapula s'articule ensuite avec l'humérus par l'intermédiaire de la glène (articulation glénohumérale). L'épaule est aussi composée de deux plans de glissement : l'espace acromio-deltôidien et l'articulation scapulo-thoracique (Nordin, 2012). Ce mémoire se concentrera sur l'étude de l'articulation glénohumérale, les autres articulations ne seront donc pas présentées par la suite.

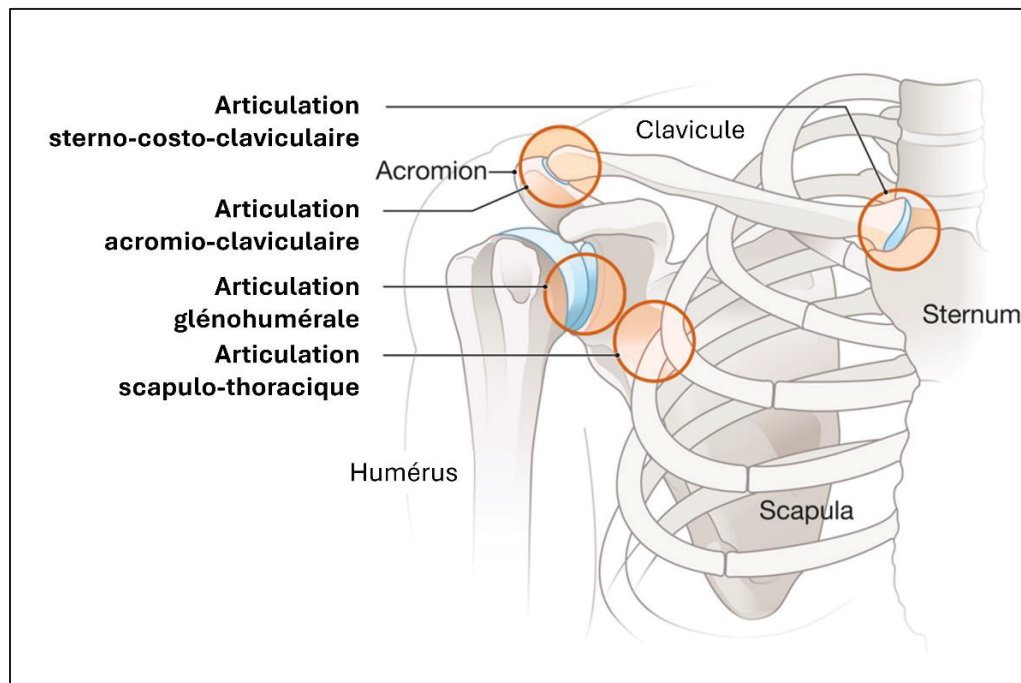


Figure 1.1 Articulations de l'épaule  
Adaptée de Kock (2024b) (Traduction libre)

Les mouvements de l'articulation glénohumérale sont décrits à partir de l'angle formé entre l'humérus et les trois plans anatomiques : le plan frontal, sagittal et transverse (Nordin, 2012) (Figure 1.2).

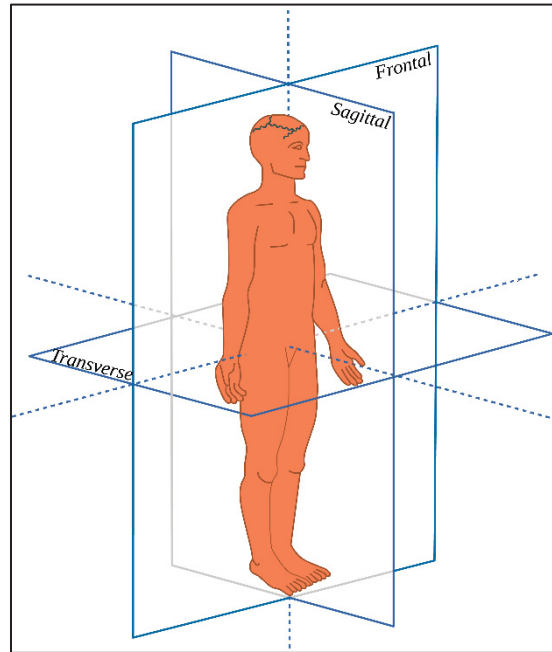


Figure 1.2 Plans anatomiques  
Adaptée de ScientificStock (2024) (Traduction libre)

Cependant, la scapula forme un angle de 30 à 40° avec le plan frontal (Rockwood, Wirth, & Fehring, 2016), ainsi les degrés de liberté de l'épaule sont plutôt exprimés par rapport au repère local de la scapula. Ainsi, l'articulation glénohumérale peut effectuer trois rotations : la flexion/extension, la rotation interne/externe et l'abduction/adduction (Figure 1.3). Dans la littérature, le mouvement d'abduction du bras peut être décrit dans le plan frontal ou dans le plan de la scapula (Figure 1.4) (Wu et al., 2005). L'abduction sera le mouvement analysé dans la suite de ce mémoire puisque c'est le mouvement principal de l'épaule qui provoque les plus grandes forces articulaires risquant le plus d'endommager l'articulation glénohumérale (Poppen & Walker, 1978).



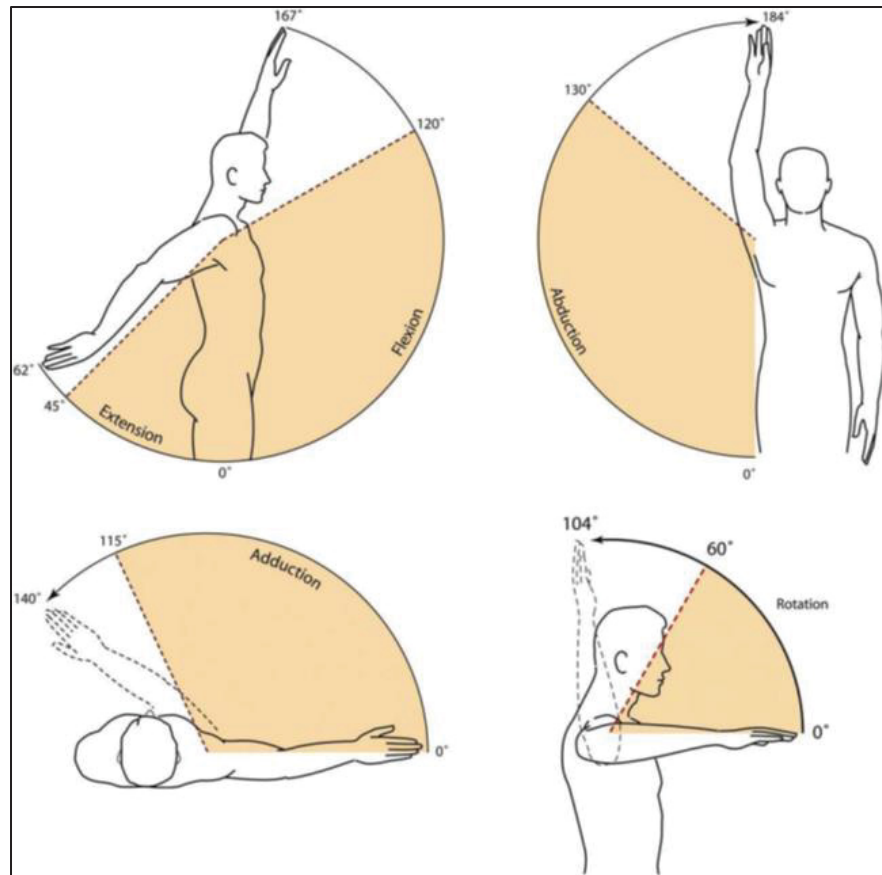


Figure 1.3 Mouvements de l'épaule  
Adaptée de Namdari et al. (2012)

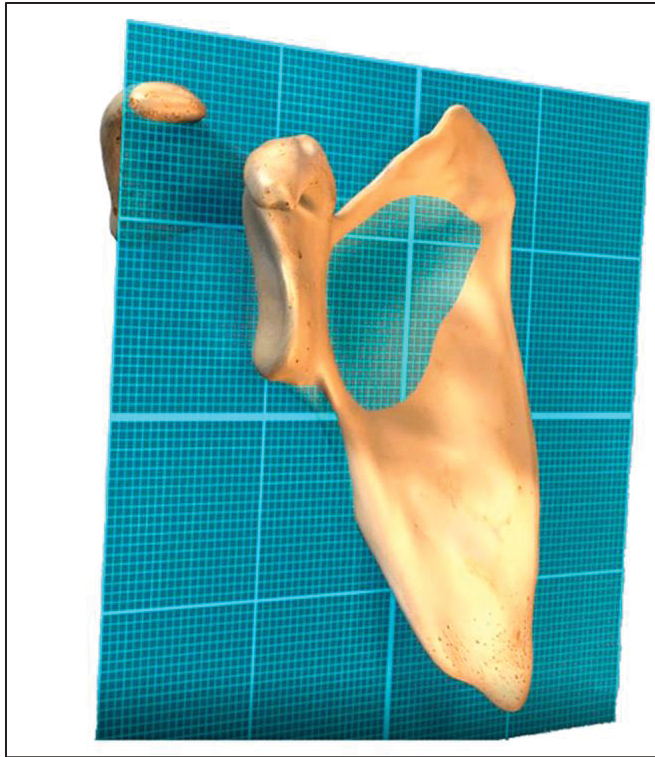


Figure 1.4 Plan de la scapula  
Tirée de Gauci et al., (2022)

## 1.2 L'articulation glénohumérale

L'articulation glénohumérale implique deux surfaces articulaires : la tête humérale et la glène. La tête humérale peut être simplifiée en une sphère avec un diamètre entre 37 et 57 mm pour un diamètre moyen de 46 mm (Boileau & Walch, 1997 ; Rockwood et al., 2016). Les dimensions de la glène sont définies selon son axe inférosupérieur (dans le plan de la scapula) et son axe antéropostérieur (Figure 1.5). La glène a la forme d'une goutte concave d'une hauteur de 30 à 40 mm dans l'axe inférosupérieur et une largeur de 22 à 30 mm dans l'axe antéropostérieur de la glène (Dalla Pria, 2022).

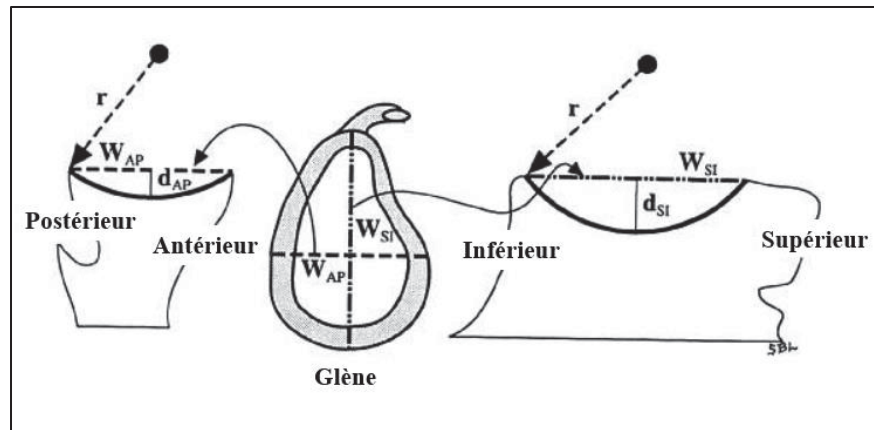


Figure 1.5 Forme de la glène  
Adaptée de Lippitt et Matsen (1993) (Traduction libre)

L'orientation de la glène est variable entre les individus (Churchill, Brems, & Kotschi, 2001). Elle est définie selon deux angles : **l'inclinaison** (orientation inférosupérieure) et **la version** (orientation antéropostérieure) (Figure 1.6). L'inclinaison est une mesure de l'orientation de la glène dans le plan de la scapula. L'inclinaison est donc mesurée comme l'angle formé par deux droites dans le plan de la scapula. La première droite est l'axe inférosupérieur de la glène et la seconde est un axe perpendiculaire à l'axe transverse dans le plan de la scapula qui relie le centre de la glène avec la base médiale de l'épine de la scapula (Friedman, Hawthorne, & Genez, 1992) (Figure 1.6A). Une inclinaison positive désigne une orientation supérieure de la glène. Cet angle varie entre  $-7^{\circ}$  et  $15.8^{\circ}$  pour une épaule saine pour une moyenne de  $3^{\circ}$  (Churchill et al., 2001).

La version définit l'orientation de la glène dans le plan transverse de la scapula. Ce plan passe par l'axe transverse et est perpendiculaire au plan de la scapula. La version est l'angle entre une droite perpendiculaire à l'axe transverse dans le plan transverse et l'axe antéropostérieur de la glène (Figure 1.6B). La version est aussi un angle variable entre les individus qui atteint entre  $-14^{\circ}$  d'antéversion et  $18^{\circ}$  de rétroversion pour une moyenne de  $1^{\circ}$  (Churchill et al., 2001 ; Cyprien et al., 1983 ; Gallino, Santamaria, & Doro, 1998 ; Mallon, Brown, Vogler, & Martinez, 1992 ; McPherson, Friedman, An, Chokesi, & Dooley, 1997 ; Scalise, Codsi, Bryan, & Iannotti, 2008).

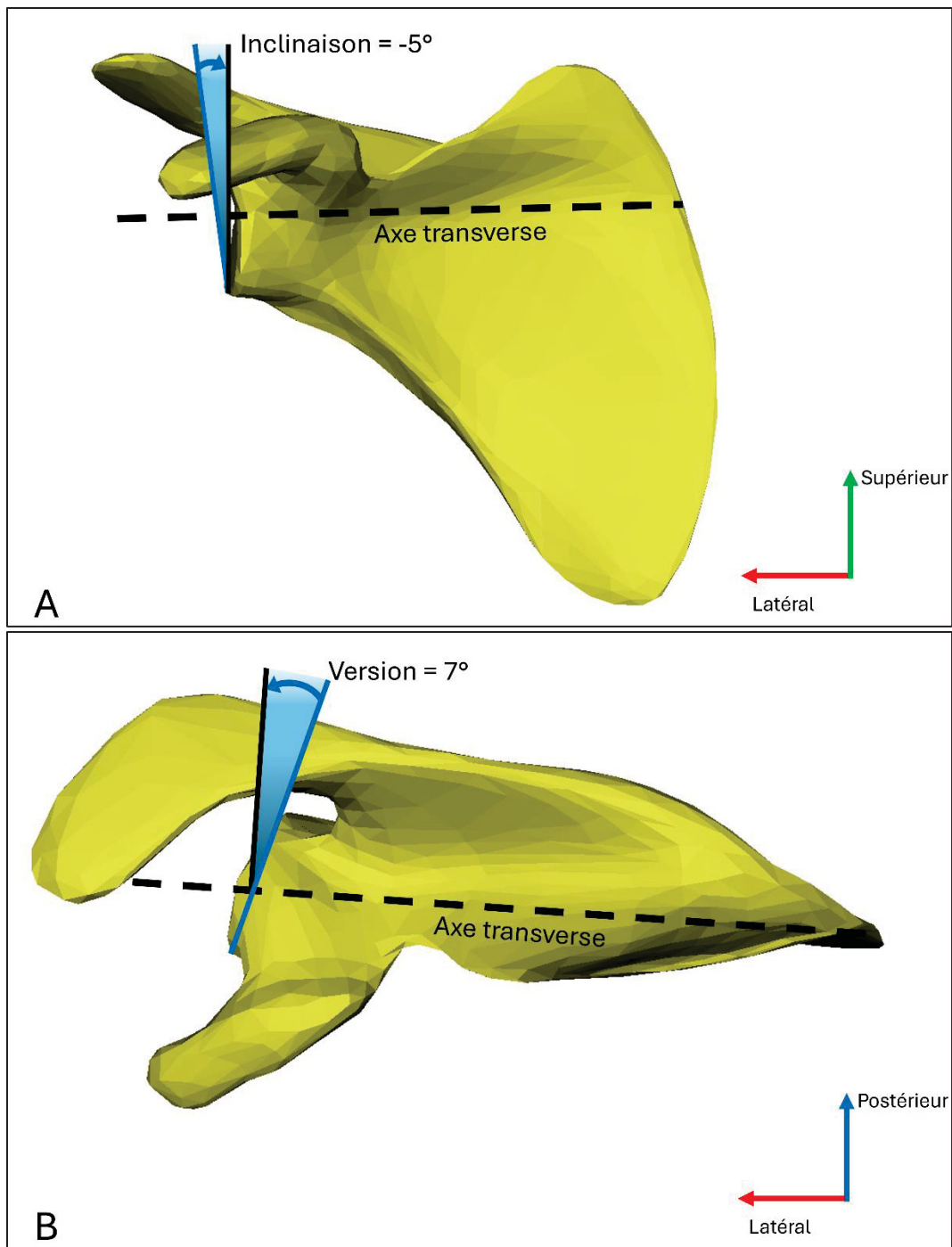


Figure 1.6 (A) Inclinaison : angle entre l'axe inférosupérieur de la glène et la droite perpendiculaire à l'axe transverse dans le plan de la scapula

(B) Version: angle entre l'axe antéropostérieur de la glène et la droite perpendiculaire à l'axe transverse dans le plan transverse de la scapula

### 1.2.1 Cinématique de l'articulation glénohumérale

L'articulation glénohumérale implique deux surfaces courbes qui ont des rayons de courbure différents. Ces surfaces sont donc dites *non-conformes* ou *non-congruentes*. En effet, la glène comporte un rayon en moyenne 2.3 mm plus grand que celui de la tête humérale (Iannotti, Gabriel, Schneck, Evans, & Misra, 1992). De plus, la surface de contact entre les deux os est faible puisque seulement un tiers de la tête humérale est en contact avec la glène pendant un mouvement (Nordin & Frankel, 2012). Ainsi, la non-congruence et la faible surface de contact appliquent une faible contrainte sur la tête humérale ce qui permet des mouvements de translation de la tête humérale dans la glène en plus de la rotation des os l'un par rapport à l'autre (Matsen, Lippitt, & DeBartolo, 2004). Les translations permises pendant une abduction sont entre 0 et 9 mm supérieurement et entre 2.5 et 5.5 mm antérieurement (Dal Maso et al., 2015 ; Dalla Pria, 2022 ; Massimini et al., 2012 ; Matsuki et al., 2012 ; Nishinaka et al., 2008 ; Sahara, Sugamoto, Murai, Tanaka, & Yoshikawa, 2007 ; Wuelker, Schmotzer, Thren, & Korell, 1994).

### 1.2.2 Muscles pour le mouvement

La mise en mouvement de l'épaule s'effectue grâce aux muscles agonistes, qui se contractent pour produire le mouvement. En parallèle, les muscles stabilisateurs et l'action de ligaments permettent de compenser les translations induites par les muscles abducteurs pour éviter la dislocation de l'articulation (Nordin & Frankel, 2012). Les muscles abducteurs de l'articulation glénohumérale sont principalement la partie latérale du deltoïde et le supraépineux (Figure 1.7) (Escamilla, Yamashiro, Paulos, & Andrews, 2009 ; Hawkes, Khaiyat, Howard, Kemp, & Frostick, 2019). En plus des muscles permettant d'actionner l'articulation glénohumérale, d'autres muscles rattachés au tronc sont activés pour permettre à la scapula de glisser sur le thorax et ainsi permettre la grande mobilité de l'épaule. Ces muscles sont les trapèzes, l'élévateur de la scapula, le serratus antérieur et le rhomboïde (Escamilla et al., 2009 ; Nordin & Frankel, 2012).

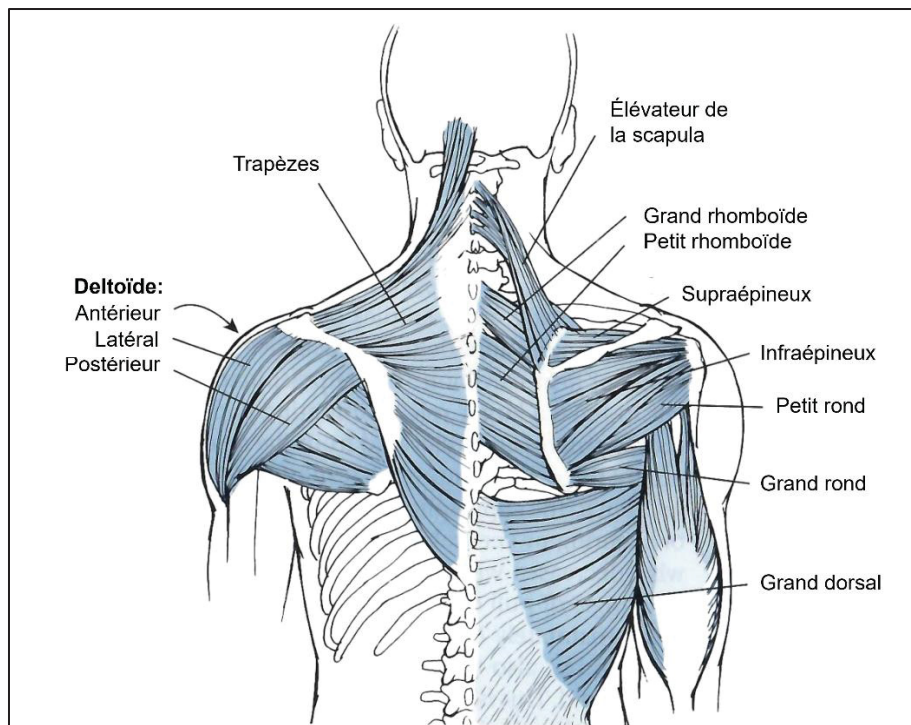


Figure 1.7 Muscles de l'épaule  
Adaptée de Nordin (2012, p. 335) (Traduction libre)

### 1.2.3 Stabilisation du mouvement

Comme abordé précédemment, la non-conformité des surfaces articulaires déstabilise l'épaule en permettant la translation de la tête humérale dans la glène lors du mouvement.

#### 1.2.3.1 Notion de stabilité glénohumérale

La stabilité de l'épaule peut être quantifiée par l'intensité de ces translations mais aussi en mesurant la direction de la force de contact entre la tête humérale et la glène. Cette force dépend directement des forces nécessaires pour mettre en mouvement et stabiliser l'épaule. La force de contact est variable en amplitude et en direction pendant une abduction. Des mesures in-vivo ont montré que les forces de contact sont faibles pour de faibles angles d'abduction et augmentent jusqu'à une à deux fois le poids total du corps à 90° d'abduction (Bergmann et al., 2011 ; Nikooyan et al., 2010).

L'articulation glénohumérale est stabilisée tant que la force de contact appliquée sur la glène se situe dans une zone de stabilité. Cette zone est un cône dont la base coïncide avec le bord de la glène dont la taille dépend du rayon et de la largeur de la glène (Figure 1.8). La position de cette zone de stabilité varie donc selon l'orientation de la glène en inclinaison et en version (Matsen et al., 2004).

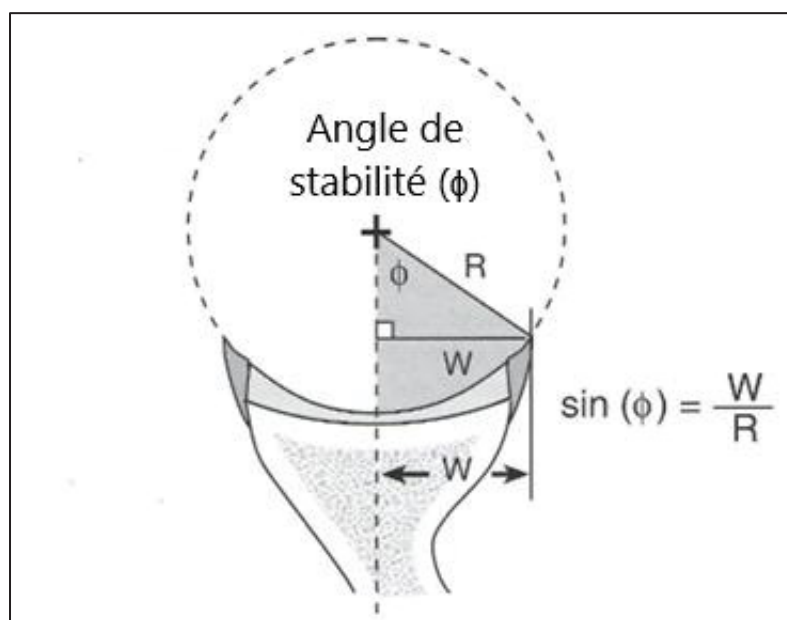


Figure 1.8 Définition de la zone de stabilité de l'articulation glénohumérale  
Adaptée de Matsen et al. (2004, p. 97) (Traduction libre)

La stabilité dépend donc des forces de cisaillement (tangente à la surface de la glène), qui déstabilisent, et de la force de compression (perpendiculaire à la surface de la glène), qui stabilise l'articulation (Matsen et al., 2004). L'instabilité articulaire est donc quantifiée par le *ratio d'instabilité*. Ce ratio est défini par la force de cisaillement nécessaire pour disloquer l'articulation divisée par la force de compression appliquée. Les études cadavériques et numériques observent des dislocations supérieures de l'articulation glénohumérale pour un ratio supérieur à 56% (Gerber, Snedeker, Baumgartner, & Viehöfer, 2014).



Le ratio d'instabilité est donc régulièrement utilisé dans les études expérimentales et numériques pour estimer expérimentalement l'instabilité glénohumérale, particulièrement quand les translations humérales ne peuvent pas être mesurées (Bouaicha et al., 2020 ; Gerber et al., 2014 ; Moor et al., 2016). Ainsi, en appliquant une force de cisaillement sur l'humérus, les muscles abducteurs font sortir la force de contact glénohumérale de la zone de stabilité. La stabilité de l'épaule peut donc être rétablie en compensant ces forces de cisaillement, en augmentant la compression, ou bien en changeant la géométrie de la surface articulaire pour agrandir la zone de stabilité (Matsen et al., 2004).

#### **1.2.3.2 Stabilisation de l'articulation glénohumérale**

L'épaule comporte plusieurs stratégies de stabilisation pour compenser ces translations et recentrer la tête humérale dans la glène.

L'épaule est premièrement stabilisée par la concavité de la glène. En effet, en augmentant la profondeur ou la largeur de la glène, une plus grande zone de stabilité est formée et de plus grandes translations sont requises pour disloquer l'articulation. L'épaule est donc premièrement stabilisée par le labrum (Figure 1.9), une structure cartilagineuse qui augmente principalement la profondeur de la glène (Wilk, Arrigo, & Andrews, 1997).



