

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Le complexe articulaire de l'épaule	5
1.1.1 Ostéologie et arthrologie de l'épaule	5
1.1.2 Mouvements de l'épaule	6
1.2 L'articulation glénohumérale	8
1.2.1 Ostéologie de l'articulation glénohumérale	8
1.2.2 Mobilité de l'articulation glénohumérale	13
1.2.2.1 Cinématique de l'articulation glénohumérale	13
1.2.2.2 Le rythme scapulo-huméral	14
1.2.2.3 Muscles de l'articulation glénohumérale	16
1.2.2.4 Forces musculaires et force de réaction glénohumérale	17
1.2.3 Stabilité de l'articulation glénohumérale	17
1.2.3.1 Notion d'instabilité	18
1.2.3.2 Stabilisateurs passifs	19
1.2.3.3 Stabilisateurs actifs	24
1.3 Pathologies de l'épaule et traitement par arthroplastie totale anatomique	24
1.3.1 Principales pathologies de l'épaule nécessitant une arthroplastie	24
1.3.2 Les prothèses totales	27
1.3.2.1 La prothèse totale anatomique	28
1.3.2.2 La prothèse totale inversée	29
1.3.3 Complications majeures de l'arthroplastie totale anatomique non-conforme	30
1.3.3.1 Le descellement glénoïdien, principale complication	30
1.3.3.2 Paramètres prothétiques influençant le risque de descellement glénoïdien	32
1.3.4 Résumé des limitations et inconnues en lien avec la cinématique de l'épaule et le traitement par arthroplastie	37
1.4 Analyse biomécanique de l'épaule : les études expérimentales	38
1.4.1 Évaluation de la cinématique	38
1.4.1.1 Acquisition cinématique	38
1.4.1.2 Traitement cinématique : systèmes d'axe et séquences de rotation	39
1.4.2 Montages incluant le rythme scapulo-huméral	40
1.4.3 Montages statiques	41
1.4.4 Montages dynamiques	43
1.4.5 Résumé de l'étude biomécanique par analyse expérimentale (in-vitro)	48

1.5	Analyse biomécanique de l'épaule : les études numériques musculosquelettiques	49
1.5.1	Modélisation musculosquelettique et équation de mouvement	49
1.5.2	Dynamique directe	50
1.5.3	Dynamique inverse	52
1.5.3.1	Principe de la dynamique inverse	54
1.5.3.2	Critères d'optimisation en dynamique inverse	54
1.5.3.3	Difficultés et limitations liées à la dynamique inverse	56
1.5.4	Validation des résultats d'études par modélisation musculosquelettique	61
1.5.4.1	Besoin de validation	61
1.5.4.2	Terminologie	62
1.5.4.3	Vérification et validation	62
1.5.4.4	Étapes de validation	63
1.5.4.5	Concepts de validation	63
1.5.5	Le modèle AnyBody de l'épaule	65
1.5.5.1	Représentation du muscle deltoïde	66
1.5.5.2	Modélisation de l'articulation glénohumérale	68
1.5.5.3	Algorithme "Force Dependent Kinematic"	69
1.5.5.4	Algorithme de contact	71
1.5.6	Résumé de l'étude biomécanique par analyse numérique	72
CHAPITRE 2	PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	75
2.1	Problématiques	75
2.1.1	Problématique clinique	75
2.1.2	Problématique technique	76
2.2	Objectifs de recherche	77
2.2.1	Objectif global	77
2.2.2	Objectifs spécifiques	77
2.2.2.1	Analyse expérimentale : conception d'un montage d'abduction de l'épaule et évaluation d'arthroplasties totales	77
2.2.2.2	Analyse numérique musculosquelettique par dynamique inverse : développement du modèle FDK	79
2.2.2.3	Analyse numérique musculosquelettique par dynamique inverse : évaluation d'arthroplasties totales	80
CHAPITRE 3	ARTICLE 1 - EFFECT OF GLENOID IMPLANT DESIGN ON GLENOHUMERAL STABILITY : AN EXPERIMENTAL STUDY	83
3.1	Abstract	83
3.2	Introduction	84
3.3	Method	85