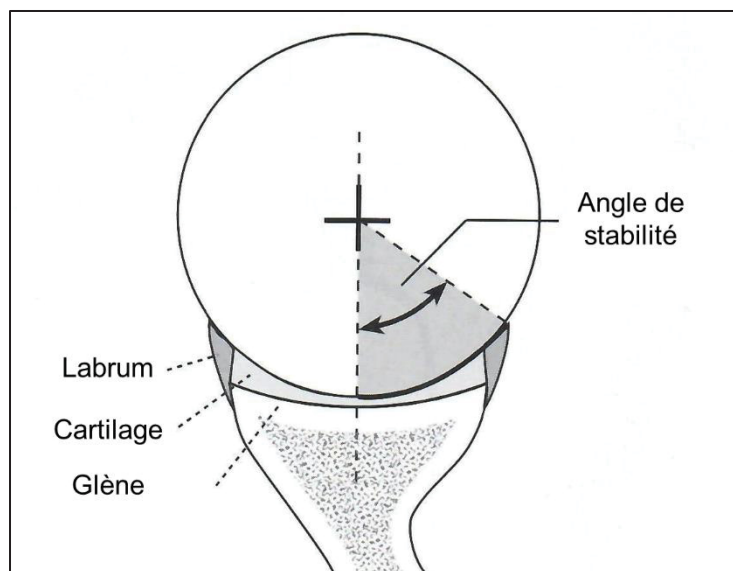


Figure 1.9 Augmentation de la profondeur de la cavité glénoïdienne par le labrum  
Adaptée de Matsen et al. (2004, p. 96) (Traduction libre)

Les ligaments de l'épaule forment une capsule autour de l'articulation glénohumérale et permettent aussi de stabiliser l'épaule (Figure 1.10). Cependant, ces ligaments stabilisent l'épaule principalement pour des positions proches de la fin de l'amplitude de mouvement de l'épaule (Figure 1.11) (Lugo, Kung, & Ma, 2008).

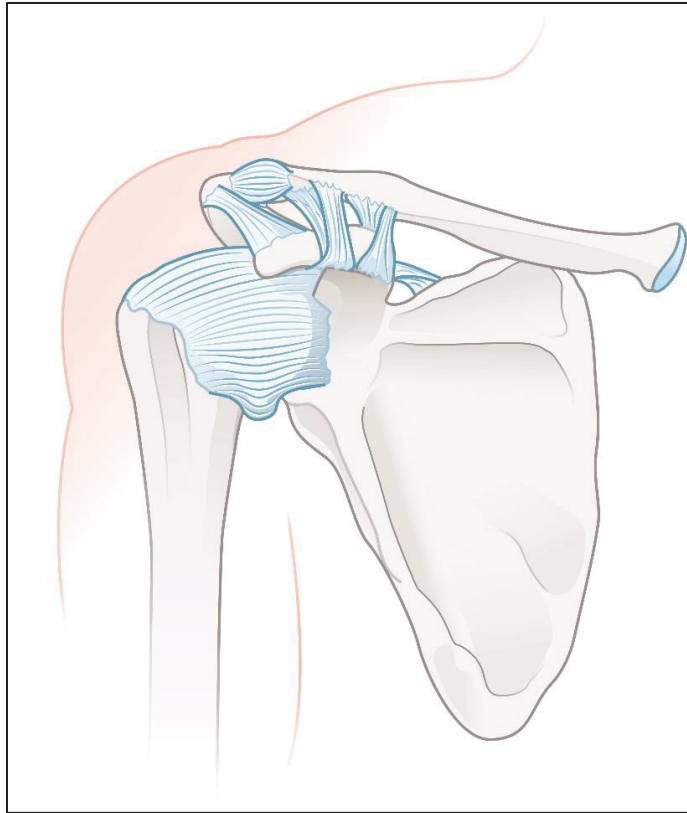


Figure 1.10 Ligaments de l'articulation glénohumérale  
Tirée de Kock (2024a)

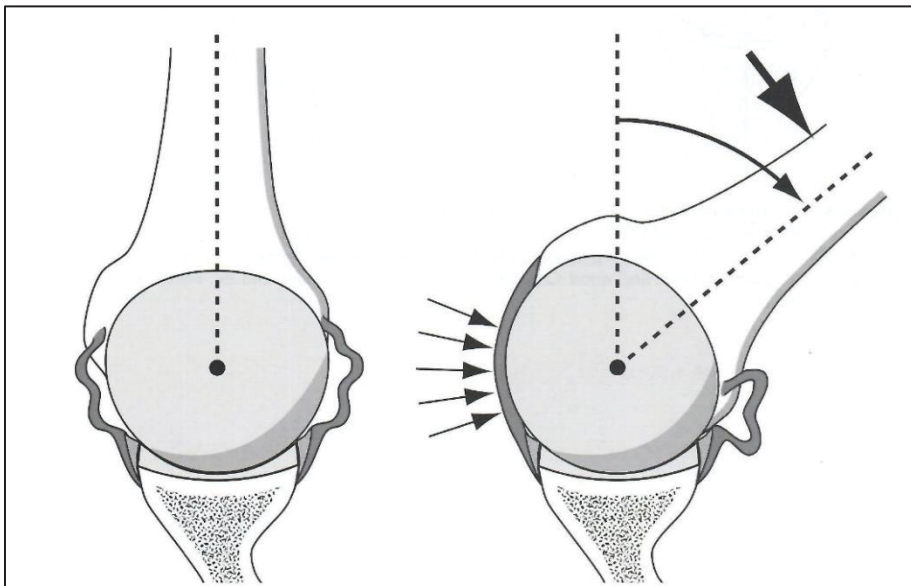


Figure 1.11 Action des ligaments à la fin de l'amplitude de mouvement  
Tirée de Matsen et al. (2004, p. 36)

Ainsi, la stabilisation de l'épaule est assurée principalement par l'activation de la *coiffe des rotateurs* (Figure 1.12), un ensemble de muscles qui compensent dynamiquement les translations induites par le mouvement (Lugo et al., 2008). La coiffe des rotateurs est composée du supraépineux, de l'infraépineux, du petit rond et du subscapulaire (Goetti et al., 2021 ; Konopitski & Malige, 2022).

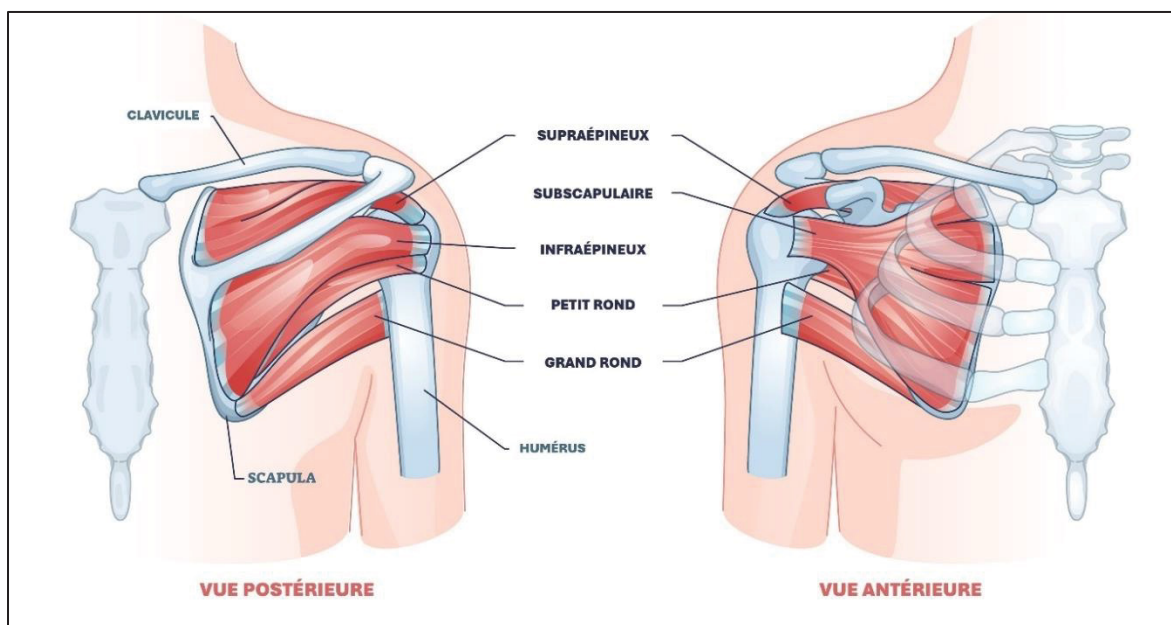


Figure 1.12 Muscles de la coiffe des rotateurs  
Adaptée de Vectormine (2024) (Traduction libre)

L'action de ces muscles applique une force de compression sur la glène qui permet de recentrer la force de contact dans la zone de stabilité (Figure 1.13). Ainsi, la stabilité de l'épaule est assurée passivement par la géométrie des surfaces articulaires et par les ligaments et est assurée dynamiquement par la coiffe des rotateurs. Cependant, des déformités des surfaces articulaires ou bien des faiblesses musculaires peuvent entraver ce processus de stabilisation, ce qui augmente les risques de dislocations et d'endommagement des surfaces articulaires (Matsen et al., 2004).

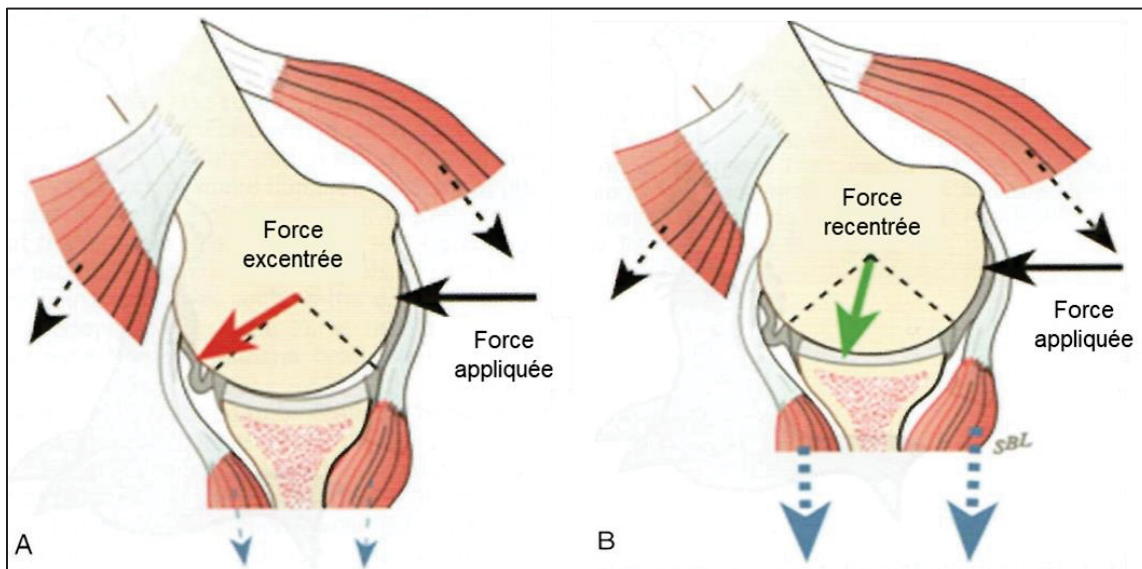


Figure 1.13 (A) Force de contact excentrée, (B) Stabilisation de l'épaule en recentrant la force de contact par les muscles de la coiffe des rotateurs  
Adaptée de Rockwood et al. (2016, p. 31) (Traduction libre)

### **1.3 Pathologies de l'épaule requérant une arthroplastie**

L'arthroplastie de l'épaule est une chirurgie permettant de réparer les surfaces articulaires glénohumérale endommagées, principalement à cause de l'arthrose.

#### **1.3.1 Arthrose**

L'arthrose est une destruction progressive du cartilage articulaire provoquant un contact direct entre les os (Roach & Tilley, 2007) et une moins bonne répartition de la force de contact. En effet, la surface de contact entre l'humérus et la glène est réduite de moitié à la suite de l'arthrose ce qui applique une plus grande force sur une plus faible zone de la glène (Macías-Hernández et al., 2017 ; Matsen et al., 2004). Les conséquences de l'augmentation de la force de contact est l'érosion de la glène (Macías-Hernández et al., 2017) qui a été classée en plusieurs types par Walch et al., (1999) (Figure 1.14). L'érosion peut être répartie sur toute la surface de la glène (A1), située au centre de la glène (A2) ou bien être excentrée dans la zone postérieure de la glène (B et C). L'érosion excentrée affecte l'orientation de la glène en augmentant grandement la version de jusqu'à atteindre de 18° (type B) à plus de 25° (type C). Cette antéversion excessive déstabilise grandement l'épaule en modifiant l'orientation de la zone de stabilité et peut créer une double concavité (B2) qui entrave fortement le mouvement (Matsen et al., 2004).

Les principaux symptômes de l'arthrose sont des douleurs articulaires, une réduction de l'amplitude de mouvement à cause de la perte de congruence, des spasmes musculaires et des risques accrus de dislocation de l'épaule (Goetti et al., 2021 ; Roach & Tilley, 2007). L'origine de l'arthrose est dans 60% des cas liée au vieillissement des tissus cartilagineux, mais d'autres facteurs de risques comme le surpoids ou le travail physique excessif peuvent causer une dégénérescence progressive du cartilage (Roach & Tilley, 2007). Par ailleurs, l'arthrose peut être une conséquence de pathologies introduisant une grande instabilité articulaire, comme la rupture de la coiffe des rotateurs (Roach & Tilley, 2007).

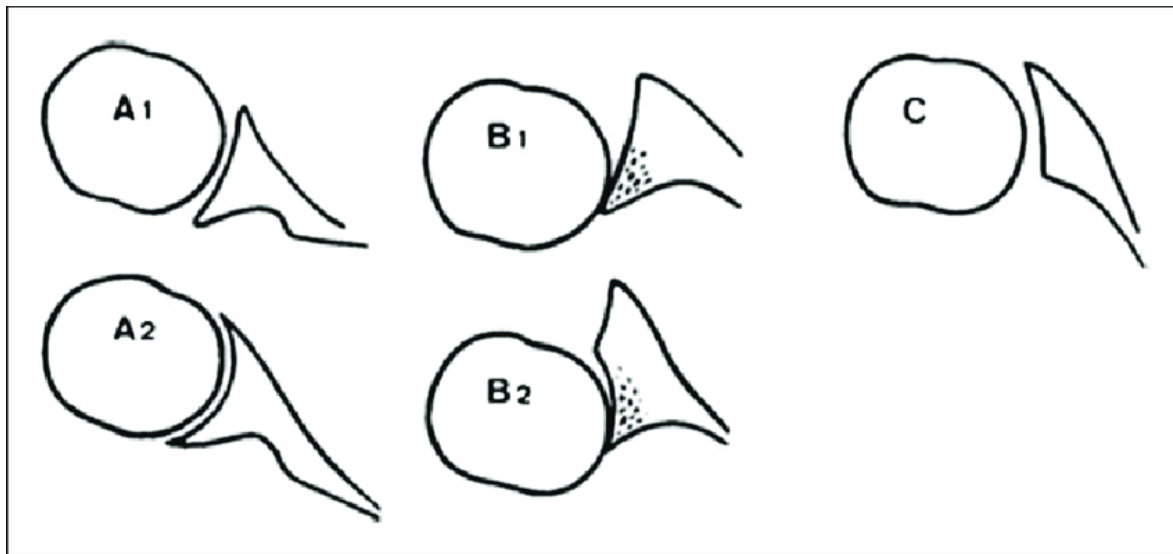


Figure 1.14 Classification de Walch des déformités après une arthrose  
Tirée de Walch et al. (1999)

### 1.3.2 Rupture de la coiffe des rotateurs

La rupture de la coiffe des rotateurs est une pathologie dont la présence et la gravité influencent le choix du type d'arthroplastie à réaliser (Sanchez-Sotelo, 2011). La rupture des tendons des muscles de la coiffe des rotateurs survient principalement suite à une dégénérescence liée à l'âge, à la suite de traumatismes ou en cas de compression des tendons sous l'acromion à cause d'une instabilité articulaire excessive (Konopitski & Malige, 2022 ; Olmos et al., 2021). Les conséquences de cette rupture sont des douleurs, une perte de force musculaire qui réduit l'amplitude de mouvement réalisable et une instabilité supérieure accrue de l'articulation (Konopitski & Malige, 2022 ; Zuckerman et al., 1992). Ces fortes instabilités peuvent par la suite mener à de l'arthrose en provoquant une érosion supérieure de la glène (Figure 1.15). Cette érosion supérieure affecte donc l'orientation de la glène en augmentant son inclinaison ce qui introduit comme, pour la version, de plus grandes instabilités articulaires (Matsen et al., 2004).

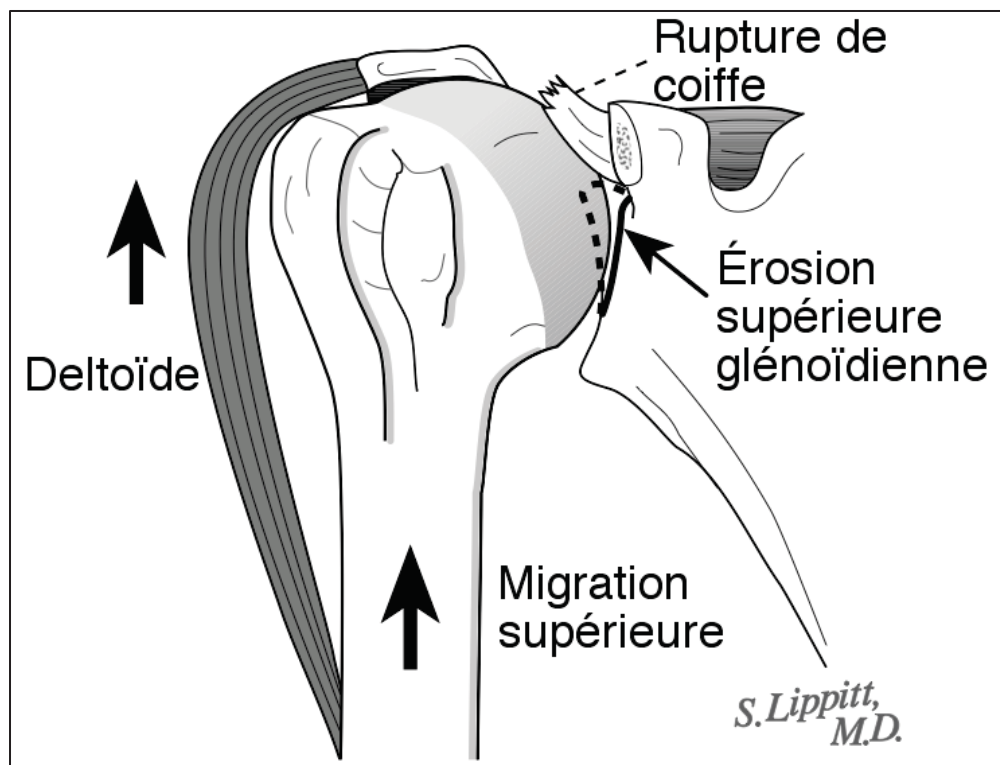


Figure 1.15 Érosion de la glène à la suite d'une rupture de la coiffe des rotateurs  
Adaptée de Matsen et al. (2004, p. 262) (Traduction libre)

## **1.4 Réparation de l'articulation glénohumérale : l'arthroplastie totale**

L'arthroplastie de l'épaule a pour but de réparer les surfaces articulaires endommagées en grande partie par de l'arthrose. Le premier type d'arthroplastie d'épaule est l'*hémi-arthroplastie* qui ne remplace que la tête humérale par un implant, dans le cas où la glène est encore en bon état (Sanchez-Sotelo, 2011). À l'inverse, l'arthroplastie totale remplace la glène et la tête humérale par des implants (Matsen et al., 2004). Plusieurs formes d'implants existent, des implants *anatomiques* ou *inverses* dépendamment de si leur forme correspond ou non à l'anatomie originelle de l'articulation glénohumérale (Goetti et al., 2021)

### **1.4.1 Prothèses anatomiques**

L'arthroplastie totale anatomique d'épaule (aTSA) consiste à remplacer la tête humérale et la glène par des implants. Ce type d'arthroplastie est dit *anatomique* puisque la forme des implants s'approche de la forme des surfaces articulaires originelles (Goetti et al., 2021) (Figure 1.16).



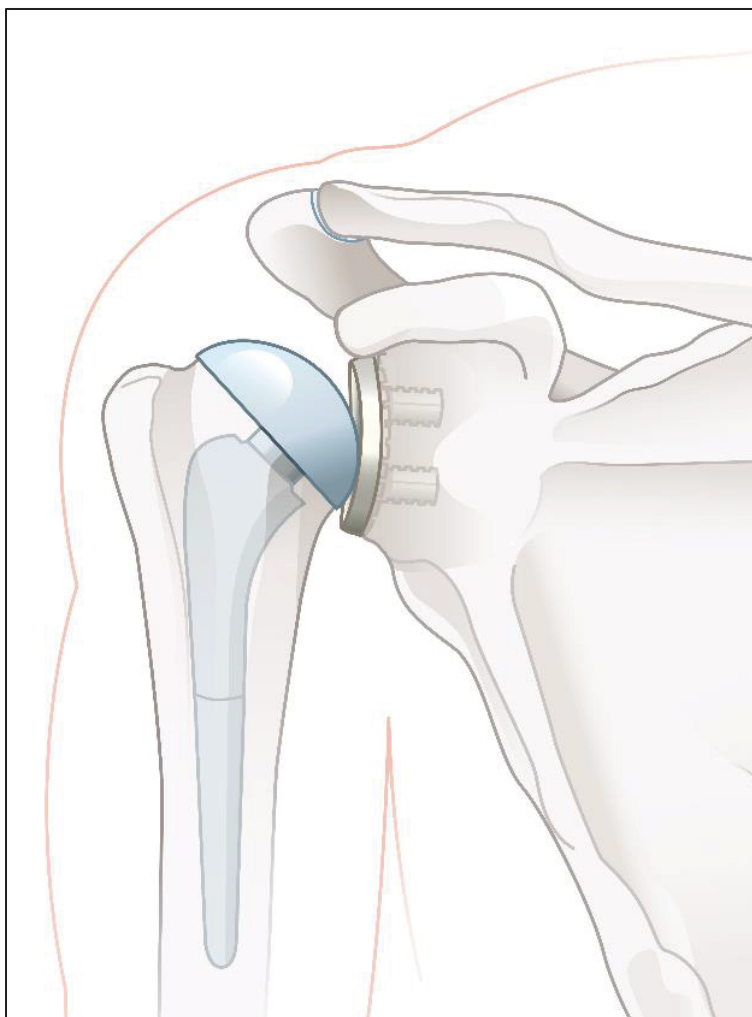


Figure 1.16 Implant glénoïdien et huméral anatomiques  
Tirée de Kock (2024c)

La chirurgie d'arthroplastie consiste à premièrement couper la tête humérale et à creuser la diaphyse de l'humérus pour y insérer un implant huméral. Pour l'implant glénoïdien, la surface de la glène est premièrement fraisée pour rétablir la courbure de la glène déformée par l'arthrose (Figure 1.17A). La glène fraisée est ensuite utilisée comme un support pour l'implant glénoïdien qui est inséré et cimenté à la scapula pour assurer une fixation plus durable (Figure 1.17B) (Matsen et al., 2004).

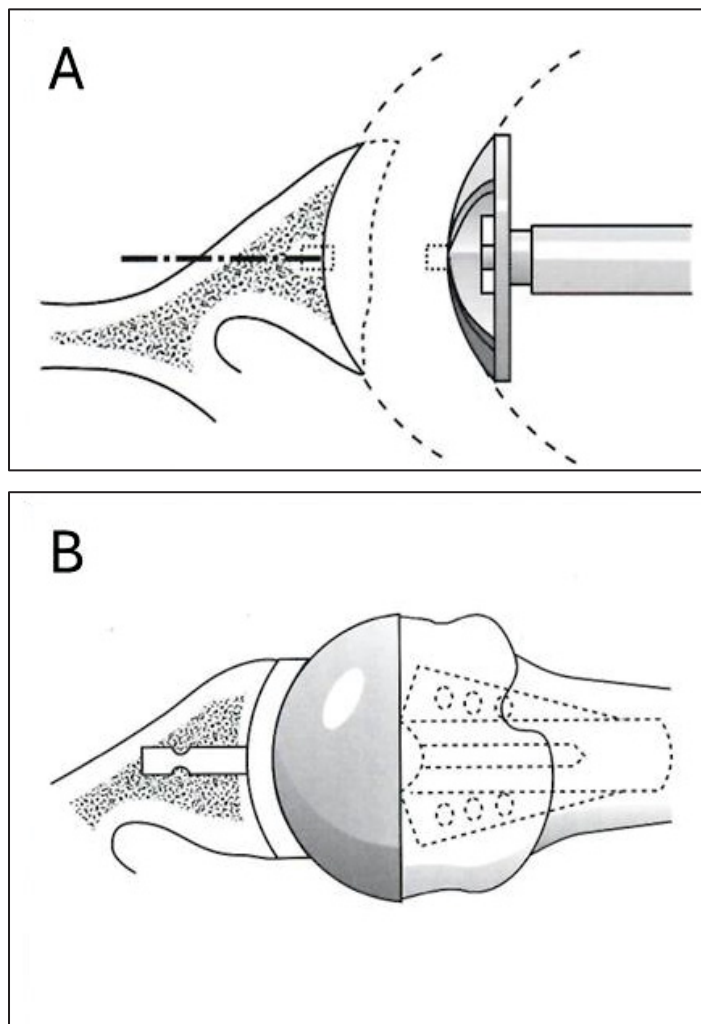


Figure 1.17 (A) Fraisage et (B) insertion de l'implant glénoïdien  
Tirée de Matsen et al. (2004, pp. 487-496)

Le fraisage permet aussi de corriger l'orientation de la glène pour rétablir une bonne direction de la zone de stabilité (Goetti et al., 2021 ; Matsen et al., 2004). L'effet du fraisage sur la version est illustré à la Figure 1.18.

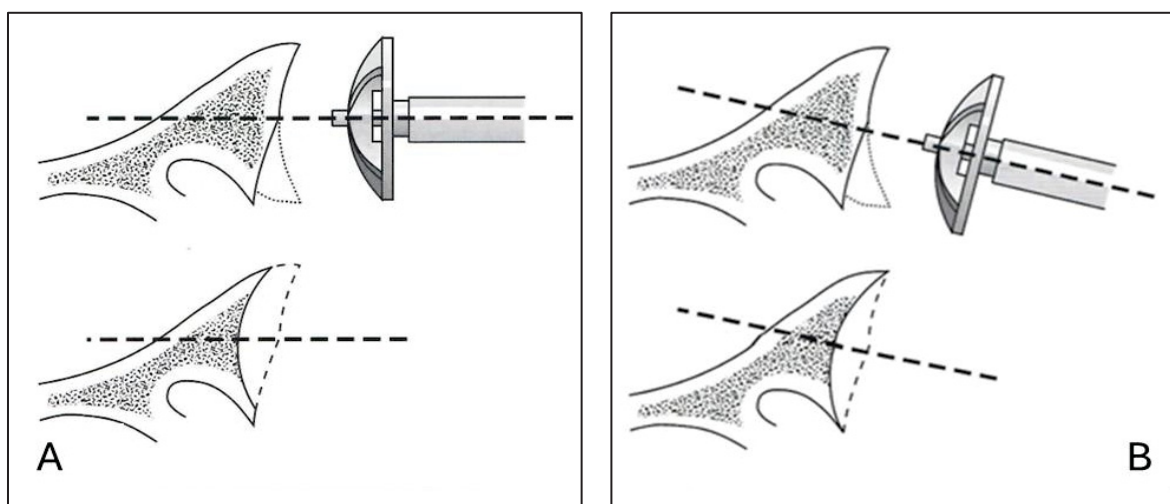


Figure 1.18 Changement de la version de l'implant glénoïdien par fraisage.