3.3.1	Specimen preparation, 3D reconstruction and kinematics evaluation	85
3.3.2	Description of the apparatus (Figure 3.3)	89
3.3.3	Preparation of experiments	91
3.3.4	Reproducibility protocol	92
3.3.5	Glenoid implant evaluation protocol	92
3.4	Results	94
3.4.1	Reproducibility	94
3.4.2	Impact of glenoid implant design on glenohumeral stability	95
3.4.3	Impact of glenoid mismatch on glenohumeral stability	98
3.5	Discussion	98
3.5.1	Acknowledgments	101
3.5.2	Conflicts of interest	101
CHAPITRE 4	ARTICLE 2 - AN INVERSE DYNAMIC MUSCULO-SKELETAL MODEL TO EVALUATE GLENOID LOOSENING RISK IN NON-CONFORMING TOTAL SHOULDER ARTHROPLASTY.	103
4.1	Abstract	103
4.2	Introduction	104
4.3	Methods	106
4.3.1	Original AnyBody™ shoulder model : Ball-and-Socket Model [B&S Model]	106
4.3.2	Adapted model : Force Dependant Kinematic Model [FDK Model]	107
4.3.2.1	Release of the degrees-of-freedom (DoF) of the humeral head translations for the FDK model	107
4.3.2.2	Joint contact constraint of the FDK model	109
4.3.3	Common parameters between models	111
4.3.3.1	Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty	111
4.3.3.2	Joint and muscular properties for the two models	112
4.3.3.3	Simulated movement for the two models	112
4.4	Results	113
4.4.1	Humeral head center position relative to the glenoid	113
4.4.2	Contact : humeral head center of pressure position on the glenoid and glenohumeral contact area	114
4.4.3	Glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF)	115
4.5	Discussion	116
CHAPITRE 5	ARTICLE 3 - EFFECT OF MISMATCH AND SUBSCAPULARIS TEAR ON CENTER OF PRESSURE AND CONTACT AREA OF A TOTAL SHOULDER ARTHROPLASTY : A MUSCULOSKELETAL NUMERICAL ANALYSIS.	121
5.1	Abstract	121

5.2	Introduction	122
5.3	Methods	124
5.3.1	Shoulder model	124
5.3.1.1	Inverse dynamic musculoskeletal analysis	124
5.3.1.2	AnyBody shoulder model	124
5.3.1.3	Humeral head translations	125
5.3.1.4	Implant contact computation	126
5.3.2	Parameters of the study	127
5.3.2.1	Conformity	127
5.3.2.2	Subscapular deficiency	128
5.3.2.3	Results analysis	128
5.4	Results	128
5.4.1	Humeral head translations relative to the glenoid	128
5.4.2	Contact area	129
5.4.3	Center of Pressure (COP)	131
5.4.4	Glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) and glenohumeral contact pressure	132
5.5	Discussion	134
5.6	Conclusion	137
CHAPITRE 6 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : VERS UNE INTERFACE UTILISATEUR		
		139
6.1	Introduction et raison d'être	139
6.2	Fonctionnalités implémentées	140
6.2.1	Mise à l'échelle	140
6.2.2	Rupture de muscles de la coiffe des rotateurs	142
6.2.3	Choix d'implants	143
6.2.4	Positionnement des implants	143
6.3	Recommandations pour de futures fonctionnalités	145
6.3.1	Type de mouvement	145
6.3.2	Simulation de renforcements musculaires	147
6.3.3	Mise à l'échelle et considération des variabilités morphologiques	148
6.3.4	Validation de l'interface utilisateur	149
CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE		
		151
7.1	Synthèse des travaux	151
7.2	Limitations et recommandations	152
7.2.1	Étude expérimentale	152
7.2.1.1	Type de mouvement	152
7.2.1.2	Utilisation de spécimens cadavériques	153
7.2.1.3	Rythme scapulo-huméral	154
7.2.2	Étude numérique musculosquelettique	154
7.2.2.1	Modèles 3D de prothèses	154
7.2.2.2	Modèle générique versus modèle personnalisé	157

7.2.2.3	Représentation musculaire	161
7.2.2.4	Développement et utilisation des modèles musculosquelettiques	162
CONCLUSION GÉNÉRALE		165
BIBLIOGRAPHIE		168