(A) Version neutre (B) Rétroversion

Tirée de Matsen et al. (2004, p. 497)

L'aTSA peut être réalisée à condition que la capsule ligamentaire soit intacte et que la coiffe des rotateurs soit intacte ou réparable (Bigliani & Flatow, 2005). En cas de rupture de la coiffe des rotateurs, une grande instabilité articulaire est introduite et l'amplitude de mouvement est grandement réduite. Dans ce cas, une *arthroplastie totale inverse* est privilégiée puisque la forme des prothèses inverses permet de contraindre le mouvement de la tête humérale pour compenser l'instabilité articulaire. De plus, le centre de rotation articulaire est médialisé par rapport à une arthroplastie anatomique, ce qui permet d'améliorer le bras de levier des muscles encore intacts pour compenser la perte de force musculaire suite à la rupture de la coiffe des rotateurs (Goetti et al., 2021 ; Sanchez-Sotelo, 2011). L'arthroplastie inverse est donc utilisée comme chirurgie de révision de l'aTSA en cas de trop grandes instabilités postopératoires (Mattei, Mortera, Arrigoni, & Castoldi, 2015) mais ne sera pas développée dans la suite de ce mémoire puisqu'elle ne fait pas partie de l'objet d'étude qui se concentre sur l'arthroplastie anatomique.

### **1.4.2 Complications des prothèses anatomiques**

L'aTSA comporte cependant un haut taux de complication à long-terme de 7 à 16% (Bohsali et al., 2006 ; Singh, Sperling, Buchbinder, & McMaken, 2011 ; van den Bekerom, Geervliet, Somford, van den Borne, & Boer, 2013 ; Villacis et al., 2016). Les différentes complications à long terme sont : un descellement des implants (24-39% des complications), une instabilité articulaire importante (11,6-30%), des ruptures osseuses autour des implants (6.9-11%) et la rupture de la coiffe des rotateurs (6,9-7,7%) (Gonzalez et al., 2011 ; Sanchez-Sotelo, 2011). De plus, les complications sont associées à 25,5% à l'implant glénoïdien qui requiert plus de chirurgie de révision que l'implant huméral et 70 à 83% des cas de descellements concernent l'implant glénoïdien (Bohsali et al., 2006 ; Gonzalez et al., 2011 ; Sanchez-Sotelo, 2011). Le descellement glénoïdien est donc la principale complication à long-terme à la suite d'une arthroplastie anatomique qui requiert une chirurgie de révision dans 28,5% des cas, une opération difficile avec elle aussi de hauts taux de complications (Gonzalez et al., 2011).

### 1.4.3 Le descellement glénoïdien : première complication de l'aTSA

#### 1.4.3.1 Mécanisme de descellement glénoïdien

Le descellement glénoïdien consiste en une perte progressive de fixation de l'implant glénoïdien avec l'os. En cas de descellement glénoïdien, les implants comportent des déformations et des traces d'usure excentrées supérieurement à leur surface (Franklin et al., 1988 ; Gregory, Boukebous, Gregory, Pierrart, & Masemjean, 2017). Franklin et al. (1988) ont associé cette observation avec de fortes instabilités articulaires provoquant des translations anormales de la tête humérale. La forte instabilité provoque donc le déplacement du point de contact entre les deux implants. Ainsi, la force de contact appliquée sur l'implant glénoïdien est excentrée et comprime un bord de l'implant glénoïdien ce qui soulève son bord opposé (Figure 1.19). C'est le phénomène de « *cheval à bascule* » qui fragilise à long terme la fixation de l'implant dans l'os.

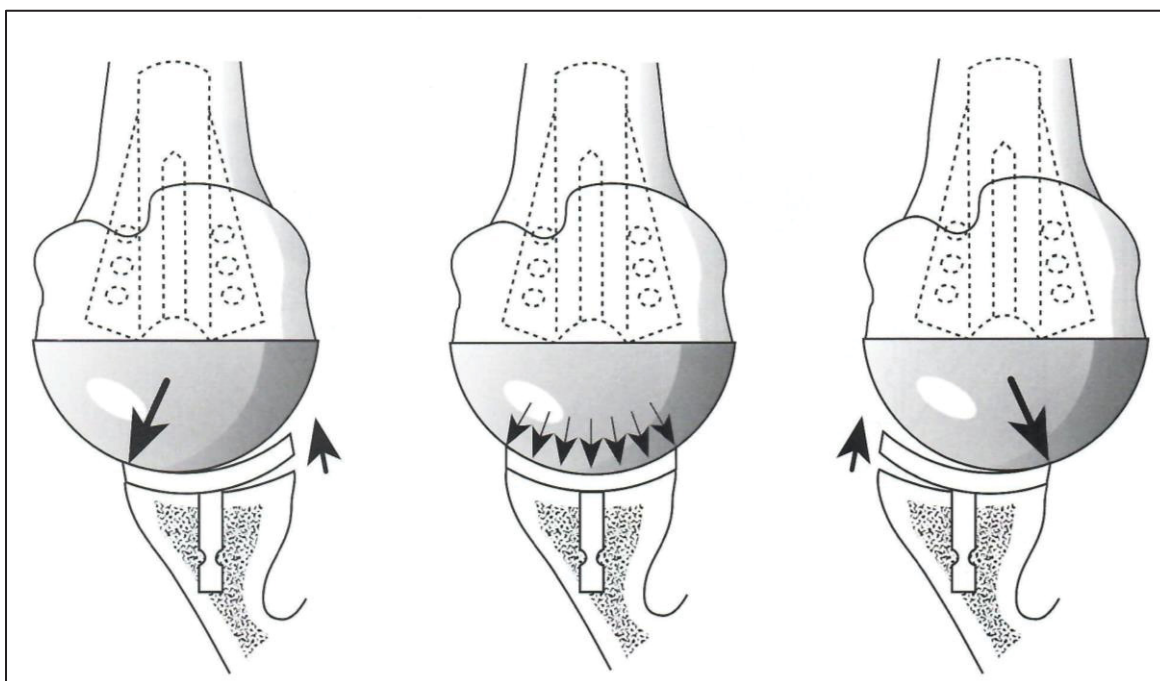


Figure 1.19 Effet de cheval à bascule de l'implant glénoïdien  
Tirée de Matsen et al. (2004, p. 508)

De plus, l'application d'une force de contact excentrée fragilise aussi la fixation de l'implant en introduisant de plus grandes forces de cisaillement qui augmentent le risque de fracture du ciment de fixation et déforment grandement l'implant glénoïdien (Hopkins et al., 2004 ; Matsen, Clinton, Lynch, Bertelsen, & Richardson, 2008).

#### **1.4.3.2 Complications aggravant les risques de descellement**

L'instabilité glénohumérale est la deuxième complication à long-terme la plus courante à la suite d'une arthroplastie anatomique. Cette complication est un facteur aggravant de descellement puisqu'elle augmente l'excentricité de la force de contact (Wolf, Bühlhoff, Raiss, Zeifang, & Maier, 2020) ce qui augmenterait le moment appliqué sur la fixation de l'implant en augmentant le bras de levier de la force de contact (Hopkins, Hansen, Amis, Taylor, & Emery, 2007). Une instabilité anormale est premièrement introduite par une rupture de la coiffe des rotateurs, ce qui explique le fait que l'aTSA soit contrindiquée en cas de ruptures de coiffe. Cependant, des paramètres chirurgicaux comme le dimensionnement de la prothèse humérale, l'inclinaison, la version et le positionnement de l'implant glénoïdien sont aussi des paramètres qui induisent de l'instabilité s'ils sont mal choisis lors de l'opération (Bohsali et al., 2006 ; Gonzalez et al., 2011).

## 1.5 Paramètres chirurgicaux et anatomiques influençant le descellement glénoïdien

Le descellement glénoïdien n'est donc pas seulement lié à des pathologies comme la rupture de la coiffe des rotateurs, mais est aussi lié aux paramètres chirurgicaux choisis lors de l'opération d'arthroplastie. Cette section aborde l'influence de certains paramètres chirurgicaux sur les facteurs de risques de descellement glénoïdien : l'inclinaison de la glène, la longueur de l'acromion ainsi que l'angle critique de l'épaule.

### 1.5.1 L'angle critique de l'épaule

L'angle critique de l'épaule (*Critical Shoulder Angle* (CSA)) est une mesure anatomique introduite par Moor et al. (2013) mesurée sur une radiographie dans le plan de la scapula d'une épaule saine. Cet angle dépend de l'inclinaison de la glène et de la longueur latérale de l'acromion. Watling et al. (2018) ont adapté la mesure du CSA pour une épaule comportant des implants anatomiques en utilisant l'inclinaison et les axes de l'implant glénoïdien pour mesurer le CSA. Le CSA est l'angle formé, dans le plan de la scapula, entre l'axe inféro-supérieur de la glène et une droite reliant l'extrémité inférieure de la glène et l'extrémité latérale de l'acromion (Figure 1.20A). Ainsi, le CSA augmente avec une plus grande longueur latérale de l'acromion (Figure 1.20C) ou avec une inclinaison supérieure de la glène (Figure 1.20D). Le CSA varie entre  $18^\circ$  et  $43,5^\circ$ . La valeur du CSA est corrélée à l'apparition de pathologies comme l'arthrose ( $CSA \leq 28^\circ$ ) ou bien à une rupture de la coiffe des rotateurs ( $CSA \geq 35^\circ$ ) (Moor et al., 2013).

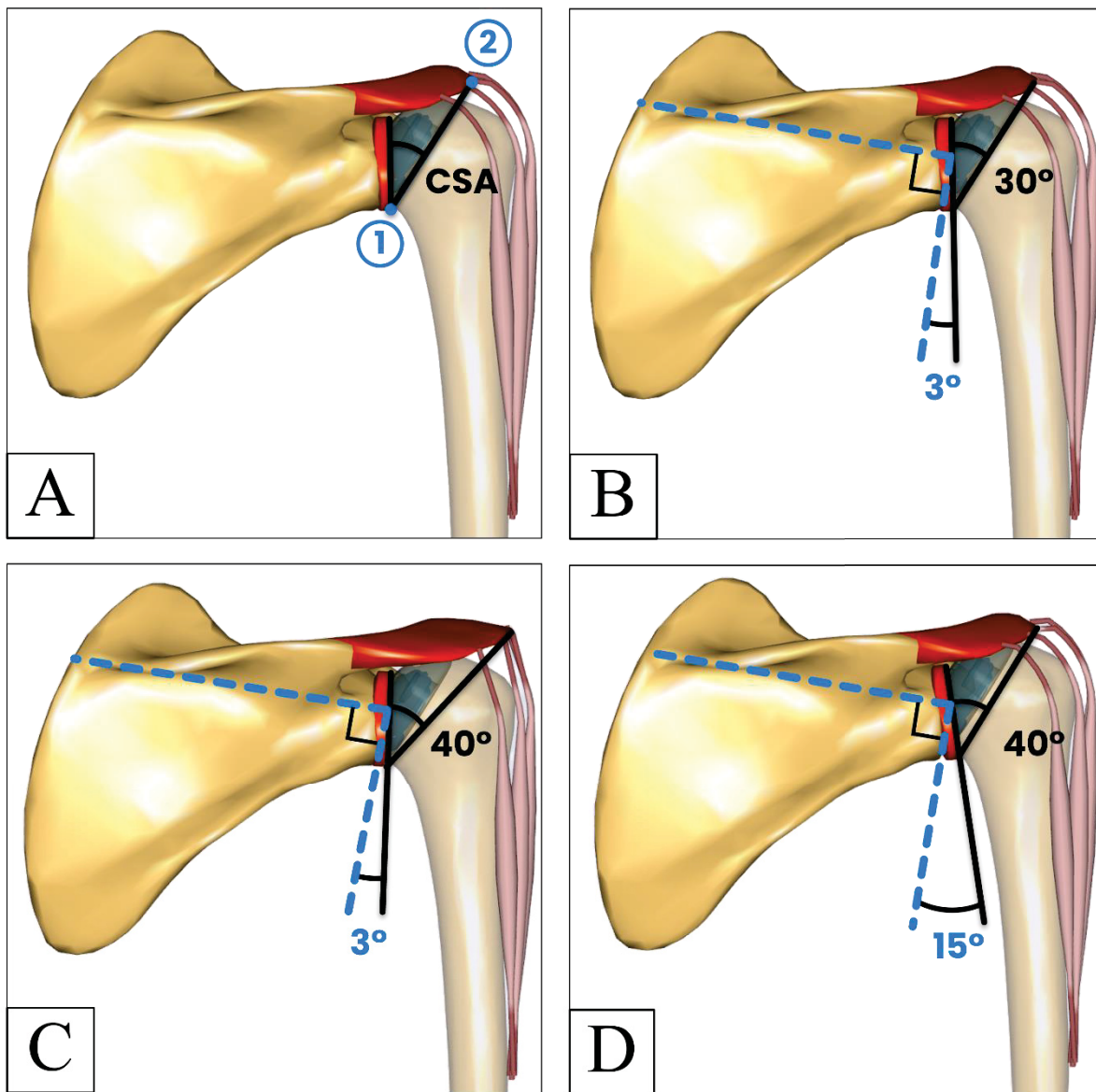


Figure 1.20 (A) L'angle critique de l'épaule est l'angle entre l'axe inférosupérieur de la glène et une droite reliant l'extrémité inférieure de la glène (point 1) avec l'extrémité latérale de l'acromion (point 2). (B) : CSA de référence à 30°. (C) CSA augmenté à 40° avec un acromion plus long de 6.9 mm. (D) CSA augmenté à 40° avec une inclinaison augmentée à 15°



De nombreuses études biomécaniques ont mis en valeur l'influence de la longueur de l'acromion et de l'inclinaison glénoïdienne sur la stabilité articulaire et sur la direction des forces de contact pour une articulation glénohumérale non-prothétique (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Gerber et al., 2014 ; Moor et al., 2016 ; Terrier, Reist, & Nyffeler, 2006 ; Viehöfer, Gerber, Favre, Bachmann, & Snedeker, 2016 ; Viehöfer, Snedeker, Baumgartner, & Gerber, 2016 ; Villatte et al., 2020).

De plus, l'acromioplastie est une chirurgie qui consiste en la résection de l'acromion pour le raccourcir latéralement. Cette chirurgie est la deuxième chirurgie la plus pratiquée pour traiter la rupture de coiffe des rotateurs en réduisant le CSA pour diminuer l'instabilité articulaire (Lavignac, Lacroix, & Billaud, 2021). Bien qu'il y ait encore une controverse sur la quantité de résection pour réduire efficacement réduire le CSA et l'instabilité (Lavignac et al., 2021 ; Olmos et al., 2021), le CSA est une mesure utilisée dans le contexte chirurgical pour rétablir la biomécanique de l'épaule. Son influence sur la stabilité et sur les forces de contact suggère son potentiel dans la prédiction de risques de descellement glénoïdien.

Le CSA pourrait donc être lié dans le contexte de l'aTSA au descellement glénoïdien puisqu'il influence ses facteurs de risques comme l'instabilité ou les forces de contact. Récemment, Watling et al. (2018) ont étudié le CSA dans le contexte de l'aTSA. Dans leur étude radiologique rétrospective sur 61 patients 5 ans après une arthroplastie, les auteurs ont premièrement montré la variabilité du CSA entre 27 et 37° après une arthroplastie anatomique. De plus, ils ont établi une corrélation entre un plus grand CSA et une plus grande gravité et une progression plus rapide de lignes radio-opaques autour de l'implant glénoïdien. L'apparition de ces lignes est un indicateur de risque de descellement glénoïdien, ce qui confirme la relation entre un plus grand CSA avec de plus grands risques d'apparition de cette complication. Dans une autre étude radiologique, Tabeayo et al. (2022) ont mis en évidence une corrélation entre de plus grands risques de révision à la suite d'un descellement et un plus grand CSA. Il semble donc y avoir un lien direct entre un plus grand CSA et de plus grands risques de descellement glénoïdien.

Cependant, il semble y avoir un manque de connaissances sur le mécanisme qui lie le CSA au descellement. Premièrement, les études qui ont démontré une corrélation entre un grand CSA avec de plus grands risques de descellement sont des études radiologiques qui ne permettent donc pas de déterminer les causes de l'augmentation des risques de descellement.

De plus, l'influence du CSA sur la biomécanique de l'épaule après une arthroplastie anatomique est encore peu étudiée. Pour l'aTSA, le CSA semble étudié en ne prenant en compte que l'impact de l'inclinaison de l'implant glénoïdien (Favre, Moor, Snedeker, & Gerber, 2008 ; Hopkins et al., 2004 ; Karelse, Van Tongel, Verstraeten, Poncet, & De Wilde, 2015 ; Knighton et al., 2022 ; Oosterom, Rozing, & Bersee, 2004 ; Terrier, Merlini, Pioletti, & Farron, 2009) .

Il apparaît aussi que seule une étude a permis de faire varier l'inclinaison tout en permettant d'évaluer son influence sur les translations glénohumérales et sur le point d'application de la force de contact sur l'implant glénoïdien (Terrier et al., 2009). Le mécanisme liant le CSA au descellement reste donc encore flou puisque c'est l'excentricité de la force de contact qui engendre le phénomène de cheval à bascule. Cependant, les études biomécaniques publiées permettent tout de même de supposer qu'il y a un lien direct entre la variation du CSA et le descellement glénoïdien puisque le CSA influence l'instabilité et les forces de contact.

### **1.5.2 Inclinaison de l'implant glénoïdien**

Les études cadavériques et numériques ont montré qu'une orientation anormale de l'implant glénoïdien augmente grandement l'instabilité et les forces de contact puisque l'orientation de la zone de stabilité est altérée (Hopkins et al., 2004 ; Knighton et al., 2022 ; Nyffeler et al., 2006 ; Shapiro et al., 2007). Plus particulièrement, une inclinaison vers le haut provoque une plus grande instabilité supérieure dans le cas d'une épaule intacte (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Konrad et al., 2006) ou à la suite d'une aTSA (Oosterom et al., 2004).

Ainsi, une inclinaison supérieure rendrait l'orientation de la zone de stabilité plus favorable aux dislocations supérieures en réduisant la force requise pour déstabiliser l'épaule (Bouaicha et al., 2020 ; Flieg et al., 2008 ; Moor et al., 2016 ; Wong, Gallo, Kuhn, Carpenter, & Hughes, 2003). Pour contrer ce phénomène, plusieurs études suggèrent d'incliner l'implant glénoïdien inférieurement pour contrecarrer l'instabilité articulaire, notamment une instabilité introduite par une rupture de la coiffe des rotateurs (Konrad et al., 2006 ; Konrad, Markmiller, Rüter, & Südkamp, 2007 ; Terrier et al., 2009).

Ainsi, on peut faire l'hypothèse que dans le contexte d'une aTSA, une inclinaison supérieure de l'implant glénoïdien risquerait de provoquer un plus grand effet de cheval à bascule à cause d'une instabilité accrue. Il semble que des inclinaisons supérieures à 10° soient évitées (Favard, Berhouet, Walch, Chaoui, & Lévigne, 2017) pour préférer une inclinaison neutre (Gregory et al., 2013). Cependant, aucune recommandation chirurgicale claire ne semble exister pour le choix de l'inclinaison à cause du manque de littérature.

### **1.5.3 Longueur acromion**

Comme abordé précédemment, la longueur latérale de l'acromion est aussi un paramètre qui est altéré pour rétablir la stabilité articulaire après une rupture de la coiffe des rotateurs. Bien que la longueur de l'acromion ne soit pas étudiée dans le contexte de l'arthroplastie, son influence sur la stabilité et les forces de contact est établie par de nombreuses études biomécaniques de l'épaule non-prothétique (Nyffeler & Meyer, 2017). On peut donc supposer que cette longueur influence les risques de descellement glénoïdien.

Anatomiquement, la variation de la longueur de l'acromion déplace les origines musculaires du deltoïde latéral qui y est attaché et qui est le principal abducteur de l'épaule. Ainsi, l'orientation de la force musculaire appliquée sur la scapula est altérée lorsque la longueur de l'acromion est modifiée (Figure 1.21). En particulier, un acromion plus long, requiert moins de contournement des fibres du deltoïde autour de l'humérus. Par conséquent, la direction de la force appliquée par le deltoïde latérale sur la scapula est orientée plus supérieurement quand l'acromion est long (Nyffeler & Meyer, 2017).

Cela a pour effet de réduire la force de compression appliquée sur la glène et d'augmenter les forces de cisaillement ce qui augmente le ratio d'instabilité (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Gerber et al., 2014 ; Viehöfer, Gerber, et al., 2016 ; Villatte et al., 2020) provoquant de plus grandes translations supérieures de l'humérus (Engelhardt et al., 2017 ; Terrier et al., 2006). On peut donc supposer qu'un plus grand acromion aurait le même effet déstabilisateur pour une épaule prothétique ce qui pourrait augmenter l'effet de cheval à bascule.

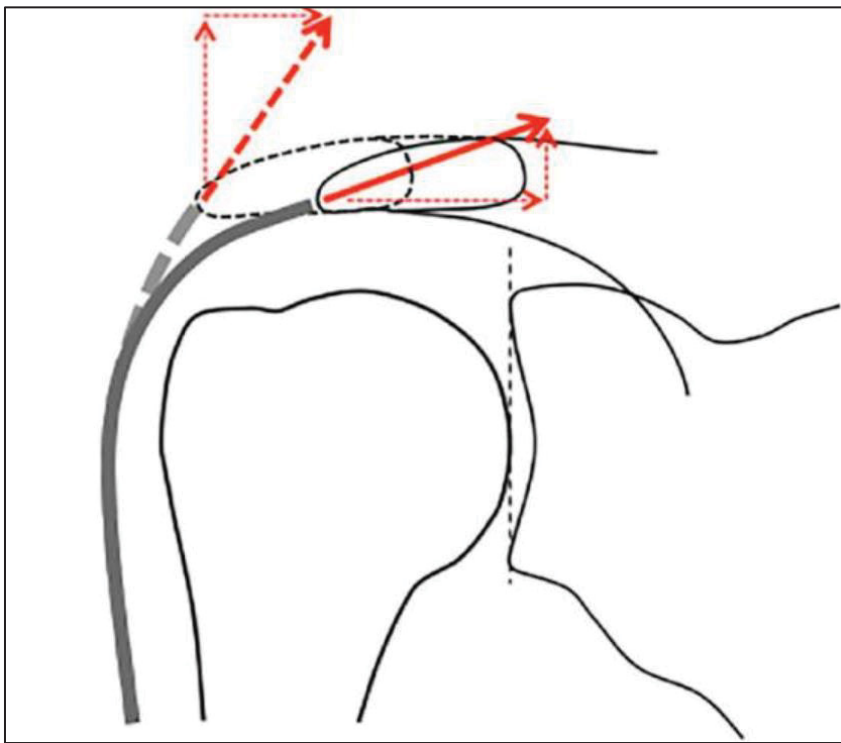


Figure 1.21 Effet de la longueur de l'acromion sur l'orientation de la force du deltoïde latéral sur la scapula

Tirée de Nyffeler & Meyer (2017)

#### **1.5.4 Limites de la littérature sur le lien entre CSA et descellement**

Ainsi, malgré la quantité limitée d'études sur l'influence du CSA dans le contexte de l'arthroplastie, il semble plausible que l'association entre un grand CSA et de plus grandes chances de descellement soient dues à l'augmentation de l'instabilité articulaire qui pourrait aggraver le phénomène de cheval à bascule. Cependant, il apparaît que les études biomécaniques comparant différentes configurations de CSA étudient les forces musculaires requises pour le mouvement, la stabilité articulaire et l'intensité de la force de contact sans pouvoir mesurer la position de son point d'application à l'exception du modèle numérique de Terrier et al. (2009). Il semble donc que les études expérimentales et numériques de l'épaule soient encore limitées pour estimer tous les facteurs de risques de descellement glénoïdien.

### **1.6 Études expérimentales de la biomécanique de l'épaule**

#### **1.6.1 Limites des études in-vivo**

La biomécanique de l'épaule a, à notre connaissance, été étudiée par trois études in-vivo pour mesurer les efforts de l'articulation glénohumérale pendant des mouvements de la vie quotidienne (Bergmann et al., 2007, 2011 ; Nikooyan et al., 2010). Ces études ont modifié un implant huméral anatomique pour y insérer des jauges de contraintes et ainsi mesurer les efforts articulaires. Cependant, les participants recrutés ont subi une opération d'hémiarthroplastie ce qui n'a pas permis de mesurer les efforts et la position de la force sur la glène laissée intacte. De plus, peu de données anatomiques sont mesurées, seul le modèle et la taille de l'implant huméral utilisé sont indiqués avec un nombre de participant très limité (entre 1 et 6 pour un total de 9 participants). Ainsi, ces études in-vivo ont permis d'estimer l'ordre de grandeur des forces de contact glénohumérales mais sans pouvoir analyser l'influence de la morphologie des patients sur les forces de contact ni mesurer les efforts appliqués sur la glène.

### 1.6.2 Montages expérimentaux

Ainsi, de nombreux simulateurs d'épaule ont été conçus pour simuler les mouvements de l'épaule en mesurant les forces musculaires nécessaires au mouvement et les forces de contact appliquées sur la glène tout en faisant varier des paramètres anatomiques comme l'inclinaison de la glène et la longueur de l'acromion. Le Tableau 1.1 recense les études expérimentales sur l'influence du CSA sur la biomécanique de l'épaule.

Pour simuler l'épaule, ces montages expérimentaux intègrent une scapula et un humérus. Le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs sont représentés par une combinaison de câbles et de poulies qui sont actionnés par des actuateurs linéaires. Le deltoïde peut être décomposé en trois chefs (postérieur, latéral et antérieur) (Knighton et al., 2022) ou bien en un seul chef (Baumgarten & Radtke, 2022). Similairement, la coiffe des rotateurs est décomposée en deux à quatre fibres musculaires (Baumgarten & Radtke, 2022 ; Knighton et al., 2022 ; Konrad et al., 2006 ; Wong et al., 2003). La force de réaction glénohumérale appliquée sur la glène est mesurée en intégrant une jauge de contrainte, qui permet par la suite de calculer le ratio d'instabilité. Ces simulateurs permettent aussi la variation de paramètres anatomiques comme le CSA en modifiant l'inclinaison ou la longueur de l'acromion. L'inclinaison est modifiée en intégrant une glène artificielle dont l'orientation est variée entre les essais (Baumgartner et al., 2014 ; Knighton et al., 2022 ; Wong et al., 2003). La longueur de l'acromion est altérée en déplaçant latéralement l'origine du deltoïde latéral sur la scapula (Baumgarten & Radtke, 2022 ; Konrad et al., 2006 ; Oosterom et al., 2004, 2004 ; Wong et al., 2003). Ainsi, ces simulateurs ont permis d'étudier l'impact du CSA sur la stabilité, les forces de contact et musculaires pendant une abduction.