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Valeurs minimales, moyennes et maximales des principaux paramètres morphologiques de la tête humérale et de la glène 12
Tableau 1.2	Rythme Scapulo-Huméral (RSH) rapporté dans diverses études 15
Tableau 1.3	Types de prothèses et principales pathologies de l'épaule..... 25
Tableau 1.4	Comparatif de quelques montages statiques 42
Tableau 1.5	Comparatif de quelques montages dynamiques..... 46
Tableau 1.6	Modèles de dynamique inverse 53
Tableau 1.7	Valeurs d'aires de la section transversale (Physiological Cross-Section Area (PCSA)) des principaux muscles de l'épaule 58
Tableau 3.1	Implanted prosthesis 93
Tableau 3.2	Reproducibility 94
Tableau 3.3	Evolution of AP and IS humeral head displacement for the labrum design implant compared to the standard implant 95
Tableau 4.1	Humeral head center position relative to the center of the glenoid component for five abduction angles 113
Tableau 5.1	Combination of humeral head and glenoid sizes for the five mismatches 127

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Articulations de l'épaule..... 6
Figure 1.2	Plans anatomiques 7
Figure 1.3	Amplitudes de mouvements à l'épaule (amplitudes fonctionnelles versus amplitudes de mouvement normales) 7
Figure 1.4	Orientation de la tête humérale..... 9
Figure 1.5	Dépôts médio-latéral et antéro-postérieur du centre de la tête humérale..... 10
Figure 1.6	Glène : forme et profondeur de la cavité..... 11
Figure 1.7	Inclinaison de la glène 11
Figure 1.8	Version de la glène..... 12
Figure 1.9	Position de la tête humérale par rapport à la glène 13
Figure 1.10	Rythme Scapulo-Huméral 15
Figure 1.11	Muscles de l'articulation glénohumérale 16
Figure 1.12	Force de réaction glénohumérale..... 18
Figure 1.13	Arc glénoïdien 19
Figure 1.14	Ligaments de l'articulation glénohumérale 21
Figure 1.15	Courbe Force - Déformation d'un ligament 22
Figure 1.16	Conformité de l'articulation glénohumérale..... 23
Figure 1.17	Migration de la tête humérale en cas de rupture de la coiffe des rotateurs 27
Figure 1.18	Arche coraco-acromiale 28
Figure 1.19	Prothèse totale anatomique versus Prothèse totale inversée 29
Figure 1.20	Effet de cheval à bascule (<i>rocking horse effect</i>)..... 30



Figure 1.21	Usure du composant glénoïdien	31
Figure 1.22	Types d'ancrages	33
Figure 1.23	Différences de contraintes de prothèses totales	34
Figure 1.24	Contrainte et conformité des prothèses totales anatomiques	35
Figure 1.25	Systèmes de coordonnées de la scapula et de l'humérus	40
Figure 1.26	Montages statiques	41
Figure 1.27	Montage dynamique : simulation de la coiffe des rotateurs par des moteurs	44
Figure 1.28	Algorithme de calcul par analyse musculosquelettique	51
Figure 1.29	Algorithme de calcul par dynamique directe	52
Figure 1.30	Algorithme de calcul par dynamique inverse	54
Figure 1.31	Étapes de validation pour la modélisation musculosquelettique	64
Figure 1.32	Représentation du muscle deltoïde dans le modèle AnyBody™	67
Figure 1.33	Intégration de l'Algorithme Force Dependent Kinematics dans le processus de calcul par dynamique inverse	70
Figure 2.1	Implants glénoïdiens évalués dans l'étude expérimentale	79
Figure 3.1	Angular joint coordinate system (A-JCS)	87
Figure 3.2	Glenoid coordinate system	88
Figure 3.3	Testing device	90
Figure 3.4	CAD files : (a) standard design and (b) labrum design	93
Figure 3.5	AP and IS humeral head displacement for the 5 specimens	96
Figure 3.6	AP and IS humeral head displacement for the 5 specimens	97
Figure 3.7	IS and AP displacement in function of the mismatch	98
Figure 4.1	Representation of the algorithms implemented in the FDK model	108
Figure 4.2	Views of the shoulder model	111

Figure 4.3	Results of contact computation for five degrees of abduction	114
Figure 4.4	Glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF)	115
Figure 5.1	Inverse dynamic analysis and integration of the Force Dependent Algorithm	125
Figure 5.2	Representation of the two components (humeral head and glenoid) placed in the shoulder model	127
Figure 5.3	Range of glenohumeral translations in Anterior-Posterior (AP) and Inferior-Superior (IS) directions	129
Figure 5.4	Positions of contact area and center of pressure (COP)	130
Figure 5.5	Values of contact area at the end of abduction (maximal values).....	131
Figure 5.6	Pattern of displacement of the center of pressure (COP) during abduction	132
Figure 5.7	Glenohumeral Joint Reaction Force and glenohumeral contact pressure at 90° of abduction	133
Figure 6.1	Mise à l'échelle basée sur les valeurs anthropométriques	141
Figure 7.1	Scanners utilisés pour la rétroingénierie	156
Figure 7.2	Pièce reconstruite par rétroingénierie	157
Figure 7.3	Relevé de coordonnées pour la déformation osseuse non linéaire.....	159
Figure 7.4	Fonctionnalités de l'interface utilisateur	163

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AA	Angulus acromialis
AB-IGHL	Bande antérieure du ligament glénohuméral inférieur (anterior band of inferior glenohumeral ligament)
AI	Angulus inferior
AP	Antérieur - Postérieur
B&S	Ball-and-Socket
COP	Centre de pression (center of pressure)
CS	Système de coordonnées (coordinate system)
CTA	Cuff tear arthropathy
DdL	Degré de liberté
EF	Éléments finis
EL	Épicondyle latéral
EM	Épicondyle médial
EMG	Électromyographie
FDK	Force Dependent Kinematic
GH	Glénohuméral
GH-JRF	Force de réaction à l'articulation glénohumérale (glenohumeral joint reaction force)
IGHL	Ligament glénohuméral inférieur (inferior glenohumeral ligament)
IS	Inférieur - Supérieur
ISB	International Society of Biomechanics
ISG	International Shoulder Group
JCS	Système de coordonnées de l'articulation (joint coordinate system)
MGHL	Ligament glénohuméral moyen (middle glenohumeral ligament)

MS	Musculosquelettique
NC-TSA	Prothèse totale anatomique non conforme (non-conforming total shoulder arthroplasty)
PB-IGHL	Bande postérieure du ligament glénohuméral inférieur (posterior band of inferior glenohumeral ligament)
PCSA	Aire de la section transverse (physiological cross section area)
RBF	Fonction de base radiale (radial base function)
RSA	Prothèse totale inverse (reverse shoulder arthroplasty)
RSH	Rythme scapulo-huméral
RMCR	Rupture massive de la coiffe des rotateurs
SC	Subscapulaire (subscapularis)
SGHL	Ligament glénohuméral supérieur (superior glenohumeral ligament)
TS	Trigonum spinae
TSA	Prothèse totale anatomique (total shoulder arthroplasty)
V&V	Vérification et validation

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Symboles de l'équation de mouvement :

q	Paramètre de position
\dot{q}	Paramètre de vitesse
\ddot{q}	Paramètre d'accélération
$E(q, \ddot{q})$	Forces et couples des forces externes
F_{MT}	Forces musculo-tendineuses
$M(q)\ddot{q}$	Forces et couples d'inertie
$C(q)\dot{q}^2$	Forces centrifuges et de Coriolis
$G(q)$	Forces et couples gravitationnels
$R(q)$	Bras de levier musculaires

Symboles de l'algorithme *force dependent kinematic* :

\dot{q}_{fdk}	Positions articulaires calculées par l'algorithme force dependent kinematic
F_{fdk}	Forces articulaires calculées par l'algorithme force dependent kinematic

Symboles de l'algorithme de contact :

ν	Coefficient de poisson
F	Force de contact
k_d	Module de pression
E	Module d'Young
V_p	Volume de pénétration

Dans la vie rien n'est à craindre... tout est à comprendre

Marie Curie

It doesn't matter how beautiful your theory is, it doesn't matter how smart you are. If it doesn't agree with experiment, it's wrong.

Richard P. Feynman

INTRODUCTION

L'épaule est probablement une des articulations les plus complexes du corps humain en particulier du fait de son ambivalence. En effet, elle est caractérisée d'une part par son importante mobilité, mais également par sa stabilité. Ainsi, il est possible de réaliser toutes sortes de mouvements de grandes amplitudes, tout en assurant un maintien adéquat de l'articulation.