Tableau 1.1 Revue des montages expérimentaux d'épaule permettant une variation du CSA

Auteur	Type de simulateur	Variation du CSA	Variables mesurées	Force musculaires (n = nombre de fibres musculaires)
Wong et al., 2003	Modèle cadavérique d'épaule saine	Inclinaison	Force sur la glène pour engendrer une translation	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Coiffe des rotateurs (n=3)</b> Force constante</li> </ul>
Konrad et al., 2006	Modèle cadavérique d'épaule saine	Inclinaison	Translations humérales	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Delhoïde (n=1)</b> Force à 20N/s</li> <li>• <b>Coiffe des rotateurs (n=2)</b> Force à 20N/s</li> </ul>
Gerber et al., 2014	Simulateur d'épaule saine (Baumgartner et al., 2014)	Acromion et Inclinaison	Forces sur la glène	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Delhoïde (n=1)</b> Ratio entre la force du deltoïde et du supraépineux</li> <li>• <b>Coiffe des rotateurs (n=3)</b> Force constante</li> </ul>
Viehöfer et al., 2016				
Moor et al., 2016				
Bouaicha et al., 2020				
Oosterom et al., 2004	Étude de fatigue d'implants glénoïdiens	Inclinaison	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Force de cisaillement pour engendrer une translation</li> <li>• Déformations de l'implant glénoïdien</li> </ul>	—
Knighton et al., 2022	Modèle cadavérique d'arthroplastie anatomique	Inclinaison	Forces sur la glène	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Delhoïde (n=3)</b> Ratio entre la force du deltoïde et du supraépineux</li> <li>• <b>Coiffe des rotateurs (n=4)</b> Force constante</li> </ul>

Cependant, l'étude de la biomécanique de l'épaule après une aTSA semble encore être limitée pour évaluer le lien entre le CSA et le descellement glénoïdien. Premièrement, selon nos recherches, seules deux études expérimentales ont été réalisées sur l'arthroplastie anatomique dont une seule pour un mouvement dynamique (Knighton et al., 2022) puisque l'étude d'Oosterom et al. (2004) consistait en un test de fatigue statique de l'implant glénoïdien. De plus, dans ces études sur l'aTSA, seule l'inclinaison de l'implant glénoïdien était variée. Par ailleurs, tous les montages expérimentaux présentés ne mesurent que la direction de la force de contact appliquée sur la glène sans en mesurer la position. Ainsi, les résultats obtenus par les montages d'épaule non-prothétiques, qui composent la majorité des études, ne permettent pas d'émettre des hypothèses complètes sur l'influence du CSA sur les risques de descellement glénoïdien puisque certains facteurs de risques de descellement ne sont pas mesurés.

Ensuite, la représentation musculaire des montages expérimentaux est aussi simplifiée, ce qui influence grandement les forces de contact mesurées et l'instabilité articulaire. Les études expérimentales simplifient les muscles en au maximum trois fibres pour représenter le deltoïde et quatre pour la coiffe des rotateurs. La force appliquée par les muscles est aussi simplifiée. En particulier, la force des abducteurs (deltoïde et supraépineux) requise pour réaliser le mouvement est définie comme un ratio constant d'activation entre ces deux muscles, déduit de mesures d'électromyogrammes. La force des muscles de la coiffe est quant à elle maintenue constante à une valeur déduite expérimentalement pour assurer une bonne stabilisation du montage expérimental. Ainsi, dans ces études, la stabilité glénohumérale est altérée par ce choix de force de stabilisation, pour limiter les dislocations, et par le faible nombre de fibres musculaires. Enfin, tous ces modèles n'intègrent que la scapula et l'humérus sans inclure le reste du complexe articulaire de l'épaule (Baumgartner et al., 2014 ; Knighton et al., 2022 ; Konrad et al., 2006 ; Wong et al., 2003).



## 1.7 Études numériques de l'épaule

Les études numériques semblent donc apparaître comme une solution pour combler les limitations des études expérimentales en représentant les muscles de manière plus complexe tout en permettant d'estimer les efforts articulaires et de modifier la morphologie osseuse. Cette section présente donc les deux types de modèles numériques : les modèles musculosquelettiques et les modèles par éléments finis.

### 1.7.1 Modélisation musculosquelettique de l'épaule

Le premier type de modèle numérique est le modèle musculosquelettique. Il consiste en la simplification des os en des segments indéformables reliés par des joints pour modéliser les articulations. Ce type de modèle permet une représentation complexe des muscles en de nombreuses fibres pouvant contourner les os grâce à des surfaces de contournement (Andersen, 2022).

#### 1.7.1.1 Équations du mouvement

Les modèles musculosquelettiques reposent sur la résolution des équations du mouvement. Dans les équations suivantes, les termes notés en gras en lettres minuscule sont employés pour les termes vectoriels et les termes en gras en majuscule sont employés pour les termes matriciels. La notation de Andersen et al., (2022) est employée puisqu'elle est similaire à la notation employée par le logiciel musculosquelettique *Anybody* qui est utilisé dans notre étude.

La seconde loi de Newton est appliquée sur chaque segment ( $i$ ) pour les forces (1.1) et les moments autour du centre de masse O du segment (1.2).

$$\sum \begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} = \sum \mathbf{f}_i = m_i * \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} = m_i * \mathbf{a}_i \quad (1.1)$$

$$\sum \mathbf{M}_i^O = \mathbf{J}' \dot{\boldsymbol{\omega}}' + \boldsymbol{\omega}' \times \mathbf{J}' \boldsymbol{\omega}' \quad (1.2)$$

Tiré de Andersen (2022)

L'équation (1.1) est exprimée en fonction de la masse  $m_i$  du segment, des forces  $\mathbf{f}_i$  appliquées sur le segment, et de l'accélération  $\mathbf{a}_i$  du centre de masse du segment.

L'équation (1.2) est exprimée en fonction de la matrice des moments appliqués sur le segment par rapport à son centre de masse  $\mathbf{M}_i^O$ , du tenseur d'inertie transposé  $\mathbf{J}_i'$  défini au centre de masse du segment, de la vitesse  $\boldsymbol{\omega}$  et de l'accélération  $\dot{\boldsymbol{\omega}}$  angulaire du segment à son centre de masse.

Ainsi, les équations (1.1) et (1.2) sont combinées pour former l'équation du mouvement du segment  $i$  (1.3).

$$\begin{bmatrix} m_i \mathbf{I} & 0 \\ 0 & \mathbf{J}_i' \end{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_i + \begin{bmatrix} 0 \\ \sim \boldsymbol{\omega}' \mathbf{J}_i' \boldsymbol{\omega}' \end{bmatrix} = \mathbf{g}_i^{(ext)} \quad (1.3)$$

$$\text{Avec } \dot{\mathbf{v}}_i = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_i \\ \dot{\boldsymbol{\omega}} \end{bmatrix} \text{ et } \mathbf{g}_i^{(ext)} = \begin{bmatrix} \mathbf{f}_i \\ \mathbf{M}_i^O \end{bmatrix}$$

Tiré de Andersen (2022)

L'équation du mouvement de chaque segment dépend de son accélération linéaire et angulaire  $\dot{\mathbf{v}}_i$  et des forces et moments externes  $\mathbf{g}_i^{(ext)}$  appliquées sur le segment. Le tilde désigne une matrice antisymétrique et  $\mathbf{I}$  une matrice identité de taille 3x3.

L'équation précédente peut donc être simplifiée pour former l'équation **(1.4)**, avec  $\mathbf{b}_i$  le terme des forces de Coriolis et centrifuge et  $\mathbf{M}_i$  la matrice contenant les termes de masses et de moment d'inertie du segment.

$$\mathbf{M}_i \dot{\mathbf{v}}_i + \mathbf{b}_i = \mathbf{g}_i^{(ext)} \quad (1.4)$$

Tiré de Andersen (2022)

Dans un modèle musculosquelettique, les forces appliquées sur les os sont de plusieurs types. Ainsi, les force et les moments  $\mathbf{g}_i^{(ext)}$  sont décomposées en forces gravitationnelles appliquées sur le segment  $\mathbf{g}^{(app)}$ , en forces musculaires  $\mathbf{f}^{(M)}$  et en forces articulaires aussi appelées forces de réaction  $\mathbf{f}^{(R)}$  ce qui forme l'équation du mouvement **(1.5)** combinant les équations de l'ensemble des segments.

$$\mathbf{C}^{(M)} \mathbf{f}^{(M)} + \mathbf{C}^{(R)} \mathbf{f}^{(R)} = \mathbf{M} \dot{\mathbf{v}} + \mathbf{b} - \mathbf{g}^{(app)} \quad (1.5)$$

Tiré de Andersen (2022)

Les termes  $\mathbf{C}^{(M)}$  et  $\mathbf{C}^{(R)}$  correspondent respectivement aux matrices des coefficients des forces musculaires et de réaction permettant de combiner les équations **(1.4)** de chaque segment.

Les forces musculaires sont généralement modélisées avec le modèle de Hill qui représente chaque muscle en une combinaison d'un élément élastique (le tendon) et d'un élément contractile produisant la force musculaire (Ackland, Lin, & Pandy, 2012). La longueur de ces deux éléments ainsi que la force maximale du muscle doivent donc être définies pour chaque muscle (Andersen, 2022).

### 1.7.1.2 Définition des articulations

Par la suite, les articulations sont définies par des joints définis entre plusieurs segments. Plusieurs types de joints existent dépendamment des mouvements permis par les articulations en rotation et en translation. Par exemple, un joint sphérique peut être utilisé pour représenter la hanche, qui peut être simplifiée en une articulation ne permettant que des rotations. Ainsi, trois contraintes de distance nulles sont ajoutées entre les deux centres articulaires pour annuler les translations. En ajoutant les contraintes des articulations, seuls les mouvements permis par les articulations sont libres, qui sont appelés les *degrés de liberté* (Andersen, 2022).

### 1.7.1.3 Dynamique directe

Les modèles musculosquelettiques permettent deux types d'études selon les données d'entrées disponibles et les données de sortie souhaitées. Premièrement, la dynamique directe permet de calculer les trajectoires de chaque segment à partir des forces de contact et musculaires. Cette approche est donc limitée car elle requiert la connaissance de tous les efforts musculaires et articulaires pour obtenir l'accélération, la vitesse et la position de chaque segment (Pandy, 2001).

#### 1.7.1.4 Dynamique inverse

La *dynamique inverse* requiert la connaissance du mouvement de chaque articulation en définissant le mouvement de chaque degré de liberté. Ainsi, l'équation (1.5) doit être résolue pour obtenir les forces de réaction  $\mathbf{f}^{(R)}$  et les forces musculaires  $\mathbf{f}^{(M)}$  (Andersen, 2022). Cependant, chaque mouvement est produit par la combinaison de plusieurs muscles abducteurs et stabilisateurs (Nordin & Frankel, 2012). Ainsi, pour résoudre ce système comportant plus de forces musculaires inconnues que d'équations pour les résoudre, un algorithme d'optimisation est employé pour distribuer les forces musculaires aux différents muscles, tout en s'assurant que chaque muscle ne dépasse pas la force maximale qu'il peut produire ( $s_i$ ). L'optimisation a pour but de minimiser de manière itérative une fonction qui dépend de l'activité musculaire, définie comme le ratio entre la force produite par le muscle ( $f_i$ ) et sa force maximale ( $s_i$ ). La formulation du critère d'optimisation pour correspondre au mieux aux activations musculaires réelles est encore une grande problématique de recherche. Ainsi, plusieurs critères sont utilisés : minimiser l'activité musculaire totale, minimiser l'activité produite par le muscle le plus actif pour limiter la fatigue (critère min/max) ou minimiser la puissance instantanée (Andersen, 2022 ; Rasmussen, Damsgaard, & Voigt, 2001).

### 1.7.1.5 Modélisation musculosquelettique de l'épaule

Les principaux modèles musculosquelettiques de l'épaule en dynamique inverse sont :

1. Swedish shoulder model (Högfors, Karlsson, & Peterson, 1995)
2. Upper limb model (Garner & Pandy, 2001)
3. SIMM model (Holzbaur, Murray, & Delp, 2005)
4. United Kingdom national shoulder model (Charlton & Johnson, 2006)
5. Anybody Modeling System (Damsgaard, Rasmussen, Christensen, Surma, & Zee, 2006)
6. Waterloo shoulder model (Dickerson, Chaffin, & Hughes, 2007)
7. Delft Shoulder and Elbow model (Nikooyan, Veeger, Chadwick, Praagman, & van der Helm, 2011)
8. Modèle sur OpenSim (W. Wu, Lee, Bryant, Galea, & Ackland, 2016)

Ces huit modèles musculosquelettiques de l'épaule simplifient l'articulation glénohumérale en un joint sphérique qui ne permet donc aucune translation. Ainsi, les études du CSA utilisant un modèle musculosquelettique estiment la stabilité articulaire à partir du ratio d'instabilité puisqu'aucune translation n'est permise (Flieg et al., 2008 ; Villatte et al., 2020). De plus, en l'absence de contact entre les surfaces articulaires, les changements d'inclinaison de la glène ont un impact seulement sur l'orientation de la zone de stabilité (Flieg et al., 2008). Enfin, comme pour les études expérimentales, la variation de la longueur de l'acromion n'altère que la position des insertions musculaires du deltoïde latéral (Villatte et al., 2020).

Il semble donc que les modèles musculosquelettiques soient encore limités puisque l'articulation glénohumérale est souvent simplifiée en un joint sphérique, rendant le joint parfaitement stable. De plus l'impact de la morphologie osseuse est limité puisque ces modèles ne permettent pas d'introduire un contact entre les surfaces articulaires. Ces modèles semblent donc incomplets pour estimer la totalité des risques de descellement glénoïdien comme la position de la force de contact sur la glène ou l'instabilité articulaire.

## **1.7.2 Modélisation de l'épaule par éléments finis**

À l'inverse des modèles musculosquelettiques, les modèles par éléments finis définissent des propriétés matériau à chaque os et tissus mous du modèle pour permettre leur déformation. La déformabilité des éléments du modèle permet de mesurer l'impact des variations de la forme des surfaces articulaires sur la biomécanique puisqu'un contact entre ces surfaces est simulé. Ainsi, ces modèles requièrent la définition des forces articulaires comme des forces externes appliquées à l'articulation. Ces données proviennent de mesures in-vivo, expérimentales ou de simulations musculosquelettiques (Heller, 2022).

### **1.7.2.1 Modèles d'épaule non-prothétique par éléments finis**

Plusieurs modèles par éléments finis ont été développés pour étudier l'impact de la variation du CSA pour une épaule saine (Engelhardt et al., 2017 ; Viehöfer, Gerber, et al., 2016) ou pour une épaule ayant subi une aTSA (Hopkins et al., 2004 ; Terrier et al., 2009). Ainsi, la déformabilité des surfaces articulaires permet à certains modèles d'estimer les translations glénohumérales (Engelhardt et al., 2017 ; Viehöfer, Gerber, et al., 2016).

Pour le contexte de l'aTSA, Hopkins et al. (2004) ont estimé par éléments finis l'impact de l'inclinaison d'un implant glénoïdien anatomique sur les contraintes dans le ciment pour l'associer aux risques de descellement, mais sans permettre les translations humérales. Par ailleurs, le modèle d'épaule prothétique de Terrier et al. (2009) permet de varier l'inclinaison d'un implant glénoïdien anatomique pour estimer l'impact d'une inclinaison inférieure sur l'instabilité introduite par une rupture de la coiffe des rotateurs. Ainsi, leur modèle estime la position et l'intensité de la force de contact appliquée sur l'implant glénoïdien ainsi que les contraintes sur sa fixation.

La simulation par éléments finis semble donc combler les limites inhérentes à la simulation musculosquelettique en permettant d'estimer les translations glénohumérales, la position des efforts articulaires et les contraintes dans la fixation des implants. Cependant, ces modèles présentent des simplifications notamment sur la représentation des forces musculaires. En effet, soit le modèle n'applique qu'une force de contact préalablement calculée (Engelhardt et al., 2017 ; Hopkins et al., 2004) soit il permet d'intégrer un critère de recrutement musculaire simplifié consistant en un ratio d'activation entre les abducteurs. De plus, chaque groupe musculaire est représenté par une seule une fibre musculaire (Terrier et al., 2009). Dans les deux cas, les modèles par éléments finis simplifient le complexe articulaire de l'épaule par rapport aux modèles musculosquelettiques en intégrant seulement la scapula et l'humérus (Engelhardt et al., 2017 ; Hopkins et al., 2004 ; Terrier et al., 2009 ; Viehöfer, Gerber, et al., 2016).

Ainsi, pour étudier l'influence du CSA sur les risques de descellement glénoïdien, il semble intéressant d'utiliser un modèle alliant la complexité de la représentation musculaire et articulaire des modèles musculosquelettiques tout en permettant des translations humérales et un contact entre les surfaces articulaires d'un modèle par élément finis.



### 1.7.3 Modèle musculosquelettique de l'épaule avec arthroplastie totale anatomique

Andersen et al. (2017) ont développé l'algorithme de *Force Dependant Kinematics* (FDK) dans le logiciel de simulation musculosquelettique *Anybody* (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Danmark). Cet algorithme, développé à l'origine pour la mandibule, permet de calculer les translations articulaires pendant une simulation de dynamique inverse tout en permettant d'introduire un contact entre les surfaces articulaires. Sins et al., (2014) ont utilisé cet algorithme en adaptant le modèle musculosquelettique du membre supérieur d'*Anybody* pour représenter une épaule avec des implants anatomiques en contact tout en permettant les translations glénohumérales. Ce modèle intègre le tronc (rigide), la tête, le thorax, la clavicule, la scapula dont le glissement sur le thorax est permis ainsi que le bras droit. Les muscles simulés sont les muscles de la main et de l'avant-bras, le biceps, le triceps, le deltoïde, le supraépineux, l'infraépineux, le subscapulaire, le grand rond, le petit rond, le pectoral, le grand dorsal, les trapèzes, les élévateurs de la scapula, le rhomboïde, le coracobrachialis et le muscle sterno-cléido-mastoïdien.

#### 1.7.3.1 Simulation du contact entre les implants

Pour permettre l'estimation des translations glénohumérales, une force de contact entre les modèles 3D d'implants anatomiques est définie. Cette force de contact ( $F_c$ ) est ajoutée aux équations du mouvement comme une force externe appliquée sur la scapula et sur l'humérus. Les translations provoquent la pénétration de l'implant huméral dans l'implant glénoïdien (Figure 1.22). L'amplitude de la force de contact est estimée par une relation linéaire qui dépend du module de pression  $k_d$  [N/m<sup>3</sup>] et du volume de pénétration entre les implants  $V_p$  [m<sup>3</sup>] :

$$F_c = k_d * V_p \quad (1.6)$$

Tiré de Sins et al. (2014)

Le point d'application de la force de contact est calculé comme la moyenne des vecteurs de pénétrations pour chaque vertex des modèles 3D des implants. Ainsi, la force de contact est une force ponctuelle appliquée au centre de pression sur l'implant glénoïdien (Figure 1.22).

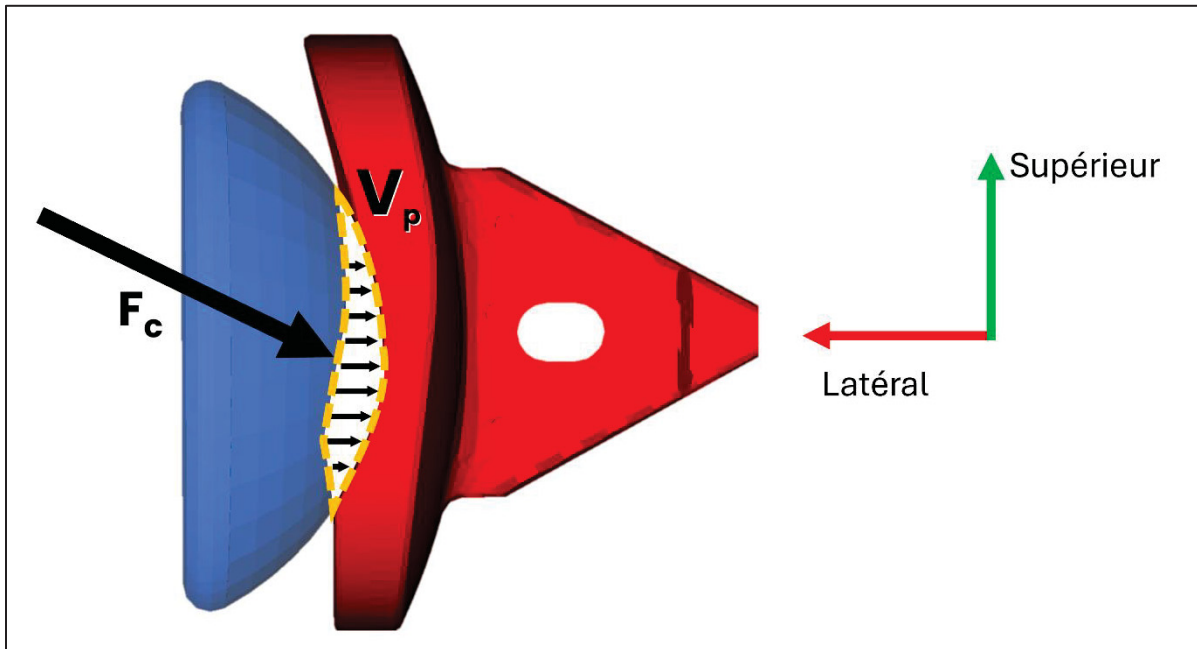


Figure 1.22 Calcul de la position et de l'amplitude de la force de contact ( $F_c$ ) en fonction du volume de pénétration ( $V_p$ ) et des vecteurs de pénétration

La pénétration des deux implants correspond au fait que l'implant glénoïdien, qui est le moins rigide, s'est déformé à la suite des translations glénohumérales. Ainsi, la pénétration suppose qu'une force de contact a été appliquée sur l'implant glénoïdien pour le déformer. Cette force est donc liée à la rigidité de l'implant en introduisant le module de pression du polyéthylène  $k_d$  qui est estimé à  $1.10^{10}$  [N/m<sup>3</sup>]. La force de contact  $F_c$  est donc calculée comme un vecteur, positionné au centre de pression ce qui permet d'estimer la position et l'orientation de la force de contact appliquée sur l'implant glénoïdien pendant une abduction dans le plan de la scapula (Figure 1.23).

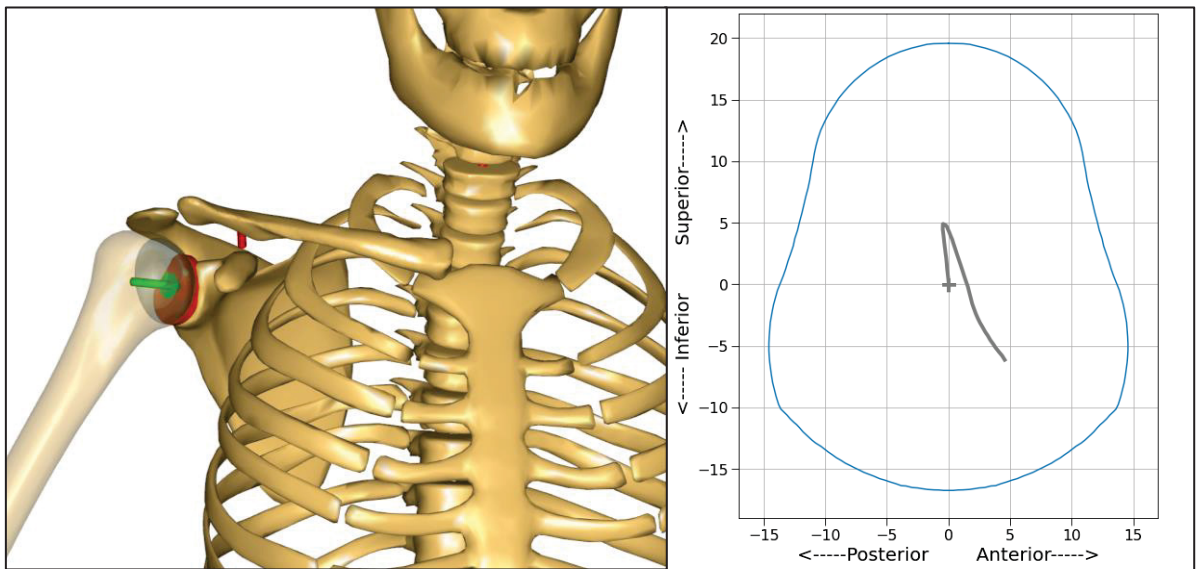


Figure 1.23 Position de la force de contact appliquée sur la glène ( $F_c$ ) au cours d'une abduction

### 1.7.3.2 Estimation des translations glénohumérales : Force Dependant Kinematics algorithm

Ensuite, l'algorithme itératif du FDK est intégré pour estimer les translations glénohumérales. Le processus itératif complet de la dynamique inverse intégrant le FDK est résumé à la Figure 1.24.

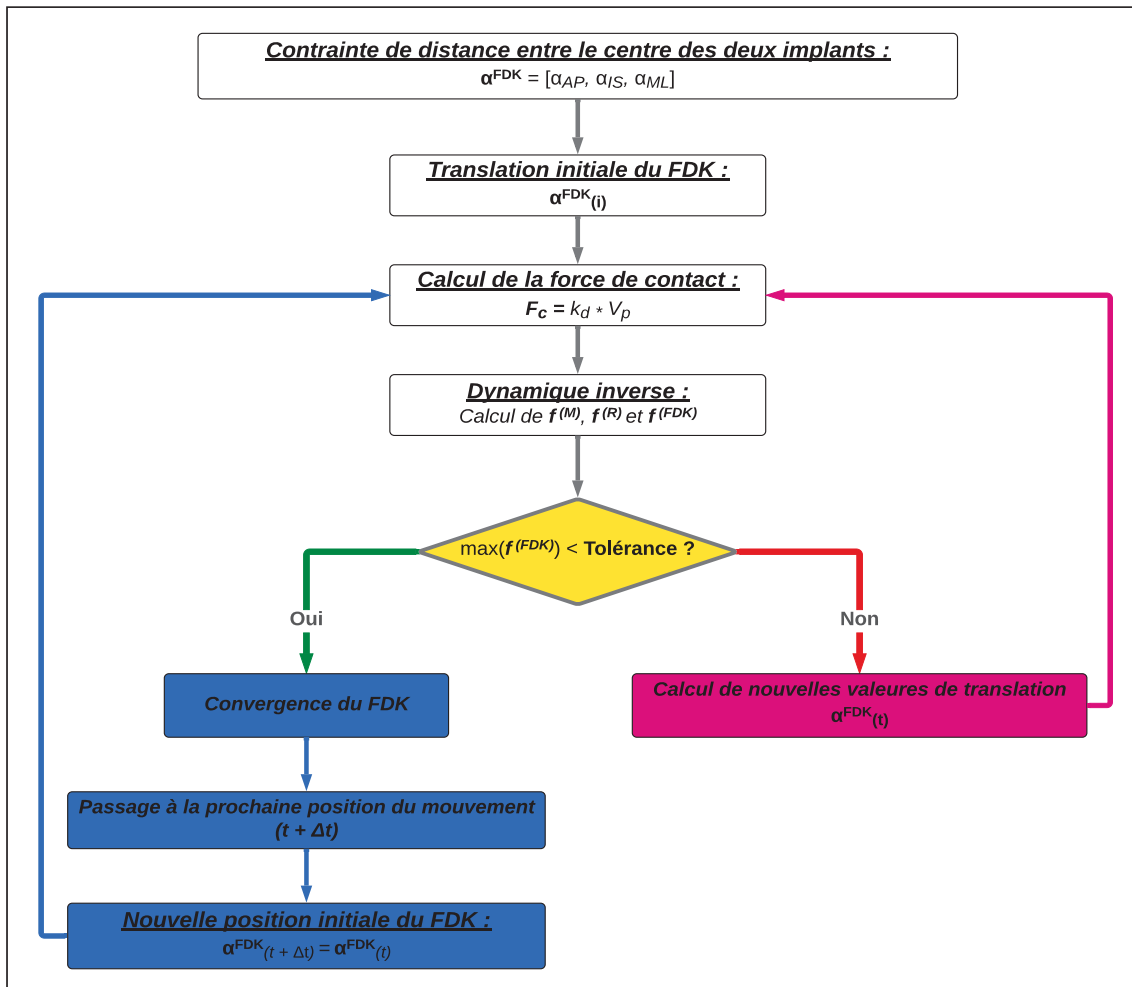


Figure 1.24 Diagramme du processus de dynamique inverse intégrant le FDK

Premièrement, un joint sphérique reliant le centre des deux implants est créé pour définir l'articulation glénohumérale. Cependant, au lieu de contraindre les trois translations du joint sphérique en des translations nulles pendant le mouvement, les valeurs de translation sont optimisées par le FDK à chaque pas de temps. Ainsi, trois contraintes de distance sont définies le long des axes inféropostérieur (IS), antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML) de l'implant glénoïdien. La translation humérale est donc définie comme un vecteur  $\alpha^{FDK} = [\alpha_{AP}, \alpha_{IS}, \alpha_{ML}]$ . Dans les équations du mouvement, les forces de réaction des joints sont distinguées entre les forces de réaction qui sont optimisées par le FDK  $\mathbf{f}^{(FDK)}$  et  $\mathbf{f}^{(R)}$  les forces de réaction calculées par dynamique inverse. L'objectif du FDK est donc de trouver les translations glénohumérales qui annulent les forces de réaction  $\mathbf{f}^{(FDK)}$  pour que la force articulaire ne dépende que de la force de contact  $\mathbf{F}_c$ . Ainsi, un algorithme itératif est utilisé pour trouver les valeurs de translation  $\alpha^{FDK}$  et l'optimisation s'arrête lorsque toutes les forces de réaction de  $\mathbf{f}^{(FDK)}$  sont inférieure à une tolérance de convergence définie par exemple à 0.001 [N]. Après la convergence du FDK, le processus de dynamique inverse continue à la prochaine position du mouvement simulé.

Ainsi, ce modèle permet d'effectuer une simulation de dynamique inverse pour calculer : les forces musculaires de 22 groupes musculaires, les translations glénohumérales, ainsi que la position, l'orientation et l'intensité de la force de contact entre les implants pendant une abduction dans le plan de la scapula. De plus, ce modèle permet de définir la position et l'orientation de chaque implant et de modifier la position des insertions musculaires.



## CHAPITRE 2

### PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIF DE L'ÉTUDE

#### 2.1 Problématique

Le descellement glénoïdien est la première complication à long-terme après une arthroplastie anatomique de l'épaule. Cette complication est provoquée par la fragilisation de la fixation de l'implant par l'application de forces sur l'implant glénoïdien anormalement excentrées. Une plus grande excentricité des forces de contact est provoquée par une grande instabilité de l'articulation glénohumérale qui augmente le moment appliqué sur la fixation de l'implant glénoïdien. De plus grandes forces de cisaillement appliquées sur l'implant glénoïdien pourraient aussi contribuer à augmenter les risques de descellement. Ces modifications de la biomécanique de l'épaule résultent d'une rupture de la coiffe des rotateurs, d'une mauvaise orientation de l'implant glénoïdien ou de différentes morphologies osseuses. L'angle critique de l'épaule (CSA) est une mesure anatomique qui augmente avec l'inclinaison supérieure de la glène et un acromion plus long. Selon sa valeur, le CSA est corrélé avec l'apparition de pathologies comme l'arthrose ou la rupture de la coiffe des rotateurs. De nombreuses études biomécaniques ont associé l'apparition de ces pathologies au lien entre le CSA avec l'instabilité et avec les forces de contact.

Récemment, de plus grands risques de descellement glénoïdien ont été corrélés avec une plus grande valeur de CSA par des études radiologiques. Cependant, le manque d'études biomécaniques dans le contexte de l'arthroplastie de l'épaule ne permet pas encore de déterminer le mécanisme liant le descellement au CSA. De plus, les modèles expérimentaux et numériques semblent encore limités pour étudier l'influence du CSA sur les facteurs de risques de descellement. En effet, les modèles expérimentaux simplifient grandement la représentation des muscles et n'intègrent qu'une partie du complexe articulaire de l'épaule alors qu'ils influencent grandement la cinématique et la cinétique de l'épaule.

Ainsi, la modélisation musculosquelettique par dynamique inverse semble pertinente pour complexifier la représentation musculaire et articulaire en permettant de modéliser tout le membre supérieur. Cependant, les modèles musculosquelettiques simplifient le plus souvent l'articulation glénohumérale en une articulation sphéroïde ne permettant aucune translation. De plus, comme les modèles expérimentaux, les modèles musculosquelettiques ne permettent pas d'estimer la position des forces de contact sur la glène qui est un autre facteur directement lié au descellement. Les études par élément finis ont permis de d'estimer les translations glénohumérales en introduisant un contact entre les surfaces articulaires déformables. Cependant, ces modèles sont limités par leur représentation musculaire et articulaire simplifiée. Ainsi, les modèles expérimentaux et numériques ne permettent pas d'estimer la totalité des risques de descellement sans devoir simplifier la représentation musculaire ou articulaire de l'épaule.

Malgré les limitations de la littérature, les études biomécaniques sur l'épaule non-prothétique ont permis de montrer qu'un plus grand CSA provoquait de plus grandes instabilités articulaires et de plus grandes forces de cisaillement appliquées sur la glène. Nous pouvons donc émettre l'hypothèse de recherche suivante :

***« Augmenter le CSA, en introduisant une inclinaison supérieure et/ou un acromion plus long, augmente l'instabilité glénohumérale ce qui augmenterait l'excentricité des forces de contact, ainsi que le moment et le cisaillement appliqués sur l'implant glénoïdien ».***

## **2.2 Objectif**

Un modèle musculosquelettique de l'épaule avec des implants anatomiques a été développé dans le logiciel de simulation musculosquelettique Anybody (Sins et al., 2014). Ce modèle permet d'estimer les translations glénohumérales en introduisant un contact entre les surfaces articulaires tout en permettant de représenter la totalité du complexe articulaire de l'épaule. Ce modèle permet donc d'évaluer l'intensité et la position de la force de contact sur l'implant glénoïdien tout en conservant une représentation complexe de l'épaule.



L'objectif de ce mémoire correspond à l'article présenté dans le CHAPITRE 3 intitulé « *The glenoid implant inclination and the acromion length increase the moment and shear applied to the glenoid - a musculoskeletal study* » soumis au *Journal of shoulder and elbow surgery* le 19 août 2024. Son objectif est de confirmer l'hypothèse de recherche en utilisant le modèle musculosquelettique avec implants anatomiques. Pour cela, 30 configurations de CSA ont été créées dans les limites anatomiques observées dans la littérature. Ensuite, des simulations de dynamique inverse ont été réalisées pour une abduction dans le plan de la scapula. Les forces musculaires nécessaires, la direction et la position des forces de contact ont été simulées. Ainsi, les facteurs de risques de descellement comme le moment appliqué sur l'implant glénoïdien et les forces de cisaillement ont été comparés entre les différentes configurations de CSA pour estimer l'impact du CSA sur les risques de descellement.

Pour réaliser cette étude, plusieurs outils complémentaires ont été développés et sont présentés au CHAPITRE 4. Le premier outil permet de définir les configurations de CSA dans le modèle musculosquelettique en mesurant le CSA pour différentes inclinaisons d'implant glénoïdien et longueurs d'acromion. Le second outil est un programme python générique permettant d'importer et de générer des graphiques de résultats de simulation du logiciel Anybody.



## CHAPITRE 3

### THE GLENOID IMPLANT INCLINATION AND THE ACROMION LENGTH INCREASE THE MOMENT AND SHEAR APPLIED TO THE GLENOID - A MUSCULOSKELETAL STUDY

Dan Soyeux <sup>a</sup>, Margaux Peixoto <sup>b</sup>, Patrice Tétreault <sup>c</sup>,  
Mickaël Begon <sup>d</sup>, Nicola Hagemeister <sup>e</sup>

<sup>a, b, e</sup> Laboratoire d'Innovation Ouverte en technologies de la santé, École de technologie Supérieure, 900 Saint-Denis, Montréal, Québec, Canada H2X 0A9

<sup>c</sup> Centre Hospitalier de l'Université de Montréal, 1000 Saint-Denis, Montréal, Québec, Canada H2X 0C1

<sup>d</sup> École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Faculté de Médecine, 1212 Rue Panet, Montréal, Québec, Canada H2L 2Y7

<sup>d</sup> Centre de Recherche Azrieli du CHU Sainte-Justine, 3175 Chemin de la Côte-Sainte-Catherine, Montréal, Québec, Canada H3T 1C5

Article soumis pour publication, août 2024

#### 3.1 Abstract

**Background:** In anatomical total shoulder arthroplasty, the loosening of the glenoid implant is the most common complication. It can be caused by high shear forces applied to the glenoid or by an eccentric loading of the glenoid implant provoking the “rocking” of the glenoid. The critical shoulder angle (CSA) combines the glenoid inclination and the acromion length. A higher value of the CSA has been correlated with earlier radiological signs of glenoid loosening. However, the mechanism linking the CSA with glenoid loosening remains unclear due to the limitations of most studies to evaluate the position of the force applied to the glenoid.

**Methods:** An inverse-dynamic musculoskeletal model of the shoulder with anatomical implants allowing glenohumeral translations in *Anybody<sup>TM</sup>* was used. Multiple CSA configurations were simulated by varying the acromion length and the glenoid inclination.

Muscle forces, the position of the force applied to the glenoid, and the moment and shear applied to the glenoid were simulated during an abduction from 15° to 120° in the scapular plane.

**Results:** Increasing the CSA with an upward-tilted glenoid and a longer acromion, increased the superior humeral displacement, leading to a more eccentric force applied to the glenoid. The moment and shear applied to the glenoid implant increased with a higher CSA and were minimal for the smaller CSAs.

**Conclusion:** A higher CSA could increase the “rocking” of the glenoid implant by increasing the moment applied to the glenoid which could lead to more glenoid loosening risks. These results suggest that correcting down the CSA by reducing the glenoid inclination or the acromion length with acromioplasty could reduce the risks of glenoid loosening.

**Level of Evidence:** Basic Science Study

**Keywords:** Anatomical total shoulder arthroplasty; glenoid inclination; acromion length; musculoskeletal study; critical shoulder angle; glenoid loosening; rocking-horse phenomenon

### 3.2 Introduction

The glenoid implant loosening is the main complication of anatomical total shoulder arthroplasty (aTSA). It represents 24 to 39% of the long-term complications and requires revision surgery in 28% of the cases (Bohsali et al., 2006 ; Gonzalez et al., 2011). Potential risk factors for glenoid loosening have been identified, such as rotator cuff tear (Franklin et al., 1988), implant cementing quality (Gonzalez et al., 2011), and glenoid implant malposition (Strauss et al., 2009). The cause of glenoid loosening seems to be the “rocking-horse” phenomenon. In excessive humeral head translation with respect to the glenoid implant, abnormal eccentric loads are applied to the glenoid implant. It leads to compressing one edge of the glenoid while lifting the opposite edge, which, over time, fragilizes the implant fixation (Franklin et al., 1988). Also, higher forces applied to the glenoid implant, especially shear forces, could increase the likelihood of its cement failure, leading to its loosening (Hopkins et al., 2004). Both computational and cadaveric studies showed that the abnormal orientation of the glenoid implant leads to larger glenohumeral joint forces and larger glenohumeral translations (Hopkins et al., 2004 ; Knighton et al., 2022 ; Nyffeler et al., 2006 ; Shapiro et al., 2007).

The critical shoulder angle (CSA) is an anatomical parameter that increases with an upward-tilted glenoid or a longer acromion. For a non-prosthetic shoulder, a high CSA was associated with the prevalence of rotator cuff tear ( $\geq 35^\circ$ ) and smaller values ( $\leq 28^\circ$ ) with osteoarthritis (Moor et al., 2013 ; Spiegl et al., 2016). Watling et al. (2018) recently found a correlation between a higher CSA and earlier radiological signs of anatomical glenoid implant loosening. However, due to the limitations of experimental and musculoskeletal studies to evaluate the position of the contact point between the implants, studies on aTSA only assessed the effect of the glenoid implant inclination on glenohumeral stability and forces applied to the glenoid (Favre et al., 2008 ; Hopkins et al., 2004 ; Karelse et al., 2015 ; Knighton et al., 2022 ; Oosterom et al., 2004 ; Terrier et al., 2009).

To our knowledge, the position of the contact point between the implants was only evaluated by the finite element analysis of Terrier et al. (2009) (Terrier et al., 2009) for two glenoid inclinations but in the context of a rotator cuff tear. Moreover, no epidemiological, cadaveric, or musculoskeletal studies have evaluated the variation of the eccentricity of the load applied to the glenoid implant for different CSA. In addition, we only found three biomechanical studies investigating the effect of varying the glenoid inclination and acromion length on shoulder biomechanics. These studies found that a higher inclination or a longer acromion increased the glenohumeral superior instabilities but had different effects on shear and compressive forces applied to an intact glenoid (Engelhardt et al., 2017 ; Viehöfer, Snedeker, et al., 2016) or to an anatomical glenoid implant (Bouaicha et al., 2020). Consequently, whether the glenoid inclination has the same effect as the acromion's length remains unknown, especially in the context of aTSA.

The purpose of this study is to assess the biomechanical effects of altering both the acromion length and the glenoid implant inclination on the main factors of glenoid loosening such as the magnitude, the direction, and the location of the forces applied to the glenoid implant.

### **3.3 Material and methods**

Several combinations of glenoid implant inclinations and acromion lengths were simulated in a musculoskeletal model of the shoulder with aTSA to simulate the biomechanics of multiple CSA corrections.

### 3.3.1 Musculoskeletal model

We used a musculoskeletal model of the right upper limb previously developed in the *Anybody Modeling System* (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Denmark) representing a 50<sup>th</sup> percentile 75 kg men measuring 1.80 m (Sins et al., 2014). This model integrated an anatomical non-conforming total shoulder implant. The glenohumeral articulation was represented as a 6-degree of freedom joint (3 rotations and 3 translations) instead as a ball and socket joint. The humeral translations were simulated using the *force dependent kinematics algorithm* (Andersen et al., 2017). Briefly, the glenohumeral translations were calculated by finding the position where a quasistatic equilibrium was obtained in the joint. The contact force between the humeral and glenoid components was evaluated by multiplying the volume of penetration between the implants with a pressure module of  $10^{10}$  (N/m<sup>3</sup>) (Sins et al., 2014). The position of the center of pressure on the glenoid implant (COP) was calculated as the average position of penetrating vertices. In addition, a constant force of 4.5 N posteriorly and 1.5 N inferiorly was applied on the humerus for every CSA configuration. This value was chosen to center the COP of the reference configuration at 15° of abduction.

The model included the sternoclavicular and acromioclavicular joints to represent the scapulohumeral rhythm using De Groot and Brand's (2001) equations which ensure a realistic scapula orientation during arm elevations. The model included 22 muscle groups, including the deltoid (posterior, lateral, and anterior parts) and the rotator cuff, represented by the Hill-type model (Zajac, 1989). Contrary to the original model of Sins et al. (2014) (Sins et al., 2014), our model was based on the 2.4.2 version of the Anybody Managed Model Repository particularly to introduce a more physiological deltoid wrapping around the humerus (Strzelczak, Peixoto, Sins, Begon, & Hagemeister, 2022).

### 3.3.2 CSA variation

#### 3.3.2.1 CSA measurement

The CSA in the context of an aTSA was measured according to the method introduced by Watling et al. (2018). The CSA increases with a longer acromion (Figure 3.1A) or an upward inclination of the glenoid (Figure 3.1B). The glenoid implant was tilted and the CSA was measured using 3D slicer 5.4.0 software (<https://www.slicer.org/>) (Fedorov et al., 2012). The glenoid implant rotation matrices were calculated using the 3D slicer extension *SlicerIGT* (Ungi, Lasso, & Fichtinger, 2016) and were imported into the musculoskeletal model.

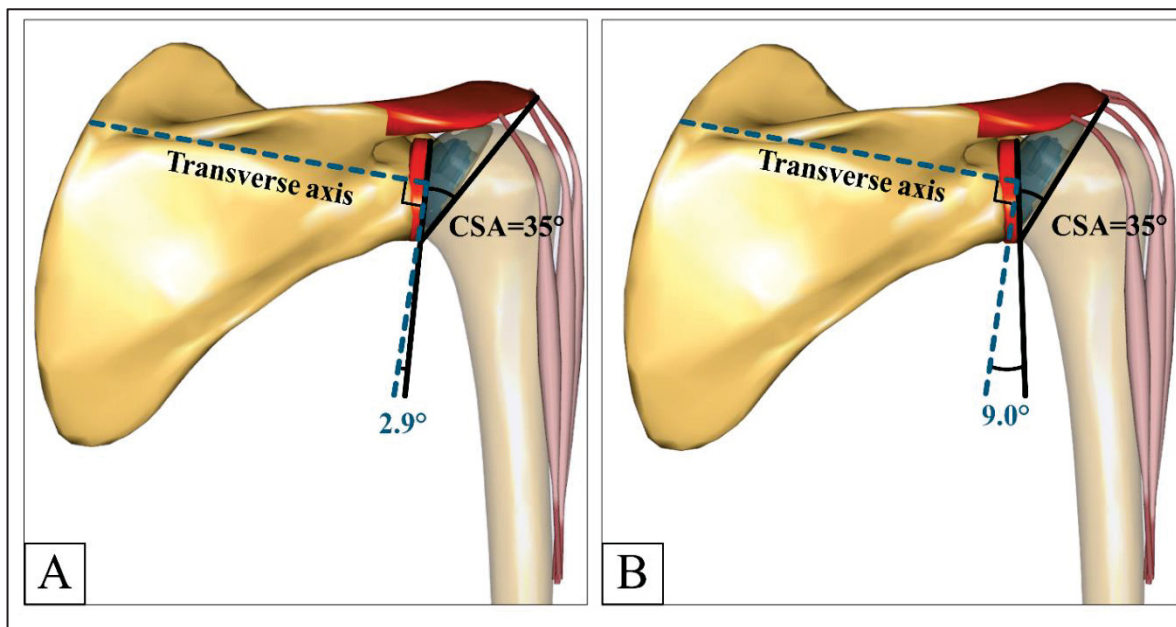


Figure 3.1 Similar CSA of  $35^\circ$  with different glenoid inclinations and acromion lengths as defined by Watling et al. (2018), i.e., the angle in an anteroposterior view of the scapula between a first line connecting the superior and the inferior margins of the glenoid implant and a second line connecting the inferior margin of the glenoid implant to the most lateral point of the acromion. (A) Increased acromion length by 7.85 mm with a  $2.9^\circ$  glenoid inclination. (B) Increased glenoid inclination to  $9.0^\circ$  with a normal acromion length



### 3.3.2.2 Glenoid inclination

The glenoid inclination is defined as the angle between a first line that connects the superior and inferior margin of the glenoid and a second line perpendicular to the scapula transverse axis, going through the center of the glenoid (Figure 3.1). The transverse axis is defined as the line connecting the junction of the scapular spine with the vertebral border of the scapula with the center of the glenoid surface. A positive inclination value corresponds to an upward-facing glenoid (Churchill et al., 2001). This measure was adapted to the context of aTSA by using the inferior-superior axis of the glenoid implant instead of the axis of the intact glenoid. The glenoid implant inclination was varied within the anatomical range ( $-8^{\circ}$  to  $15^{\circ}$ ) (Churchill et al., 2001) by rotating the glenoid around an axis parallel to the anteroposterior axis of the glenoid implant and going through the center of the glenoid implant surface to avoid affecting the glenoid version (i.e., the anterior-posterior rotation angle).

### 3.3.2.3 Acromion length

The lateral end of the acromion was shifted medio-laterally to simulate different acromion lengths which moved the four origin points of the lateral deltoid lines of action (). This shift ranged between  $-12.1$  to  $+17.0$  mm. Glenoid inclinations and acromion lengths were found to obtain CSAs every  $5^{\circ}$  within the anatomical range (from  $18.0^{\circ}$  to  $43.5^{\circ}$ ) measured by Moor et al. (2013).

### 3.3.2.4 CSA variation

The glenoid inclination and the acromion length were varied and the configuration with  $0.0^{\circ}$  inclination and  $+0.0$  mm acromion lengthening was chosen as the **reference** configuration. Thirty scapula geometries were generated by altering the glenoid implant's upward or downward inclination ( $n=6$ ) and the acromion's length ( $n=5$ ), resulting CSAs were between  $16.0^{\circ}$  and  $50.0^{\circ}$  with inclinations varying between  $-8.7^{\circ}$  and  $15.2^{\circ}$  (Tableau 3.1).

Tableau 3.1 Color-coded studied CSA values according to glenoid inclination and acromion lengthening with **28°** the CSA of the reference configuration

Glenoid Inclination	Acromion lengthening [mm]				
	-12.1	-6.6	0.0	7.85	16.95
-8.7°	12°	16°	20°	25°	30°
-3.0°	16°	20°	25°	30°	35°
0.0°	19°	23°	<b>28°</b>	33°	38°
2.9°	20°	25°	30°	35°	40°
9.0°	25°	30°	35°	40°	*45°
15.2°	30°	35°	40°	45°	*50°

\* The convergence error was higher than the tolerance (0.001 N)

**28°** is the CSA of the reference configuration (coloured in white)

Lower CSA are colored in blue and higher CSA are colored in orange

### 3.3.3 Musculoskeletal simulations and analyses

An inverse dynamic simulation of an arm abduction from 15° to 120° in the scapular plane was performed to evaluate muscle kinematics (i.e., muscle direction and moment arms), the contact force applied on the glenoid implant, and its COP time histories in the glenoid coordinate system. Muscle forces ( $f_i$ ) were obtained by minimizing the function  $G = \sum_i \left( \frac{f_i}{N_i} \right)^3$  where  $N_i$  is the maximal force the muscle can produce. This muscle recruitment criterion was chosen to obtain the most stable COPs. All graphs were produced with the *Anypytools* python package (Lund, Rasmussen, & Andersen, 2019).

To compare the instability of the glenohumeral joint of the multiple CSA configurations, the glenohumeral instability ratio was calculated as the ratio of shear forces over compression forces on the glenoid implant (Gerber et al., 2014). Two scores were introduced to compare the potential risks of glenoid loosening of the multiple CSA configuration. The first score is the integral of the total shear force's magnitude applied to the glenoid during the abduction (N.s).

The second score is the integral of the norm of the moment applied to the glenoid about the center of its surface (N.m.s). An integral over the range of motion was used to indicate the global potential risk of glenoid loosening of a CSA configuration.

### 3.4 Results

#### 3.4.1 Muscle kinematics

Only the deltoid, the subscapularis, the infraspinatus, and the triceps long head were sensitive to the CSA variations (Figure 3.2). Muscle force instabilities occurred in the case of large CSAs ( $>45^\circ$  with +17 mm acromion length and  $9^\circ$  or  $15.2^\circ$  glenoid inclination) for the deltoid lateral, the subscapularis, and the infraspinatus.

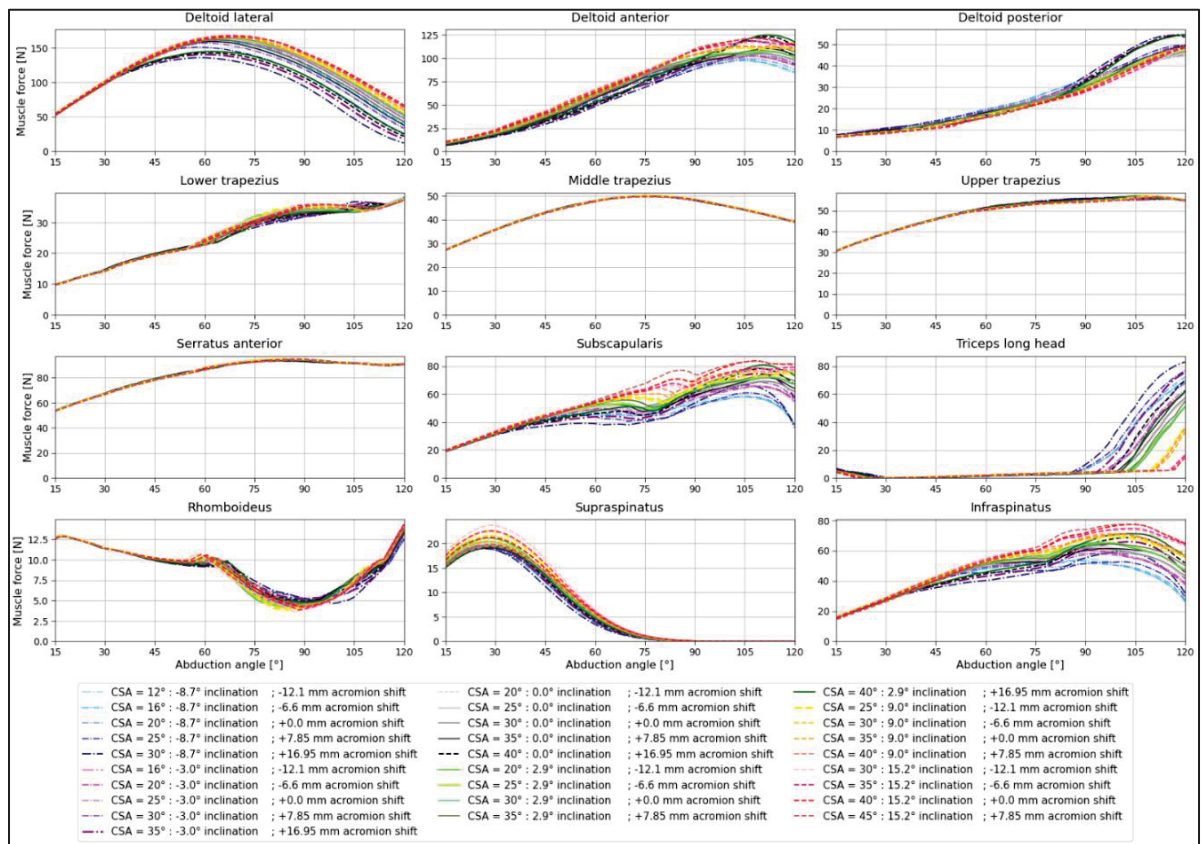


Figure 3.2 Muscle forces for different acromion lengths and glenoid inclinations

These instabilities were due to up to 80 N convergence error of the force-dependent kinematics algorithm for finding the glenohumeral translations compared to the error of less than 0.001 N for other configurations. It was due to the humeral implant reaching the superior edge of the glenoid implant which greatly increased the contact forces applied to the glenoid in shear (41 N) and the force in compression (200 N). The two non-converged conditions are not presented thereafter.

### 3.4.1.1 Lateral deltoid kinematics

The lateral deltoid wrapped around the humeral head from 15 to 90° of arm abduction. More wrapping was observed for the original size acromion (Figure 3.3B) than for a longer acromion (Figure 3.3A). Hence, the lateral deltoid force on the scapula was oriented more vertically when the acromion was lengthened. In this case, an angle of -80° between its force and the mediolateral axis of the scapula was reached, compared to an almost horizontal force (-15°) when the acromion was 12.1 mm shorter (Figure 3.3A).