De nombreux facteurs pathologiques et traumatiques peuvent venir troubler cet équilibre. Parmi ceux-ci, citons les fractures, l'arthrose, ou encore les ruptures d'un ou plusieurs muscles de la coiffe des rotateurs. Les conséquences de telles affections peuvent être dramatiques, associant douleurs et pertes de fonctions importantes. Dans les cas les plus avancés, la pose d'une prothèse peut être indiquée afin de restaurer la mobilité et diminuer la douleur. Un des types couramment employés est la prothèse totale anatomique non conforme (NC-TSA). Celle-ci reproduit l'anatomie du patient en remplaçant la tête humérale et la glène par des composants prothétiques. On parle de *non conformité* car le diamètre de la tête humérale est légèrement inférieur au diamètre de la glène. On définit alors le *mismatch* comme la différence de rayons de courbure de la tête humérale et de la glène. Ceci permettrait notamment de mieux reproduire la cinématique de l'articulation saine et donc potentiellement d'améliorer la récupération de mobilité (Iannotti et Williams, 2007).

Toutefois, il reste une part importante de complications suite à la pose de telles prothèses. Le descellement glénoïdien, caractérisé par une perte de fixation de l'implant par rapport à l'os, est rapporté comme la plus importante complication (Bohsali *et al.*, 2006). Il s'agit d'un problème majeur puisque dans les cas les plus avancés il y a nécessité de réaliser une révision de l'arthroplastie totale ou une exérèse de la composante glénoïdienne. Le descellement glénoïdien semble être directement lié à la quantité de translations de la tête humérale par rapport à la glène. En effet, des mouvements trop importants de la tête humérale conduisent à un chargement excentré sur le composant glénoïdien. Un phénomène de *cheval à bascule* se met alors en place. Celui-ci est causé par l'application d'une force sur un bord de la glène, causant des contraintes de traction au bord opposé (Franklin *et al.*, 1988).

Il semblerait que cette complication soit en lien avec deux principaux paramètres. Le premier est le design de l'implant glénoïdien et plus spécifiquement le mismatch, puisqu'il permet justement d'assurer une légère mobilité en translation. La question qui fait encore débat actuellement concerne la quantité optimale pour permettre une bonne mobilité tout en évitant de créer un effet de cheval à bascule qui conduirait potentiellement au descellement glénoïdien (Terrier *et al.*, 2006; Walch *et al.*, 2002). Le second paramètre ayant une influence sur cette complication est la présence de ruptures de tendons d'un ou de plusieurs muscles de la coiffe des rotateurs. En effet, une rupture d'un de ces muscles entraîne une perte de stabilité importante et une augmentation des translations tête-glène. C'est d'autant plus problématique que des ruptures du subscapulaire sont souvent rapportées suite à des arthroplasties du fait de l'approche deltopectorale utilisée durant l'opération (Blalock et Galatz, 2012; Miller *et al.*, 2003). Toutefois, les patrons de déplacements dus à cette pathologie n'ont que peu été étudiés et la façon dont ils influencent le mécanisme de descellement glénoïdien n'est pas encore complètement comprise.

Pour répondre à ces questions, deux types d'analyses peuvent être utilisées. D'un côté, l'analyse expérimentale a l'avantage de permettre d'évaluer divers aspects biomécaniques en se basant sur de véritables pièces anatomiques. D'un autre côté, l'analyse numérique musculosquelettique a gagné en popularité ces dernières années. Une des raisons vient du fait de la possibilité de réaliser facilement des études de sensibilité en faisant varier un paramètre (morphologie, rupture de tendons, géométrie ou placement des implants,...) et en évaluant l'effet sur divers paramètres de sortie (forces musculaires, forces de réaction,...). Toutefois, certaines limitations inhérentes à chacune de ces analyses rend leur utilisation non adaptée à un contexte d'arthroplastie totale anatomique non conforme (NC-TSA).

L'objectif général de cette thèse consistait en l'étude expérimentale et numérique des principaux paramètres (design de l'implant glénoïdien, mismatch, rupture de coiffe) influençant le descellement glénoïdien des NC-TSA. Trois objectifs spécifiques ont alors été définis. Le premier objectif spécifique avait pour but la conception d'un montage expérimental permettant d'une part de simuler un mouvement d'abduction de grande amplitude et d'autre part de me-

surer de façon précise les déplacements de la tête humérale par rapport à l'implant glénoïdien. Par la suite, ce montage devait être utilisé afin de quantifier l'effet du mismatch et deux designs d'implants glénoïdiens en termes de translations de la tête humérale. Le second objectif spécifique consistait à développer un modèle numérique musculosquelettique adapté au contexte de NC-TSA. En particulier, il devait inclure les petites translations de la tête par rapport à la glène ainsi que le calcul du contact entre les deux composants prothétiques. Enfin, le troisième objectif spécifique était destiné à analyser l'influence du mismatch combiné d'une rupture du muscle subscapulaire sur le risque de descellement glénoïdien. L'ensemble de cette démarche a pour but de mettre au point des outils permettant, à terme, l'évaluation et le développement de prothèses totales anatomiques non-conforme plus pérennes en considérant les caractéristiques spécifiques aux patients.