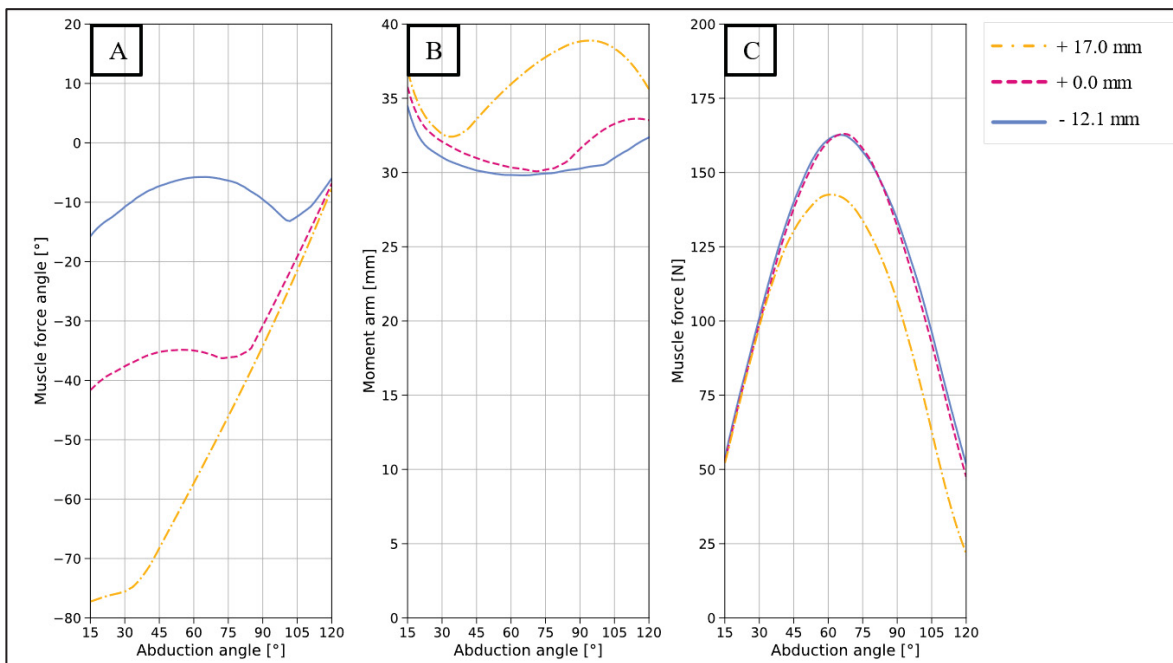


Figure 3.3 (A) Angle between the scapula mediolateral axis in the scapular plane and the lateral deltoid's force on the scapula (an angle of -90° corresponds to an inferior orientation of the force), (B) Moment arm of the lateral deltoid, (C) Lateral deltoid force for multiple acromion shifts with a neutral inclination

A more vertical force while lengthening the acromion improved the lateral deltoid moment arm by 8 mm (Figure 3.3B) which required 25 N less lateral deltoid force to abduct the arm (Figure 3.3C). On the contrary, reducing the length of the acromion by 12.1 mm reduced the moment arm by only 2 mm which induced a negligible lateral deltoid force difference of 3 N compared to the reference configuration. After 90° of abduction, the difference in deltoid force orientation between a normal and lengthened acromion was negligible.

#### **3.4.1.2 Anterior and posterior deltoid and rotator cuff kinematics**

A longer acromion was associated with up to 20 N higher anterior and posterior deltoid forces after 100° of abduction. A 15.2° upward inclination also increased the anterior deltoid's force by 20 N after 100° of abduction. However, negligible muscle force variations resulted from a shortened acromion.

#### **3.4.2 COP**

For the 0.0° inclination and 17.0 mm longer acromion condition, the COP displacement increased by 7 mm superiorly and 4 mm posteriorly until 90° of abduction (Figure 3.4B). On the contrary, for a 12.1 mm shorter acromion, the COP displacement shifted 5 mm inferiorly and 2 mm anteriorly. After 90° of abduction, the COP displacement was similar between all acromion lengths. Decreasing the inclination to -8.7° reduced the peak superior COP displacement by 4 mm compared to a 0° inclination, but only for a 17.0 mm longer acromion (Figure 3.4A). At 120° of abduction, the downward inclination allowed the COP to reach a 4 mm more inferior part of the glenoid. Raising the inclination to 9.0° upward increased the COP displacement by 5 mm superiorly for all acromion lengths after 90° of abduction compared to a 0.0° inclination (Figure 3.4C).

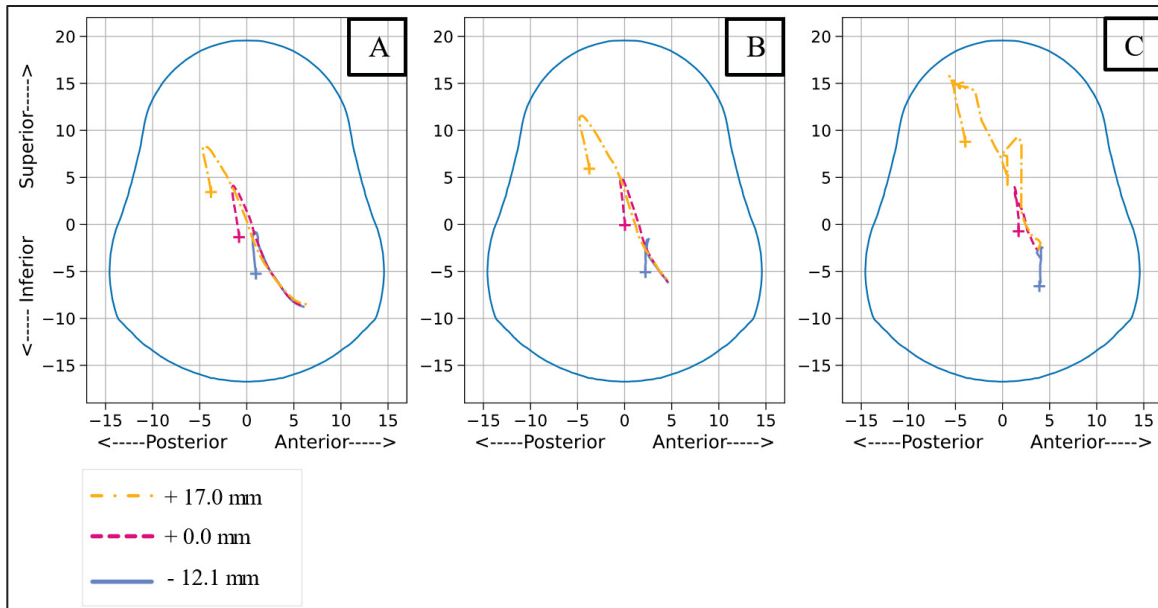


Figure 3.4 Center of Pressure (COP) on the glenoid implant for different acromion shifts with a glenoid implant inclination of  $-8.7^\circ$  (A),  $0.0^\circ$  (B), and  $9.0^\circ$  (C). The cross is the position of the COP at  $15^\circ$  of abduction

### 3.4.3 Contact forces

For a  $0.0^\circ$  glenoid inclination, with a 17.0 mm acromion lengthening, superior and posterior shear forces increased by 20 and 15 N, and compressive forces decreased by 44 N (Figure 3.5), resulting in an increased instability ratio (Figure 3.6). On the contrary, a 12.1 mm shorter acromion decreased the shear forces and the instability ratio. After  $105^\circ$  of abduction, variations of shear forces and instability ratio due to the acromion length were negligible.

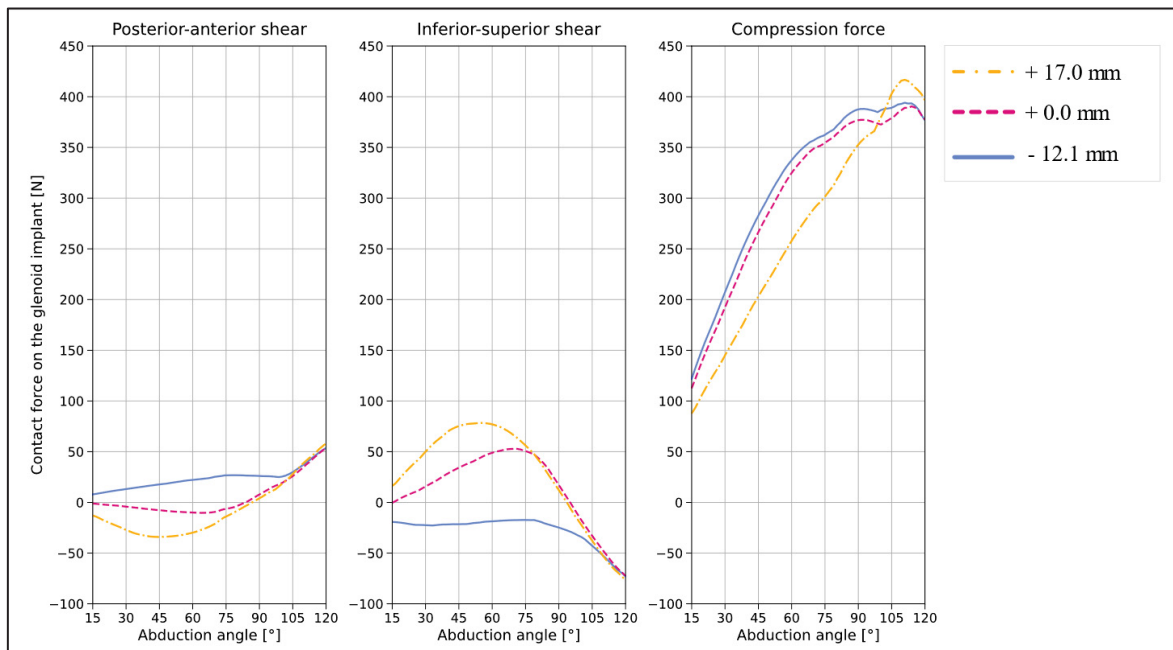


Figure 3.5 Contact forces on the glenoid implant for multiple acromion shifts with a  $0.0^\circ$  inclination. Contact forces are projected on the posterior-anterior axis (left), inferior-superior axis (middle), and medial-lateral axis (right)

Until  $90^\circ$  of abduction, increasing the inclination from  $0.0^\circ$  to  $9.0^\circ$  with the original acromion length increased the instability ratio because of a higher increase of shear than compression (Figure 3.6). Then, after  $90^\circ$  of abduction, the instability ratio reduced due to the contact forces being oriented more horizontally instead of inferiorly with increased compression forces. On the contrary, while decreasing the inclination from  $0.0^\circ$  to  $-8.7^\circ$ , the compression and superior shear both decreased by 13 N after  $90^\circ$  of abduction.

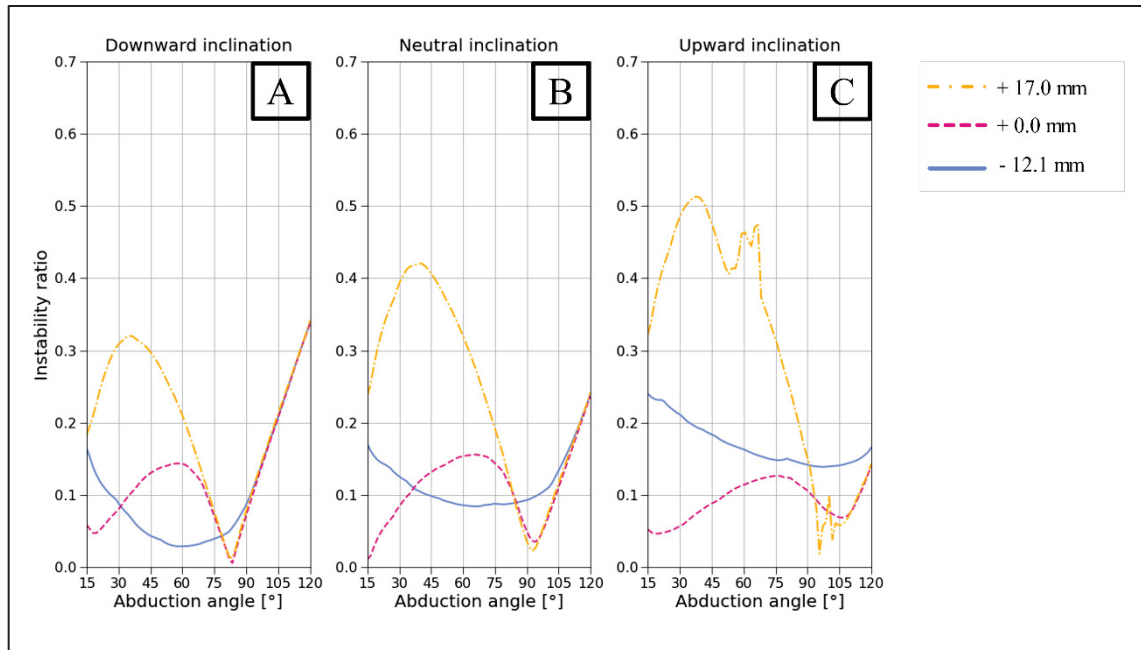


Figure 3.6 Instability ratio for multiple acromion shifts with a glenoid implant inclination of  $-8.7^\circ$  (A),  $0.0^\circ$  (B), and  $9.0^\circ$  (C)

### 3.5 Shear and moment scores

The moment applied to the glenoid implant was maximal between  $45$  and  $60^\circ$  of abduction and was produced at 87 to 98% by the compressive forces and by the inferior-superior COP displacement. A longer acromion and a greater glenoid inclination increased the shear and the moment scores. Hence, the maximal scores were obtained for configurations with an elongated acromion and a positive glenoid inclination (Tableau 3.2 and Tableau 3.3). Both scores were reduced by either decreasing the inclination of the glenoid implant or decreasing the length of the acromion. However, the scores increased compared to the original acromion length while shortening the acromion by more than 6.6 mm with a positive inclination. For a  $15.2^\circ$  inclination, scores of 4889 N.s and 167 N.m.s were obtained for 6.6 mm acromion shortening. The scores increased to 6632 N.s (+33%) and 220 N.m.s (+32%). Hence, the minimal scores were obtained for a 6.6 mm shortened acromion and inclinations between  $-8.7$  and  $2.9^\circ$ .



A 0.0° inclination with a 6.6 mm acromion shortening reduced the shear and the moment score by 46 and 41%, reaching a score of 2364 N.s and 85 N.m.s compared to 4410 N.s and 146 N.m.s for the reference configuration.

Tableau 3.2 Color-coded shear score according to the acromion lengthening and glenoid inclination (i.e., integral of the total shear force applied to the glenoid during the abduction in N.s) with respect to the reference value (0.0 mm acromion lengthening and 0.0° glenoid inclination)

Glenoid Inclination	Acromion lengthening [mm]				
	-12.1	-6.6	0.0	7.9	17.0
-8.7°	2946	2980	4300	5319	5669
-3.0°	3168	2413	4437	5951	6270
0.0°	3744	2364	<b>4410</b>	6504	6838
2.9°	4502	2713	4258	7103	7487
9.0°	5989	3997	4094	8331	*
15.2°	6632	4989	4882	9596	*

\* The convergence error was higher than the tolerance (0.001 N)

**4410 N.s** is the shear score of the reference configuration (colored in white)

Lower scores are colored in blue and higher scores are colored in orange

Tableau 3.3 Color-coded moment score according to the acromion lengthening and glenoid inclination (i.e., integral of the total moment applied on the glenoid implant during the abduction in N.m.s) with respect to the reference value (0.0 mm acromion lengthening and 0.0° change in glenoid inclination)

Glenoid Inclination	Acromion lengthening [mm]				
	-12.1	-6.6	0.0	7.9	17.0
-8.7°	103	98	139	172	183
-3.0°	110	85	146	194	205
0.0°	128	85	<b>146</b>	213	225
2.9°	152	96	142	233	247
9.0°	200	136	139	274	*
15.2°	220	167	165	317	*

\* The convergence error was higher than the tolerance (0.001 N)

**146 N.m.s** is the moment score of the reference configuration (colored in white)

Lower scores are colored in blue and higher scores are colored in orange

### 3.6 Discussion

In the present study, we assess the effect of CSA variation on glenoid loosening risk factors using a musculoskeletal model of a shoulder with aTSA. Watling et al. (2018) found a correlation between a higher critical shoulder angle and earlier radiological signs of glenoid loosening after an anatomical shoulder arthroplasty (aTSA). However, to our knowledge, no clear biomechanical explanation of the mechanism that links the CSA to glenoid loosening was found while simultaneously varying the glenoid inclination and the acromion length. Our results suggest that increasing the CSA with either a more upward glenoid implant inclination or a longer acromion led to larger shear and moment scores applied to the glenoid implant (i.e. integral of the shear and moment over the range of motion), which may risk earlier glenoid loosening.

#### 3.6.1 Acromion length

To our knowledge, no biomechanical studies vary the length of the acromion in the context of aTSA. Our study confirms that the acromion length's influence is similar to what is observed in a non-prosthetic shoulder: a longer acromion introduced higher superior shear and lower compression force which greatly increased the instability ratio (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Gerber et al., 2014 ; Viehöfer, Gerber, et al., 2016 ; Villatte et al., 2020). Our study also confirms that a longer acromion oriented the lateral deltoid more superiorly which decreased the required abduction force (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Terrier et al., 2006 ; Viehöfer, Snedeker, et al., 2016) and increased superior humeral head translations (Engelhardt et al., 2017 ; Terrier et al., 2006). Consequently, more eccentric forces were applied to the glenoid implant which greatly increased the total moment applied to the glenoid. After 90° of abduction, the influence of the acromion length was negligible since the lateral deltoid force directions were similar. Then, shortening the acromion length with acromioplasty could reduce the risks of potential glenoid loosening by reducing the shear forces and the moment applied to the glenoid. However, shortening the acromion too much (>6.6 mm) increased the scores to 6632 N.s and 220 N.m.s (+32%) by increasing the anterior-posterior shear and the moment around the inferior-superior axis.

This suggests that acromioplasty could raise the risks of glenoid loosening if the acromion is shortened too much.

### **3.6.2 Glenoid inclination**

The literature shows that increasing glenoid inclination provokes higher superior humeral translations in the context of anatomic arthroplasty (Oosterom et al., 2004) or intact shoulders (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Konrad et al., 2006). This increased superior glenohumeral instability leads to higher risks of superior subluxation of the shoulder joint (Bouaicha et al., 2020 ; Flieg et al., 2008 ; Moor et al., 2016). This could be explained by the fact that less force is needed to superiorly destabilize the humerus because of the upward inclination (Wong et al., 2003). Our study confirms the destabilizing effect of a more upward glenoid implant inclination with a higher COP eccentricity at the early stages of the abduction. However, at higher abduction angles, the upward inclination has a stabilizing effect by preventing the COP from reaching the inferior part of the glenoid which reduces the moment applied to the glenoid. Nevertheless, throughout the abduction, the moment scores still increased with higher glenoid inclination even with this stabilizing effect. Our results might suggest that a more upward glenoid inclination could increase the risk of glenoid loosening with higher moment and shear applied to the glenoid implant. Moreover, several studies suggest that a downward inclination could counteract the glenohumeral joint instabilities introduced by rotator cuff tear (Konrad et al., 2006, 2007 ; Terrier et al., 2009). Our study confirms the stabilizing effect of a downward glenoid inclination which could also decrease COP eccentricity to potentially reduce risks of glenoid loosening.

### **3.6.3 CSA relevance**

The interaction between the glenoid inclination and the acromion length was unclear, especially in the context of aTSA. Indeed, few studies varied both the acromion length and the glenoid inclination. We found one aTSA study (Bouaicha et al., 2020) and two on a non-prosthetic shoulder (Engelhardt et al., 2017 ; Viehöfer, Snedeker, et al., 2016).

However, these studies varied the inclination and the acromion length individually instead of studying multiple combinations. Our results reinforce that a large CSA could increase the risks of glenoid loosening. Indeed, large joint instabilities, moment, and shear contact forces were estimated throughout the abduction when the acromion length and the glenoid inclination both increased. On the contrary, the lowest shear and moment scores were obtained for the lowest CSA configurations. For a  $0.0^\circ$  inclination and a 6.6 mm shortening, the moment scores were reduced by 41 to 46%. However, one must keep in mind that a single CSA can correspond to multiple combinations of acromion lengths and glenoid inclinations. Our result showed that the same CSA could have up to 70% difference (e.g., CSA of  $40^\circ$ ) in moment and shear scores depending on the glenoid inclination and acromion length. This suggests that only measuring the CSA could be insufficient to fully predict the risks of glenoid loosening. Instead, both the inclination and the acromion length could be measured and used to correct the CSA to decrease the risk of glenoid loosening.

### **3.6.4 Limits of the study**

The first limitation of this model is the small variation of the force produced by the rotator cuff, even during highly unstable configurations, while these muscles are known to play a crucial role in joint stability (Matsen et al., 2004). Moreover, due to the rigid-body nature of the model, parts' stress or strain can not be evaluated. Consequently, the direct link between the CSA and the stress on the implant's fixation could not be assessed. Similarly, the bone quality underneath the glenoid implant could not be considered when correcting the glenoid inclination although adequate bone support underneath the glenoid implant is essential for limiting glenoid loosening (Matsen et al., 2008). These limitations may suggest the possibility of combining our musculoskeletal model with a finite element analysis in future studies to estimate the stress in the implant fixation while considering the bone quality under the glenoid implant.

### **3.7 Conclusion**

Increasing the CSA with either a more upward-oriented glenoid or a longer acromion leads to larger moment and shear forces applied to the glenoid implant in the context of aTSA. An upward glenoid implant inclination could then increase the risks of glenoid loosening especially when the acromion is long. In the case of a long acromion, we recommend maintaining a neutral inclination or reducing the CSA with a downward inclination to stabilize the glenohumeral joint and reduce the risks of loosening. Since combinations of acromion length and glenoid inclination can result in the same CSA with large differences in moment and shear forces, measuring the CSA, as a global indicator, may be insufficient to predict the risk of glenoid loosening accurately.



## CHAPITRE 4

### RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Pour réaliser l'étude présentée dans le chapitre précédent, deux outils complémentaires ont été développés.

#### 4.1 Outil de mesure et de modification du CSA

L'objectif du premier outil est de permettre la création des 30 configurations de CSA utilisées dans l'étude du CHAPITRE 3 en mesurant le CSA tout en variant l'inclinaison de l'implant glénoïdien et en simulant plusieurs longueurs d'acromion. L'outil est développé sur le logiciel open-source 3D slicer (Fedorov et al., 2012). L'outil et sa documentation sont disponibles sur GitHub : <https://github.com/dansoyeux/3D-slicer---Variation-CSA>. Il permet d'importer le modèle 3D de la scapula du modèle Anybody et de l'implant glénoïdien pour les positionner comme dans le modèle musculosquelettique. Ensuite, pour permettre la mesure du CSA, de la version et de l'inclinaison, les éléments suivants sont définis : l'axe antéropostérieur et inférosupérieur de l'implant, l'axe de rotation de l'implant glénoïdien, l'axe transverse et l'extrémité latérale de l'acromion (Figure 4.1). Ensuite, le CSA est mesuré lors de la modification de la position de l'extrémité latérale de l'acromion et de la rotation de l'implant glénoïdien autour de son axe de rotation (Figure 4.2). L'extension de 3D slicer *SlicerIGT* (Ungi et al., 2016) est ensuite utilisée pour calculer la nouvelle la matrice de rotation et la position finale de l'implant glénoïdien après sa rotation. Ces informations sont ensuite exportées sous forme de script dans le langage du logiciel Anybody pour définir une nouvelle orientation d'implant à simuler.

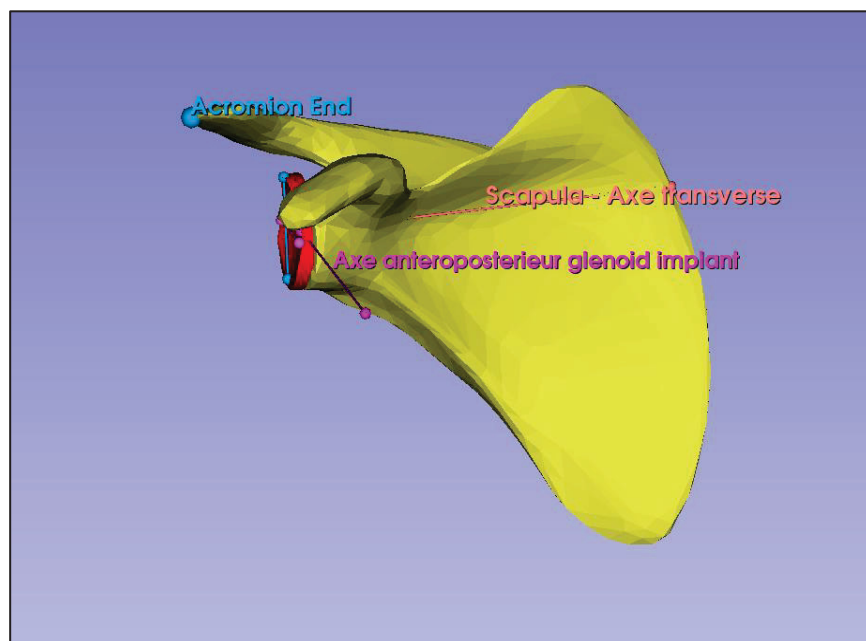


Figure 4.1 Axes et points définis sur le modèle 3D slicer pour la variation du CSA

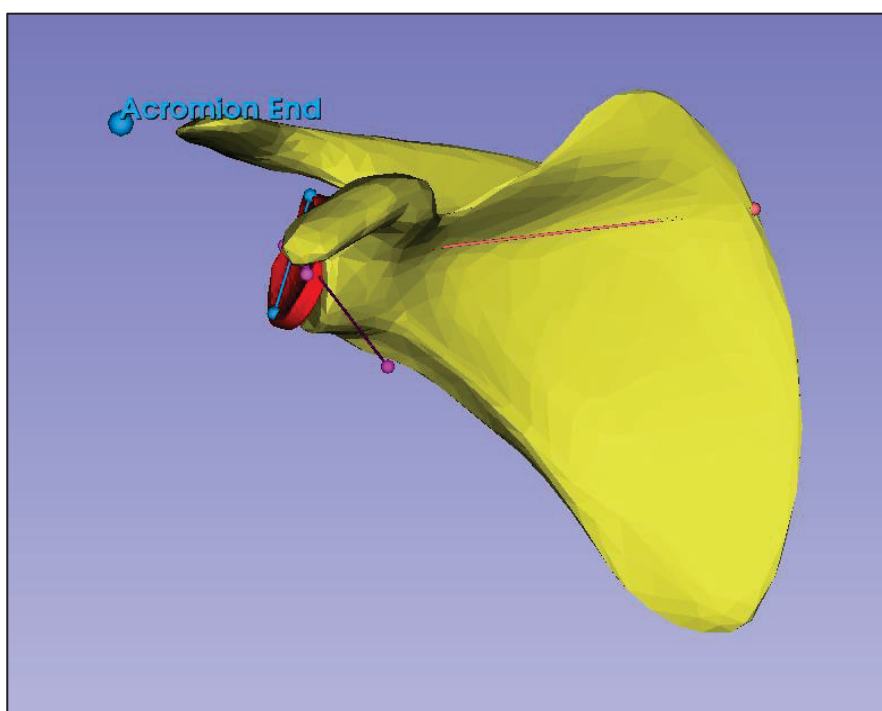


Figure 4.2 Mesure et variation du CSA sur 3D slicer



## 4.2 Outil de génération de graphiques de simulations Anybody

Le second outil a pour but de créer un ensemble de fonctions génériques dans le langage python pour importer des résultats de simulations Anybody et produire de nombreux types de graphiques tout en nécessitant peu de connaissances en programmation. Cet outil peut donc être utilisé pour générer des graphiques utilisables dans des articles scientifiques et permet d'analyser et de comparer les nombreux résultats de simulation, puisqu'Anybody permet de mesurer une grande quantité de données comme la position de chaque os, les angles articulaires, les forces musculaires et articulaires. L'outil est disponible avec son manuel d'utilisation à l'adresse GitHub suivante : [https://github.com/dansoyeux/Anybody\\_Package](https://github.com/dansoyeux/Anybody_Package). L'outil permet donc de sélectionner les variables et les muscles à charger et d'effectuer les traitements des données suivants :

- Définir le nom des axes du vecteur
- Appliquer un facteur multiplicateur pour changer d'unité de mesure
- Calculer le vecteur directeur
- Appliquer une matrice de rotation pour changer le repère d'un vecteur
- Stocker une description de la variable qui sera utilisée comme le nom de l'axe d'un graphique
- Calculer la force totale d'un groupe musculaire en additionnant la force de chaque fibre musculaire
- Calculer la moyenne et l'écart-type d'une variable entre plusieurs simulations

Ensuite, une fois les résultats voulus chargés, on peut tracer des graphiques sous plusieurs formes, définir le style des lignes, leur couleur, les limites des axes, personnaliser les légendes et sauvegarder ces graphiques sous forme d'images en quelques lignes de code. Par exemple, une fois les simulations chargées et les styles paramétrés, la Figure 4.4 qui compare les forces musculaires d'une liste de muscles a été générée en entrant le code suivant :

```
PremadeGraphs.muscle_graph_from_list(resultats, liste_muscles,
[3 , 3], "Abduction", "Ft", "Muscle forces", cases_on="all")
```

Des exemples de plusieurs types de graphiques utiles pour l'analyse des résultats de simulations Anybody sont présentés ci-dessous, comme tracer la force de chaque fibre musculaire d'un muscle (Figure 4.3), tracer la force d'une liste de muscle (Figure 4.4), tracer la direction en 3D de la force appliquée par un muscle sur son insertion (Figure 4.5), tracer la position d'une force de contact sur une surface en ajoutant des annotations avec l'angle d'abduction où la position verticale de la force est maximale (Figure 4.6).