Cette thèse s'articule autour de plusieurs chapitres. Le premier permet de faire un état de la littérature concernant l'anatomie et la biomécanique de l'épaule saine et pathologique ainsi que les concepts en lien avec les NC-TSA. Les deux types d'analyses, expérimentale et numérique, auxquelles nous nous intéressons sont également décrites ainsi que les limitations associées. Le deuxième chapitre met en lumière les problématiques et les objectifs généraux et spécifiques de cette étude. Les chapitres trois, quatre et cinq correspondent respectivement aux trois objectifs spécifiques, qui ont chacun fait l'objet d'une publication ou soumission dans un journal scientifique. Le chapitre six présente quelques résultats complémentaires visant à améliorer et faciliter l'utilisation et le développement du modèle numérique musculosquelettique. Le chapitre sept propose une discussion générale ainsi que diverses recommandations visant à diriger des recherches futures sur des sujets connexes. Une conclusion permettra de clore l'ensemble de ce travail.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre a pour objectif de décrire le contexte général de cette étude. Il permettra de mettre en avant et de recenser les connaissances relatives à l'anatomie de l'épaule et aux différents types d'arthroplasties d'épaule. Les méthodes expérimentales et numériques dédiées à l'étude de l'épaule de façon globale et plus spécifiquement dans le cadre d'arthroplasties seront également présentées.

1.1 Le complexe articulaire de l'épaule

1.1.1 Ostéologie et arthrologie de l'épaule

L'épaule est une région permettant de relier le membre supérieur au tronc. Elle est constituée de trois os : la scapula, l'humérus et la clavicule (Figure 1.1).

La conjonction de cinq articulations permet de réaliser l'ensemble des mouvements disponibles à l'épaule (Kapandji, 2005) (Figure 1.1). Il s'agit de :

- Trois articulations vraies : l'articulation sterno-costoclaviculaire, l'articulation acromioclaviculaire et l'articulation scapulo-humérale (ou glénohumérale),
- Deux plans de glissement : l'espace sous acromio-deltaïdien et l'espace scapulo-thoracique.

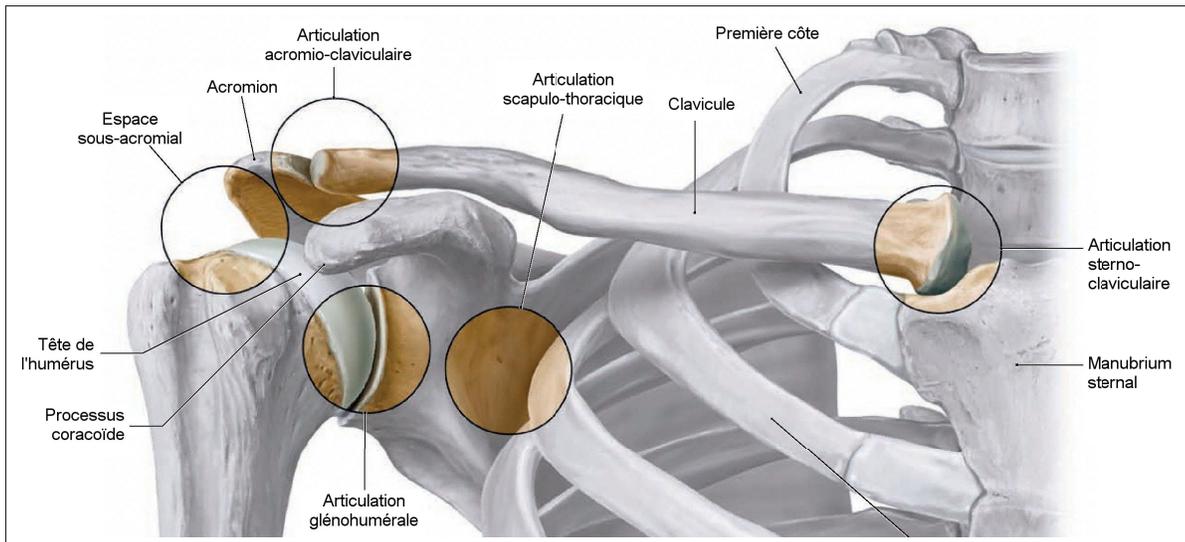


Figure 1.1 Articulations de l'épaule.
Adaptée de Schünke *et al.* (2006) (traduction libre)

1.1.2 Mouvements de l'épaule

Les mouvements de l'épaule sont le plus souvent décrits selon les plans anatomiques, à savoir frontal, sagittal et transversal (Nobuhara, 2003; Kapandji, 2005) (Figure 1.2). Cependant, la plupart des auteurs adoptent une convention de plans fonctionnels en raison de la position particulière de la scapula. En effet, celle-ci est inclinée de 30° à 40° en avant du plan frontal (Schünke *et al.*, 2006; Rockwood *et al.*, 2009). Ainsi, par exemple, on préférera évaluer une élévation dans le plan de la scapula plutôt que par rapport au plan frontal. Ce genre de définition permet une description plus physiologique, qui correspond mieux aux mouvements effectivement disponibles du fait des restrictions articulaires.

Le complexe articulaire de l'épaule est le plus mobile du corps humain, permettant de réaliser des mouvements d'abduction/adduction, de flexion/extension et de rotation interne/externe à de grandes amplitudes (Figure 1.3). Diverses combinaisons de ces mouvements primaires permettent ainsi de réaliser des mouvements complexes de la vie quotidienne tels qu'attraper un objet sur une étagère, se peigner, ou encore soulever des charges.

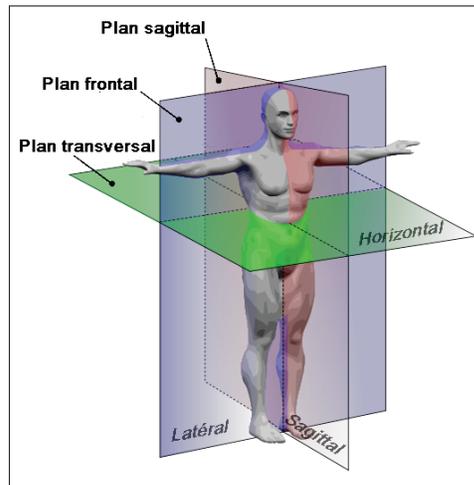


Figure 1.2 Plans anatomiques.
Adaptée de Zwarck (2011)