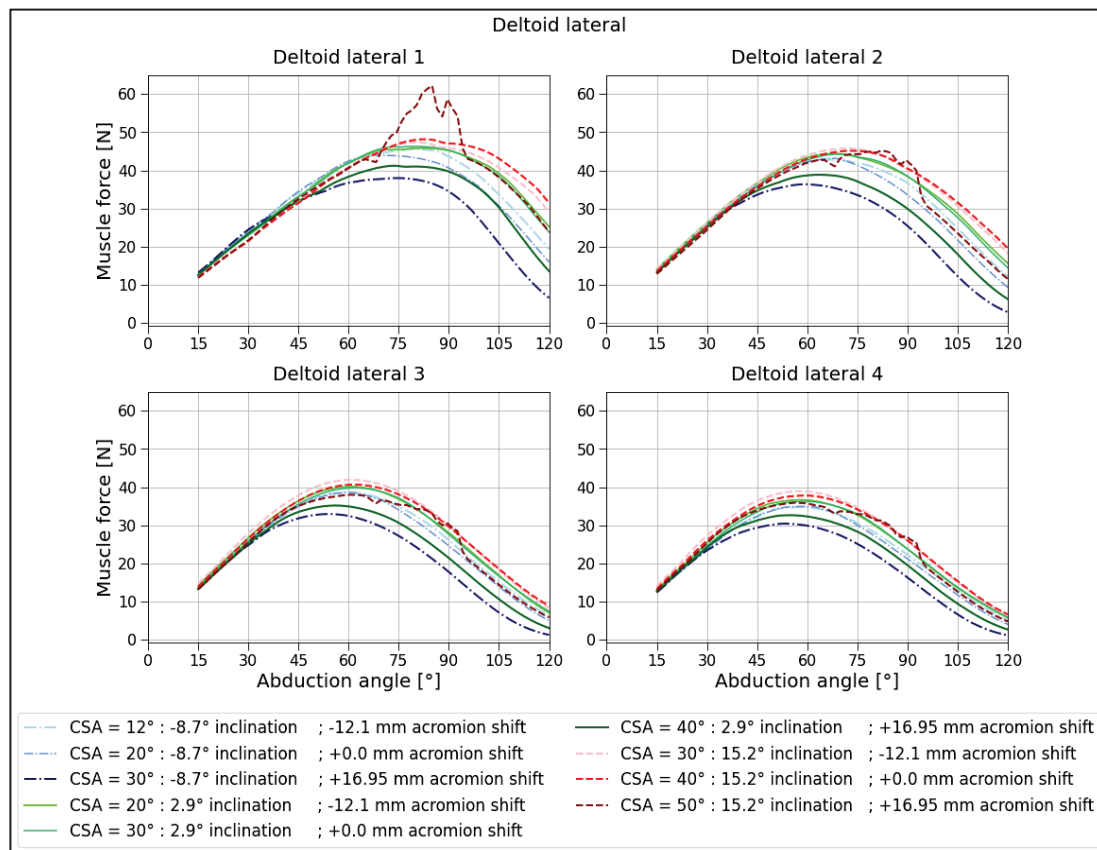


Figure 4.3 Graphique de la force de toutes les fibres d'un groupe musculaire

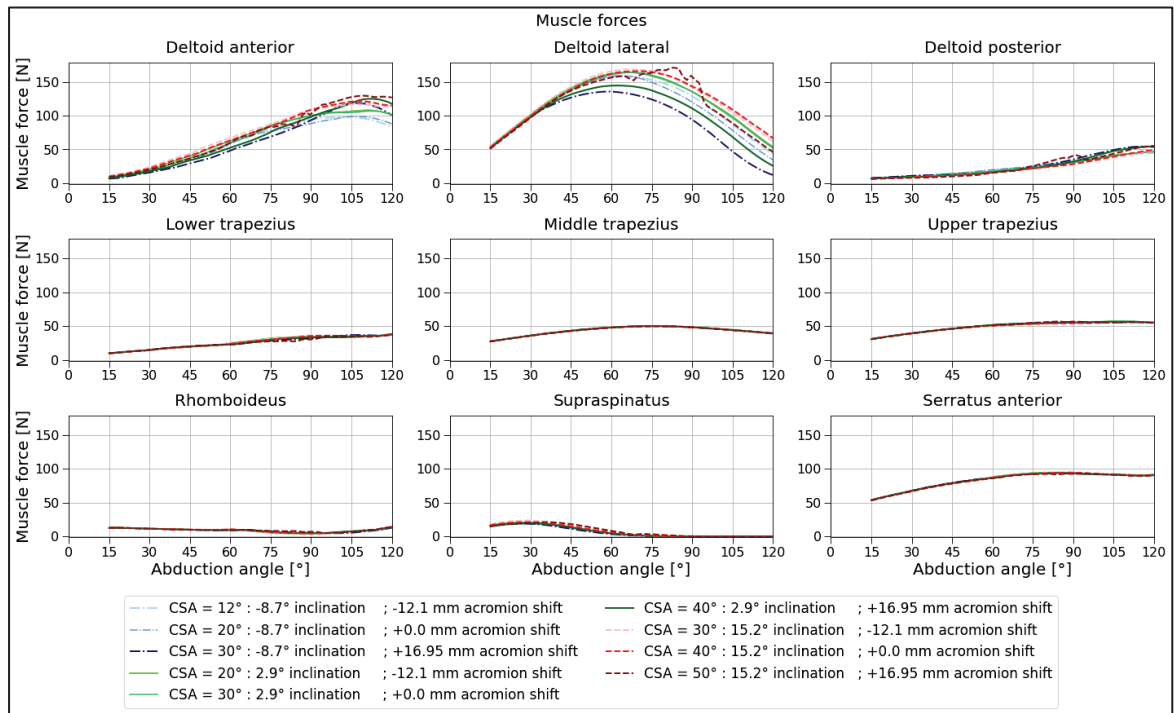


Figure 4.4 Graphique des forces d'une liste de muscles

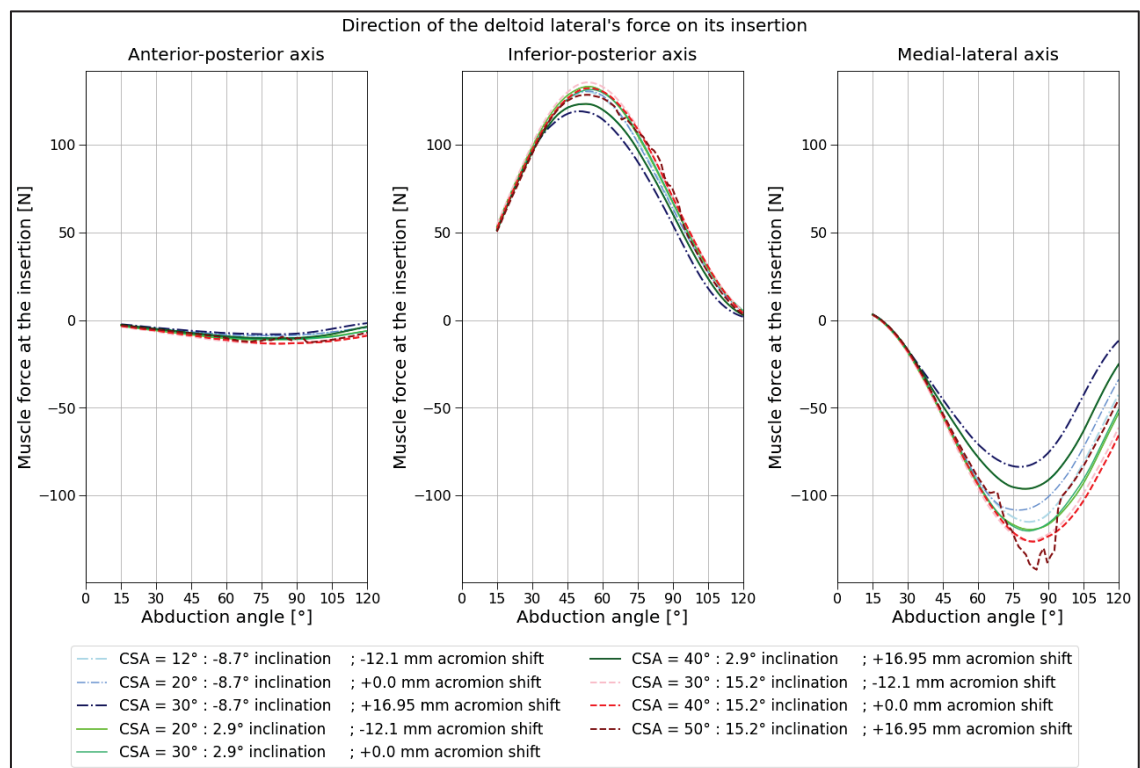


Figure 4.5 Graphique de la direction en 3D de la force du deltoïde sur son insertion

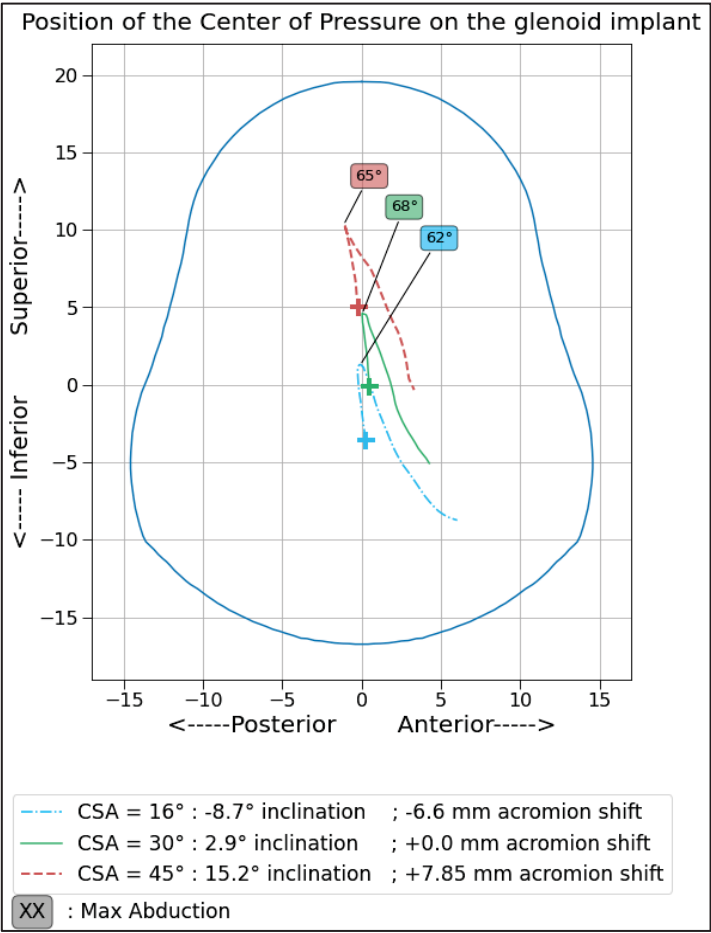


Figure 4.6 Graphique de position d'une force sur une surface. Avec une étiquette indiquant l'angle d'abduction où la force de contact atteint la position la plus supérieure

Enfin, l'outil permet de rassembler les données de la littérature dans un tableau Excel et de les ajouter aux graphiques pour comparer les résultats des simulations aux données de la littérature (Figure 4.7).

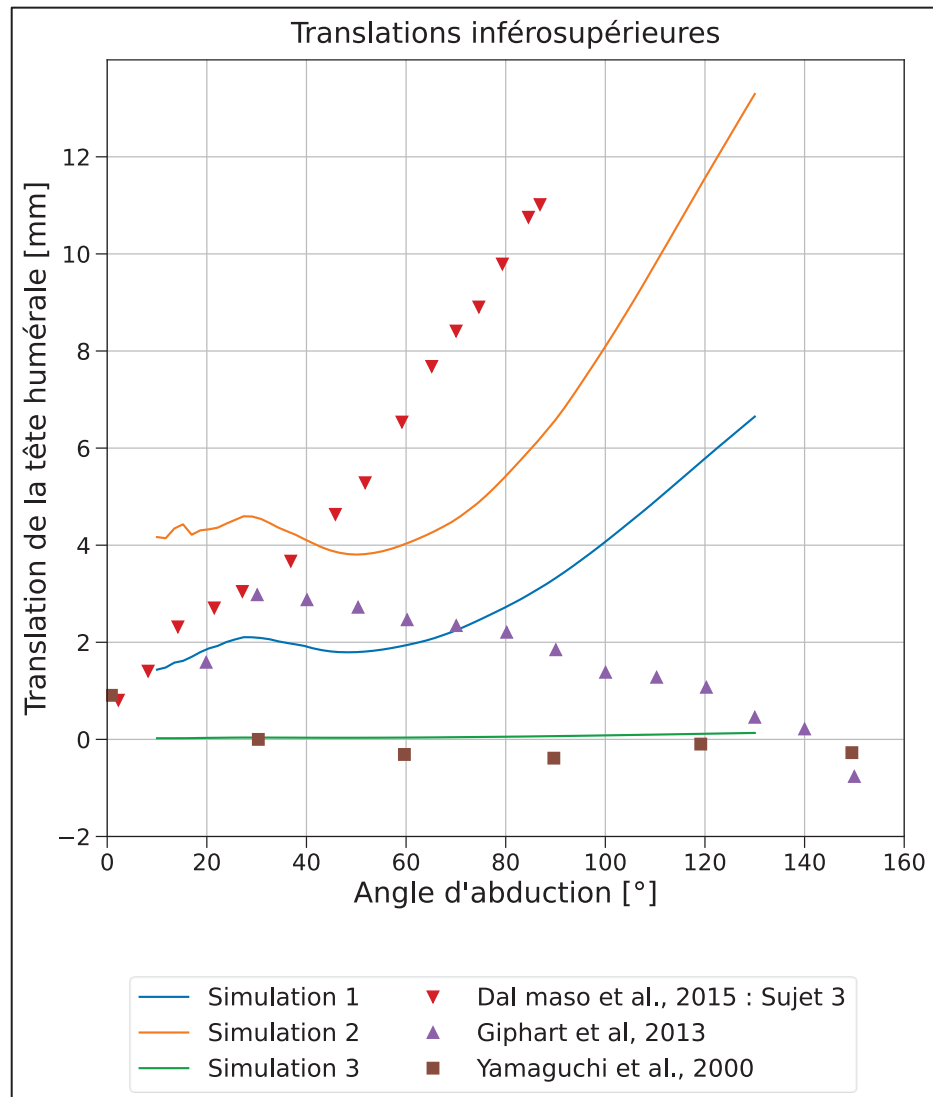


Figure 4.7 Graphique de comparaison des translations glénohumérales entre les résultats de simulation et la littérature



## **CHAPITRE 5**

### **DISCUSSION DES RÉSULTATS**

Ce chapitre a pour but de compléter la discussion de l'article présenté au CHAPITRE 3 en résumant ses points principaux en entrant plus en détail sur les limitations de l'étude et ses perspectives de recherche.

#### **5.1 Discussion**

À notre connaissance, cette étude est la seule étude biomécanique portant sur l'aTSA permettant d'étudier l'impact du CSA en variant l'inclinaison de l'implant glénoïdien et la longueur de l'acromion. De plus, le modèle musculosquelettique utilisé permet de simuler les translations glénohumérales, la position et l'intensité de la force de contact entre les surfaces articulaires pendant une abduction dans le plan de la scapula. Nos résultats démontrent qu'un plus grand CSA augmenterait les forces de cisaillement et le moment appliqué sur l'implant glénoïdien ce qui pourrait aggraver l'usure de sa fixation, menant à son descellement.

Nos résultats montrent que l'effet de la variation de la longueur de l'acromion est similaire entre une épaule non-prothétique et une épaule ayant subi une arthroplastie anatomique. En effet, d'après nos résultats, un acromion plus long introduit une plus grande instabilité supérieure en augmentant les forces de cisaillement tout en réduisant les forces de compression. De plus, notre étude confirme que le raccourcissement de l'acromion par acromioplastie permettrait de réduire l'instabilité articulaire comme dans le cas d'une épaule non-prothétique (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Gerber et al., 2014 ; Viehöfer, Gerber, et al., 2016 ; Villatte et al., 2020).

Par ailleurs, notre étude confirme qu'augmenter l'inclinaison de l'implant glénoïdien introduit une plus grande instabilité dans la direction supérieure (Bouaicha et al., 2020 ; Engelhardt et al., 2017 ; Konrad et al., 2006 ; Oosterom et al., 2004). De plus, nos résultats confirment l'effet stabilisateur d'une inclinaison basse qui pourrait être utilisée pour compenser de grandes instabilités comme le propose d'autres études biomécaniques (Konrad et al., 2006 ; Terrier et al., 2009).

Ainsi, ces résultats **valident notre hypothèse** *qu'augmenter le CSA, en introduisant une inclinaison supérieure et/ou un acromion plus long, augmente l'instabilité glénohumérale ce qui augmenterait l'excentricité des forces de contact ainsi que le moment et le cisaillement appliqué sur l'implant glénoïdien.* Un plus grand moment et cisaillement pour un CSA augmenté expliqueraient le lien entre un grand CSA et de plus grands indices radiologiques de descellement observé par Watling et al. (2018). Cependant, le CSA semble être un indicateur encore limité pour prédire les risques de descellement glénoïdien puisqu'un même CSA peut correspondre à de multiples combinaisons d'inclinaison et de longueur d'acromion avec des variabilités de moment et de cisaillement de plus de 70%. Notre étude confirme tout de même que l'inclinaison et la longueur de l'acromion sont des paramètres qui pourraient être utilisés pour permettre de limiter les risques de descellement en réduisant le CSA.

## 5.2 Limitations de l'étude

Comme l'a montré la revue de la littérature, il y a encore un manque d'études biomécaniques dans le contexte de l'arthroplastie anatomique. Ainsi, nos résultats ont été principalement confrontés aux données d'études expérimentales ou numériques portant principalement sur des épaules non-prothétiques. De plus, la position de la force de contact et le moment appliqué n'ont pas pu être confrontés aux données expérimentales puisqu'ils ne sont, à notre connaissance, pas mesurées par les simulateurs alors qu'ils sont directement liés aux risques de descellement. Cependant, ces données manquantes pourraient être mesurées dans de futures études expérimentales.



Premièrement, les montages expérimentaux d'épaule présentés dans la revue de la littérature (**voir le §1.6.2**) comportent tous des jauges de contrainte à six axes pour mesurer les forces appliquées sur la glène. Ainsi, il serait possible sur ces simulateurs de varier le CSA et de mesurer le moment appliqué sur la glène pendant le mouvement.

Une autre limite concerne la validation des activations musculaires lors de l'abduction. En effet, même si le modèle utilisé permet d'introduire les translations humérales, l'activation des muscles de la coiffe reste sous-estimée. En effet, l'introduction des translations permet une plus grande activation du subscapulaire et l'infraépineux par rapport au modèle *Anybody* avec un joint sphérique (Figure 5.1). De plus, pour une configuration très instable, à cause d'un CSA augmenté, les muscles de la coiffe des rotateurs augmentent leur activité pour permettre une meilleure stabilisation. Cependant, l'activité du supraépineux semble encore trop peu actif par rapport aux activités mesurées expérimentalement puisqu'il permet de compresser l'humérus sur la glène et d'initier l'abduction (Escamilla et al., 2009).

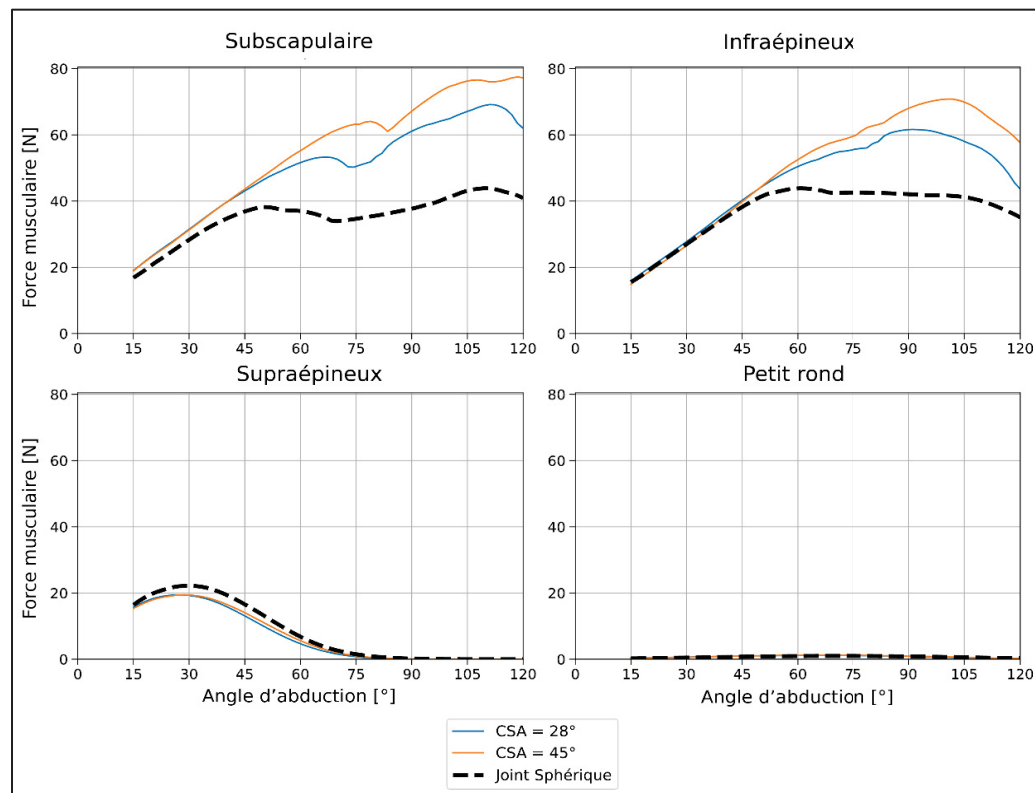


Figure 5.1 Comparaison des forces des muscles de la coiffe des rotateurs

Un axe de recherche pertinent semble donc être le développement de nouveaux critères de recrutement musculaire permettant de prédire des forces musculaires plus physiologiques. Par exemple, Rasmussen et al. (2001) ont développé le critère de recrutement musculaire min/max, intégré dans *Anybody*, qui pourrait permettre une meilleure synergie musculaire en limitant la force du muscle le plus actif. Ainsi, les critères de recrutement musculaire pourraient être plus explorés sur notre modèle, bien qu'Anybody ne propose d'après leur documentation qu'une liste limitée de critères sans permettre d'en introduire de nouveaux.

Enfin, une dernière limite de notre étude est due aux limitations inhérentes aux modèles musculosquelettiques multicorps rigides. Ces modèles supposent que tous les segments et les implants sont indéformables. Ainsi, il n'est pas possible d'estimer l'impact du CSA sur les contraintes appliquées sur le ciment de fixation ou bien sur le support osseux de l'implant. Ainsi, un modèle musculosquelettique ne permet pas de prouver que l'augmentation du moment et du cisaillement appliqués sur la surface articulaire mène effectivement à une plus grande usure de la fixation de l'implant glénoïdien, bien qu'il ait été démontré que ce sont des facteurs de risques de descellement. Il semble donc que l'utilisation de la simulation musculosquelettique soit encore limitée pour notre problème de recherche. Cependant, comme montré dans la section sur les modèles numériques (**voir le §1.7**), les approches musculosquelettiques et par éléments finis semblent complémentaires pour déterminer les facteurs de risques de descellement tout en conservant une complexité dans la représentation musculaire et articulaire.

Ainsi, de nombreux modèles hybrides combinant ces deux approches ont été développés. La plupart des études utilisent un modèle musculosquelettique pour estimer les forces musculaires et articulaires nécessaires au mouvement et intègrent ces résultats à un modèle par éléments finis pour analyser les contraintes sur les tissus, sur les os ou sur des implants (Shu & Sugita, 2021). Cette approche a déjà été utilisée pour le pied, la hanche, le genou (Shu & Sugita, 2021) et l'épaule (Assila, Begon, & Duprey, 2024 ; Engelhardt et al., 2017), pour des articulations saines ou prothétiques. Ces modèles sont cependant limités et complexes à cause de cet usage séquentiel de deux modèles numériques.

En particulier, les déformations et usures articulaires estimées par le modèle en éléments finis n'influencent pas les paramètres musculaires utilisés dans le modèle musculosquelettique, dont les résultats sont préalablement calculés (Shu & Sugita, 2021).

À l'inverse, d'autres modèles par éléments ont été développés pour intégrer des critères de recrutement musculaire et certains modèles définissent les muscles comme des solides déformables pour complexifier la représentation musculaire (Li, Lu, Miller, Jin, & Hua, 2019 ; Shu & Sugita, 2021 ; Terrier et al., 2009). Ainsi, des modèles du genou, de la mandibule ont été développés (Li et al., 2019 ; Lloyd, Stavness, & Fels, 2012) et en 2012, Lloyd et al. ont développé le logiciel open-source *Artisynth* permettant de développer des modèles hybrides ou d'adapter des modèles existants du logiciel de simulation musculosquelettique *OpenSim*. Ainsi, certains élément du modèle comme les os ou les muscles peuvent être définis comme des éléments déformables tout en intégrant des critères de recrutement musculaire (Lloyd et al., 2012). Ces modèles hybrides sont cependant complexes à développer et requièrent une grande puissance de calcul (Shu & Sugita, 2021), mais permettraient de compléter les résultats de notre étude en estimant l'impact du CSA sur l'usure de la fixation de l'implant glénoïdien.

### 5.3 Perspectives de recherche

Malgré les limitations du modèle et de la littérature exposées précédemment, ce projet permet de mettre en évidence la relative robustesse de l'algorithme du FDK couplé à un algorithme de contact pour simuler une épaule comportant des implants anatomiques tout en faisant varier leur position. Avec le modèle utilisé, il serait premièrement envisageable d'étudier d'autres paramètres chirurgicaux de l'aTSA comme la version qui est l'angle le plus impacté par l'arthrose (**voir le §1.3.1**). En effet, une version anormale introduit de grandes instabilités qui requièrent la correction de la version de l'implant glénoïdien pour éviter des risques importants de dislocation et de descellement (Matsen et al., 2004).

Enfin, il semble envisageable de réaliser un modèle Anybody similaire pour des prothèses inverses. Ces prothèses médialisent le centre de rotation articulaire pour améliorer le bras de levier des muscles encore intact pour compenser la perte de force musculaire à la suite d'une rupture de la coiffe des rotateurs. La quantité de médialisation dépend du dimensionnement et du positionnement des implants (Goetti et al., 2021). La médialisation et le dimensionnement des implants inverses pourraient donc être variés dans un modèle intégrant le FDK et un contact entre les implants pour mesurer leur impact sur les forces de contact et sur l'amplitude des mouvements après une arthroplastie inverse.

## CONCLUSION

L'objectif principal de ce mémoire était d'étudier le mécanisme liant l'angle critique de l'épaule avec les risques de descellement de l'implant glénoïdien anatomique d'épaule. Plus particulièrement, les facteurs de risques de descellement glénoïdien tels que l'excentricité de la force de contact et les forces de cisaillement appliquées sur l'implant glénoïdien ont été comparés pour différentes configurations d'angle critique de l'épaule.

L'article présenté dans ce mémoire a permis de confirmer qu'augmenter l'angle critique de l'épaule en inclinant l'implant glénoïdien supérieurement ou en allongeant l'acromion augmentait l'intensité du moment et du cisaillement appliqué sur l'implant glénoïdien, ce qui pourrait augmenter les risques de descellement. Ces résultats confirment que l'angle critique de l'épaule pourrait être réduit chirurgicalement pour réduire les risques de descellement en diminuant l'inclinaison de l'implant glénoïdien ou en raccourcissant l'acromion par acromioplastie. Cependant, mesurer l'angle critique de l'épaule pour prédire les risques de descellement semble insuffisant puisqu'un même angle peut correspondre à de nombreuses configurations d'inclinaison et de longueur d'acromion.



## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ackland, D. C., Lin, Y.-C., & Pandy, M. G. (2012). Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle–tendon properties: A Monte-Carlo analysis. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1463-1471. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.023>
- Andersen, M. S. (2022). Chapter 33 - Rigid-body and musculoskeletal models. Dans B. Innocenti & F. Galbusera (Éds), *Human Orthopaedic Biomechanics* (pp. 659-680). (S.l.) : Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824481-4.00035-4>
- Andersen, M. S., de Zee, M., Damsgaard, M., Nolte, D., & Rasmussen, J. (2017). Introduction to Force-Dependent Kinematics: Theory and Application to Mandible Modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139(9). <https://doi.org/10.1115/1.4037100>
- Assila, N., Begon, M., & Duprey, S. (2024). Finite Element Model of the Shoulder with Active Rotator Cuff Muscles: Application to Wheelchair Propulsion. *Annals of Biomedical Engineering*, 52(5), 1240-1254. <https://doi.org/10.1007/s10439-024-03449-5>
- Baumgarten, K. M., & Radtke, L. (2022). The Accuracy of Three-Dimensional CT Scan Software in Predicting Prosthetic Utilization in Total Shoulder Arthroplasty. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 30(2), e223. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-21-00641>
- Baumgartner, D., Tomas, D., Gossweiler, L., Siegl, W., Osterhoff, G., & Heinlein, B. (2014). Towards the development of a novel experimental shoulder simulator with rotating scapula and individually controlled muscle forces simulating the rotator cuff. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 293-299. <https://doi.org/10.1007/s11517-013-1120-z>
- Bergmann, G., Graichen, F., Bender, A., Kääh, M., Rohlmann, A., & Westerhoff, P. (2007). In vivo glenohumeral contact forces--measurements in the first patient 7 months postoperatively. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2139-2149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.037>
- Bergmann, G., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., & Westerhoff, P. (2011). In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *Journal of Biomechanics*, 44(8), 1543-1552. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.142>

- Bigliani, L. U., & Flatow, E. L. (2005). *Shoulder Arthroplasty*. New York : Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/b138579>
- Bohsali, K. I., Wirth, M. A., & Rockwood, C. A. J. (2006). Complications of Total Shoulder Arthroplasty. *JBJS*, 88(10), 2279. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00125>
- Boileau, P., & Walch, G. (1997). The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 79(5), 857-865. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.79b5.7579>
- Bouaicha, S., Kuster, R. P., Schmid, B., Baumgartner, D., Zumstein, M., & Moor, B. K. (2020). Biomechanical analysis of the humeral head coverage, glenoid inclination and acromio-glenoidal height as isolated components of the critical shoulder angle in a dynamic cadaveric shoulder model. *Clinical Biomechanics*, 72, 115-121. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.003>
- Churchill, R. S., Brems, J. J., & Kotschi, H. (2001). Glenoid size, inclination, and version: An anatomic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(4), 327-332. <https://doi.org/10.1067/mse.2001.115269>
- Cyprien, J. M., Vasey, H. M., Burdet, A., Bonvin, J. C., Kritsikis, N., & Vuagnat, P. (1983). Humeral retrotorsion and glenohumeral relationship in the normal shoulder and in recurrent anterior dislocation (scapulometry). *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (175), 8-17.
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., Allard, P., & Begon, M. (2015). Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants. *Clinical Biomechanics*, 30(9), 1002-1007. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.016>
- Dalla Pria, P. (2022). Chapter 15 - Biomechanics of the shoulder joint. Dans B. Innocenti & F. Galbusera (Éds), *Human Orthopaedic Biomechanics* (pp. 285-303). (S.l.) : Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824481-4.00017-2>
- de Groot, J. H., & Brand, R. (2001). A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics*, 16(9), 735-743. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00065-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00065-1)



- Engelhardt, C., Farron, A., Becce, F., Place, N., Pioletti, D. P., & Terrier, A. (2017). Effects of glenoid inclination and acromion index on humeral head translation and glenoid articular cartilage strain. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(1), 157-164. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.05.031>
- Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder Muscle Activity and Function in Common Shoulder Rehabilitation Exercises. *Sports Medicine*, 39(8), 663-685. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939080-00004>
- Favard, L., Berhouet, J., Walch, G., Chaoui, J., & Lévigne, C. (2017). Superior glenoid inclination and glenoid bone loss. *Der Orthopäde*, 46(12), 1015-1021. <https://doi.org/10.1007/s00132-017-3496-1>
- Favre, P., Moor, B., Snedeker, J. G., & Gerber, C. (2008). Influence of component positioning on impingement in conventional total shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 175-183. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.09.009>
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., ... Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323-1341. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>
- Flieg, N. G., Gatti, C. J., Doro, L. C., Langenderfer, J. E., Carpenter, J. E., & Hughes, R. E. (2008). A Stochastic Analysis of Glenoid Inclination Angle and Superior Migration of the Humeral Head. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(5), 554-561. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.01.001>
- Franklin, J. L., Barrett, W. P., Jackins, S. E., & Matsen, F. A. (1988). Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty: Association with rotator cuff deficiency. *The Journal of Arthroplasty*, 3(1), 39-46. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(88\)80051-2](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(88)80051-2)
- Friedman, R. J., Hawthorne, K. B., & Genez, B. M. (1992). The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *JBJS*, 74(7), 1032.
- Gallino, M., Santamaria, E., & Doro, T. (1998). Anthropometry of the scapula: clinical and surgical considerations. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 7(3), 284-291. [https://doi.org/10.1016/s1058-2746\(98\)90057-x](https://doi.org/10.1016/s1058-2746(98)90057-x)

- Gauci, M.-O., Jacquot, A., Boux de Casson, F., Deransart, P., Letissier, H., & Berhouet, J. (2022). Glenoid Inclination: Choosing the Transverse Axis Is Critical—A 3D Automated versus Manually Measured Study. *Journal of Clinical Medicine*, 11(20), 6050. <https://doi.org/10.3390/jcm11206050>
- Gerber, C., Snedeker, J. G., Baumgartner, D., & Viehöfer, A. F. (2014). Supraspinatus tendon load during abduction is dependent on the size of the critical shoulder angle: A biomechanical analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 32(7), 952-957. <https://doi.org/10.1002/jor.22621>
- Goetti, P., Denard, P. J., Collin, P., Ibrahim, M., Mazzolari, A., & Lädermann, A. (2021). Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *EFORT Open Reviews*, 6(10), 918-931. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210014>
- Gonzalez, J.-F., Alami, G. B., Baque, F., Walch, G., & Boileau, P. (2011). Complications of unconstrained shoulder prostheses. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(4), 666-682. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.11.017>
- Gregory, T. M., Boukebous, B., Gregory, J., Pierrart, J., & Masemjean, E. (2017). Short, Medium and Long Term Complications After Total Anatomical Shoulder Arthroplasty. *The Open Orthopaedics Journal*, 11, 1133-1141. <https://doi.org/10.2174/1874325001711011133>
- Gregory, T. M., Sankey, A., Augereau, B., Vandenbussche, E., Amis, A., Emery, R., & Hansen, U. (2013). Accuracy of Glenoid Component Placement in Total Shoulder Arthroplasty and Its Effect on Clinical and Radiological Outcome in a Retrospective, Longitudinal, Monocentric Open Study. *PLOS ONE*, 8(10), e75791. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0075791>
- Hawkes, D. H., Khaiyat, O. A., Howard, A. J., Kemp, G. J., & Frostick, S. P. (2019). Patterns of muscle coordination during dynamic glenohumeral joint elevation: An EMG study. *PLoS ONE*, 14(2), e0211800. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211800>
- Heller, M. O. (2022). Chapter 32 - Finite element analysis in orthopedic biomechanics. Dans B. Innocenti & F. Galbusera (Éds), *Human Orthopaedic Biomechanics* (pp. 637-658). (S.I.) : Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824481-4.00026-3>
- Hopkins, A. R., Hansen, U. N., Amis, A. A., & Emery, R. (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. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.04.008>

- Hopkins, A. R., Hansen, U. N., Amis, A. A., Taylor, M., & Emery, R. J. (2007). Glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty: A finite element investigation. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(1), 108-115. <https://doi.org/10.1002/jor.20290>
- Iannotti, J. P., Gabriel, J. P., Schneck, S. L., Evans, B. G., & Misra, S. (1992). The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 74(4), 491-500.
- Karelse, A., Van Tongel, A., Verstraeten, T., Poncet, D., & De Wilde, L. F. (2015). Rocking-horse phenomenon of the glenoid component: the importance of inclination. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(7), 1142-1148. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.12.017>
- Knighton, T. W., Chalmers, P. N., Sulkar, H. J., Aliaj, K., Tashjian, R. Z., & Henninger, H. B. (2022). Anatomic total shoulder glenoid component inclination affects glenohumeral kinetics during abduction: a cadaveric study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 31(10), 2023-2033. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2022.03.028>
- Kock, A. (2024a). Frozen Shoulder Adhesive capsulitis Illustration. Labeled. *Adobe Stock*. Repéré à <https://stock.adobe.com/fr/images/frozen-shoulder-adhesive-capsulitis-illustration-labeled/493925754>
- Kock, A. (2024b). Shoulder anatomy. Joints of the shoulder. Illustration. *Adobe Stock*. Repéré à [https://stock.adobe.com/fr/images/shoulder-anatomy-joints-of-the-shoulder-illustration/460334638?prev\\_url=detail](https://stock.adobe.com/fr/images/shoulder-anatomy-joints-of-the-shoulder-illustration/460334638?prev_url=detail)
- Kock, A. (2024c). Shoulder arthroplasty. Shoulder replacement. Illustration. *Adobe Stock*. Repéré à <https://stock.adobe.com/fr/images/shoulder-arthroplasty-shoulder-replacement-illustration/470160541>
- Konopitski, A., & Malige, A. (2022). Review of Ortho-Biologics in Rotator Cuff Repair. Dans *Shoulder Surgery for RC Pathology, Arthropathy and Tumors*. (S.l.): IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.102284>
- Konrad, G. G., Markmiller, M., Jolly, J. T., Ruter, A. E., Sudkamp, N. P., McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2006). Decreasing glenoid inclination improves function in shoulders with simulated massive rotator cuff tears. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 942-949. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.04.013>

- Konrad, G. G., Markmiller, M., Rüter, A., & Südkamp, N. (2007). Biomechanical evaluation of glenohumeral stability through muscle force vector analysis. Effect of a decreased glenoid inclination in shoulders with global rotator cuff tears. *Der Unfallchirurg*, 110(2), 124-129. <https://doi.org/10.1007/s00113-006-1192-4>
- Lavignac, P., Lacroix, P.-M., & Billaud, A. (2021). Quantification of acromioplasty. Systematic review of the literature. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 107(4), 102900. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.102900>
- Li, J., Lu, Y., Miller, S. C., Jin, Z., & Hua, X. (2019). Development of a finite element musculoskeletal model with the ability to predict contractions of three-dimensional muscles. *Journal of Biomechanics*, 94, 230-234. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.042>
- Lippitt, S., & Matsen, F. (1993). Mechanisms of Glenohumeral Joint Stability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 291, 20.
- Lloyd, J. E., Stavness, I., & Fels, S. (2012). ArtiSynth: A Fast Interactive Biomechanical Modeling Toolkit Combining Multibody and Finite Element Simulation. Dans Y. Payan (Éd.), *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery* (pp. 355-394). Berlin, Heidelberg : Springer. [https://doi.org/10.1007/8415\\_2012\\_126](https://doi.org/10.1007/8415_2012_126)
- Lugo, R., Kung, P., & Ma, C. B. (2008). Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology*, 68(1), 16-24. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.02.051>
- Lund, M. E., Rasmussen, J., & Andersen, M. S. (2019). AnyPyTools: A Python package for reproducible research with the AnyBody Modeling System. *Journal of Open Source Software*, 4(33), 1108. <https://doi.org/10.21105/joss.01108>
- Macías-Hernández, S. I., Morones-Alba, J. D., Miranda-Duarte, A., Coronado-Zarco, R., Soria-Bastida, M. de los A., Nava-Bringas, T., ... Palencia, C. (2017). Glenohumeral osteoarthritis: overview, therapy, and rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*. Repéré à <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09638288.2016.1207206>
- Mallon, W. J., Brown, H. R., Vogler, J. B., & Martinez, S. (1992). Radiographic and geometric anatomy of the scapula. *Clinical orthopaedics and related research*, (277), 142-154.

- Massimini, D. F., Boyer, P. J., Papannagari, R., Gill, T. J., Warner, J. P., & Li, G. (2012). In-vivo glenohumeral translation and ligament elongation during abduction and adduction with internal and external rotation. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 7, 29. <https://doi.org/10.1186/1749-799X-7-29>
- Matsen, F. A. I., Clinton, J., Lynch, J., Bertelsen, A., & Richardson, M. L. (2008). Glenoid Component Failure in Total Shoulder Arthroplasty. *JBJS*, 90(4), 885. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01263>
- Matsen, F. A. III., Lippitt, S. B., & DeBartolo, S. E. (2004). *Shoulder surgery : principles and procedures*. Philadelphia, Pa. : Saunders.
- Matsuki, K., Matsuki, K. O., Yamaguchi, S., Ochiai, N., Sasho, T., Sugaya, H., ... Banks, S. A. (2012). Dynamic In Vivo Glenohumeral Kinematics During Scapular Plane Abduction in Healthy Shoulders. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(2), 96-104. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3584>
- Mattei, L., Mortera, S., Arrigoni, C., & Castoldi, F. (2015). Anatomic shoulder arthroplasty: an update on indications, technique, results and complication rates. *Joints*, 3(2), 72-77. <https://doi.org/10.11138/jts/2015.3.2.072>
- McPherson, E. J., Friedman, R. J., An, Y. H., Chokesi, R., & Dooley, R. L. (1997). Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(2), 105-112. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(97\)90030-6](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(97)90030-6)
- Moor, B. K., Bouaicha, S., Rothenfluh, D. A., Sukthankar, A., & Gerber, C. (2013). Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint?: A radiological study of the critical shoulder angle. *The Bone & Joint Journal*, 95-B(7), 935-941. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B7.31028>
- Moor, B. K., Kuster, R., Osterhoff, G., Baumgartner, D., Werner, C. M. L., Zumstein, M. A., & Bouaicha, S. (2016). Inclination-dependent changes of the critical shoulder angle significantly influence superior glenohumeral joint stability. *Clinical Biomechanics*, 32, 268-273. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.013>
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(9), 1177-1183. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032>

- Nikooyan, A. A., Veeger, H. E. J., Westerhoff, P., Graichen, F., Bergmann, G., & van der Helm, F. C. T. (2010). Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 3007-3014. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.015>
- Nishinaka, N., Tsutsui, H., Mihara, K., Suzuki, K., Makiuchi, D., Kon, Y., ... Banks, S. A. (2008). Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(2), 319-322. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.05.018>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (4th ed). Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.
- Nyffeler, R. W., & Meyer, D. C. (2017). Acromion and glenoid shape: Why are they important predictive factors for the future of our shoulders? *EFORT Open Reviews*, 2(5), 141-150. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.2.160076>
- Nyffeler, R. W., Sheikh, R., Atkinson, T. S., Jacob, H. A. C., Favre, P., & Gerber, C. (2006). Effects of glenoid component version on humeral head displacement and joint reaction forces: An experimental study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 15(5), 625-629. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2005.09.016>
- Olmos, M. I., Boutsiadis, A., Swan, J., Brossard, P., Barthelemy, R., Delsol, P., & Barth, J. (2021). Lateral acromioplasty cannot sufficiently reduce the critical shoulder angle if preoperatively measured over 40°. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 29(1), 240-249. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-05951-4>
- Oosterom, R., Rozing, P. M., & Bersee, H. E. N. (2004). Effect of glenoid component inclination on its fixation and humeral head subluxation in total shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 1000-1008. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.07.001>
- Pandy, M. G. (2001). Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3(1), 245-273. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.3.1.245>
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1978). Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (135), 165-170.



- Rasmussen, J., Damsgaard, M., & Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 409-415. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00191-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00191-3)
- Roach, H. I., & Tilley, S. (2007). The Pathogenesis of Osteoarthritis. Dans F. Bronner & M. C. Farach-Carson (Éds), *Bone and Osteoarthritis* (pp. 1-18). London : Springer. [https://doi.org/10.1007/978-1-84628-701-5\\_1](https://doi.org/10.1007/978-1-84628-701-5_1)
- Rockwood, C. A., Wirth, M. A., & Fehring, E. V. (2016). *Rockwood and Matsen's The Shoulder*. (S.l.) : Elsevier Health Sciences.
- Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M., Tanaka, H., & Yoshikawa, H. (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. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.04.012>
- Sanchez-Sotelo, J. (2011). Total Shoulder Arthroplasty. *The Open Orthopaedics Journal*, 5, 106-114. <https://doi.org/10.2174/1874325001105010106>
- Scalise, J. J., Codsì, M. J., Bryan, J., & Iannotti, J. P. (2008). The three-dimensional glenoid vault model can estimate normal glenoid version in osteoarthritis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(3), 487-491. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.09.006>
- ScientificStock. (2024). Anatomical Planes and axes in a Human-All body movements occur in different planes and around different axes. *Adobe Stock*. Repéré à <https://stock.adobe.com/fr/images/anatomical-planes-and-axes-in-a-human-all-body-movements-occur-in-different-planes-and-around-different-axes/441655925>
- Shapiro, T. A., McGarry, M. H., Gupta, R., Lee, Y. S., & Lee, T. Q. (2007). Biomechanical effects of glenoid retroversion in total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(3, Supplement), S90-S95. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2006.07.010>
- Shu, L., & Sugita, N. (2021). 6 - Coupling of musculoskeletal biomechanics and joint biotribology. Dans Z. Jin, J. Li, & Z. Chen (Éds), *Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System (Second Edition)* (pp. 99-118). (S.l.) : Woodhead Publishing. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819531-4.00006-7>

- Singh, J. A., Sperling, J., Buchbinder, R., & McMaken, K. (2011). Surgery for shoulder osteoarthritis: a Cochrane systematic review. *The Journal of Rheumatology*, 38(4), 598-605. <https://doi.org/10.3899/jrheum.101008>
- Sins, L., Tétreault, P., Hagemeister, N., & Nuño, N. (2014). Adaptation of the AnyBody™ Musculoskeletal Shoulder Model to the Nonconforming Total Shoulder Arthroplasty Context. *Journal of Biomechanical Engineering*, In Press. <https://doi.org/10.1115/1.4031330>
- Spiegl, U. J., Horan, M. P., Smith, S. W., Ho, C. P., & Millett, P. J. (2016). The critical shoulder angle is associated with rotator cuff tears and shoulder osteoarthritis and is better assessed with radiographs over MRI. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(7), 2244-2251. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3587-7>
- Strauss, E. J., Roche, C., Flurin, P.-H., Wright, T., & Zuckerman, J. D. (2009). The glenoid in shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5), 819-833. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.05.008>
- Strzelczak, M., Peixoto, M., Sins, L., Begon, M., & Hagemeister, N. (2022, 3 octobre). An innovative 2D-mesh model to improve deltoid moment arms, muscle forces and glenohumeral joint reaction force estimations. bioRxiv. <https://doi.org/10.1101/2022.09.30.510362>
- Tabayo, E., Chan, P. H., Prentice, H. A., Dillon, M. T., Otarodi, K., & Singh, A. (2022). The association between critical shoulder angle and revision following anatomic total shoulder arthroplasty: a matched case-control study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 31(9), 1796-1802. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2021.08.003>
- Terrier, A., Merlini, F., Pioletti, D. P., & Farron, A. (2009). Total shoulder arthroplasty: downward inclination of the glenoid component to balance supraspinatus deficiency. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(3), 360-365. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2008.11.008>
- Terrier, A., Reist, A., & Nyffeler, R. (2006). Influence of the shape of the acromion on joint reaction force and humeral head translation during abduction in the scapular plane. *Journal of Biomechanics*, 39. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(06\)83218-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(06)83218-5)
- Ungi, T., Lasso, A., & Fichtinger, G. (2016). Open-source platforms for navigated image-guided interventions. *Medical Image Analysis*, 33, 181-186. <https://doi.org/10.1016/j.media.2016.06.011>



- van den Bekerom, M. P. J., Geervliet, P. C., Somford, M. P., van den Borne, M. P. J., & Boer, R. (2013). Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis: A systematic review of the literature at long-term follow-up. *International Journal of Shoulder Surgery*, 7(3), 110-115. <https://doi.org/10.4103/0973-6042.118915>
- VectorMine. (2024). Rotator cuff anatomical structure and location explanation outline diagram. Labeled educational body part description with shoulder bones and muscle posterior or anterior view vector illustration. *Adobe Stock*. Repéré à [https://stock.adobe.com/ch\\_fr/images/rotator-cuff-anatomical-structure-and-location-explanation-outline-diagram-labeled-educational-body-part-description-with-shoulder-bones-and-muscle-posterior-or-anterior-view-vector-illustration/489922479](https://stock.adobe.com/ch_fr/images/rotator-cuff-anatomical-structure-and-location-explanation-outline-diagram-labeled-educational-body-part-description-with-shoulder-bones-and-muscle-posterior-or-anterior-view-vector-illustration/489922479)
- Viehöfer, A. F., Gerber, C., Favre, P., Bachmann, E., & Snedeker, J. G. (2016). A larger critical shoulder angle requires more rotator cuff activity to preserve joint stability. *Journal of Orthopaedic Research*, 34(6), 961-968. <https://doi.org/10.1002/jor.23104>
- Viehöfer, A. F., Snedeker, J. G., Baumgartner, D., & Gerber, C. (2016). Glenohumeral joint reaction forces increase with critical shoulder angles representative of osteoarthritis-A biomechanical analysis. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 34(6), 1047-1052. <https://doi.org/10.1002/jor.23122>
- Villacis, D., Sivasundaram, L., Pannell, W. C., Heckmann, N., Omid, R., & Hatch, G. F. "Rick". (2016). Complication rate and implant survival for reverse shoulder arthroplasty versus total shoulder arthroplasty: results during the initial 2 years. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(6), 927-935. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.10.012>
- Villatte, G., van der Kruk, E., Bhuta, A. I., Zumstein, M. A., Moor, B. K., Emery, R. J. H., ... Reilly, P. (2020). A biomechanical confirmation of the relationship between critical shoulder angle (CSA) and articular joint loading. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 29(10), 1967-1973. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.03.002>
- Walch, G., Badet, R., Boulahia, A., & Khoury, A. (1999). Morphologic study of the Glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *The Journal of Arthroplasty*, 14(6), 756-760. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(99\)90232-2](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(99)90232-2)
- Watling, J. P., Sanchez, J. E., Heilbroner, S. P., Levine, W. N., Bigliani, L. U., & Jobin, C. M. (2018). Glenoid component loosening associated with increased critical shoulder angle at midterm follow-up. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27(3), 449-454. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.10.002>

- Wilk, K. E., Arrigo, C. A., & Andrews, J. R. (1997). Current Concepts: The Stabilizing Structures of the Glenohumeral Joint. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(6), 364-379. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.6.364>
- Wolf, M., Bühlhoff, M., Raiss, P., Zeifang, F., & Maier, M. W. (2020). Effect of the critical shoulder angle on severe cranialization following total shoulder arthroplasty. *Journal of Orthopaedics*, 21, 240-244. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.03.024>
- Wong, A. S., Gallo, L., Kuhn, J. E., Carpenter, J. E., & Hughes, R. E. (2003). The effect of glenoid inclination on superior humeral head migration. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(4), 360-364. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(03\)00026-0](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(03)00026-0)
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., (DirkJan) Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Buchholz, B. (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. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Wuelker, N., Schmotzer, H., Thren, K., & Korell, M. (1994). Translation of the glenohumeral joint with simulated active elevation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (309), 193-200.
- 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.
- Zuckerman, J. D., Kummer, F. J., Cuomo, F., Simon, J., Rosenblum, S., & Katz, N. (1992). The influence of coracoacromial arch anatomy on rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1(1), 4-14. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80010-4](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80010-4)