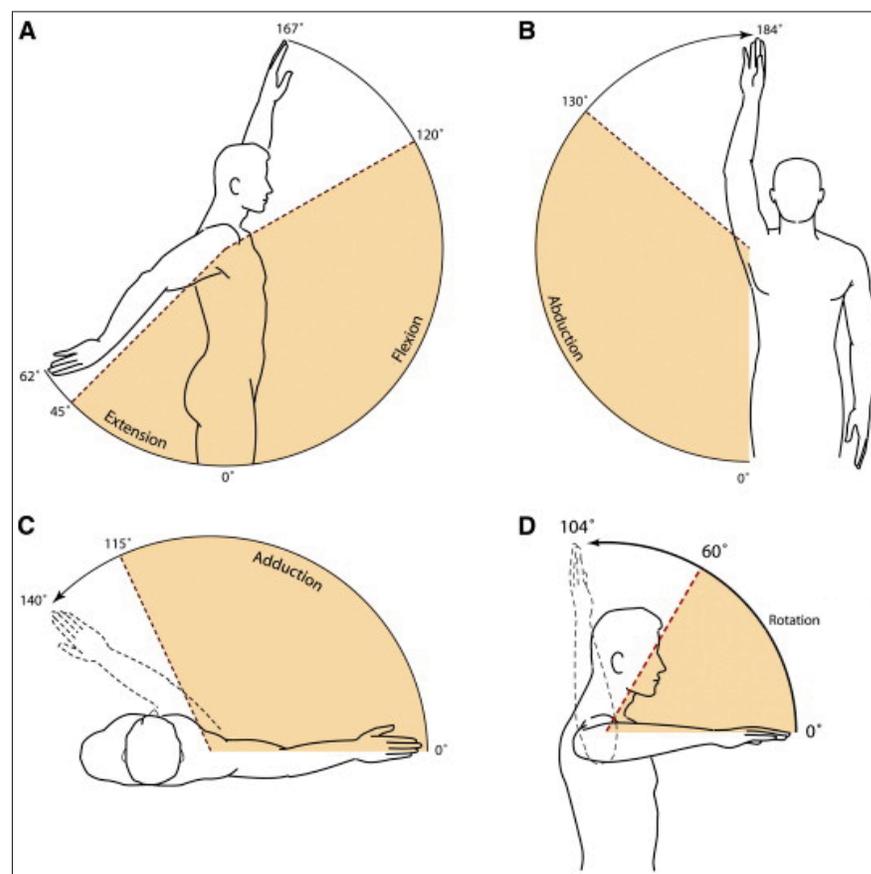


Figure 1.3 Amplitudes de mouvements à l'épaule : *amplitudes fonctionnelles (en ombré) versus amplitudes de mouvement normales*
Adaptée de (Namdari *et al.*, 2012) (traduction libre)

Il est clair que de tels mouvements complexes impliquent une biomécanique particulière. Toutefois, peu d'auteurs se proposent de les étudier dans le détail. Les raisons principales sont la difficulté de mise en oeuvre des mesures et/ou des calculs ainsi qu'une difficulté, voire une impossibilité de validation des résultats obtenus. Ainsi, la littérature rapporte plutôt des études de mouvements primaires, en particulier l'abduction. Plusieurs aspects poussent à ce choix. Tout d'abord nous pouvons citer la simplicité de réalisation et de reproductibilité du mouvement en comparaison à des mouvements de la vie quotidienne. Ensuite, la validation des résultats est facilitée, notamment par comparaison à d'autres études rapportées dans la littérature. Par ailleurs, l'abduction est un des mouvements primaires les plus à même d'endommager l'articulation glénohumérale (GH) car les forces générées à l'articulation sont particulièrement élevées (Poppen et Walker, 1978). Enfin, l'abduction présente un intérêt clinique indéniable car elle est en lien avec diverses pathologies, en particulier les ruptures de la coiffe des rotateurs.

Pour ces raisons, la suite du présent document se concentrera sur l'anatomie et la biomécanique spécifiques au mouvement d'abduction dans le plan de la scapula. L'articulation principale, i.e. l'articulation GH, sera décrite, ainsi que les muscles et leur rôle dans la génération de l'abduction. Les divers éléments nécessaires à la stabilisation de l'articulation seront exposés. Enfin, la cinématique et les forces en jeu lors du mouvement d'abduction seront présentées.

Les importantes amplitudes de mouvement sont possibles grâce à l'anatomie particulière de cette articulation, tant en terme d'ostéologie que de myologie. Les prochaines sections visent à détailler ces deux aspects.

1.2 L'articulation glénohumérale

1.2.1 Ostéologie de l'articulation glénohumérale

L'articulation principale est l'articulation scapulohumérale, aussi nommée articulation glénohumérale (GH). Elle met en relation l'humérus et la scapula par l'intermédiaire de la tête humérale et de la glène (Figure 1.1). Il est important de noter qu'il existe une grande variabilité

anatomique de ces deux surfaces articulaires car ceci impacte directement les procédures et les technologies utilisées pour le traitement de pathologies liées à cette articulation.

A. Tête humérale

Elle est modélisable comme étant environ $1/3$ de sphère, avec un arc d'environ 120° . Une étude a mis en avant que, bien que la surface articulaire soit sphérique en son centre, la forme de son contour serait plutôt elliptique (ratio 0.92) que totalement sphérique avec 2mm de moins dans le plan axial que dans le plan coronal (Iannotti *et al.*, 1992). La surface articulaire est principalement définie par son rayon de courbure et son épaisseur (Iannotti *et al.*, 1992, 2005). Le centre de la tête humérale présente un déport variable tant dans la direction médio-latérale (en moyenne de 11mm) qu'antéro-postérieure (3-4mm) (Boileau et Walch, 1997; Iannotti *et al.*, 2005) (Figure 1.5). La surface articulaire est orientée avec une inclinaison entre 130 et 150° par rapport à la diaphyse de l'humérus (Figure 1.4 (a)), correspondant à une inclinaison vers le haut d'environ 45° (Figure 1.4 (b)). La rétroversion humérale est définie comme étant l'angle formé par l'axe intercondyliendu coude et une bissectrice de la tête humérale

Sa rétroversion est d'environ 30° par rapport à la ligne condylienne de l'extrémité distale de l'humérus (Rockwood *et al.*, 2009) (Figure 1.4 (c)).

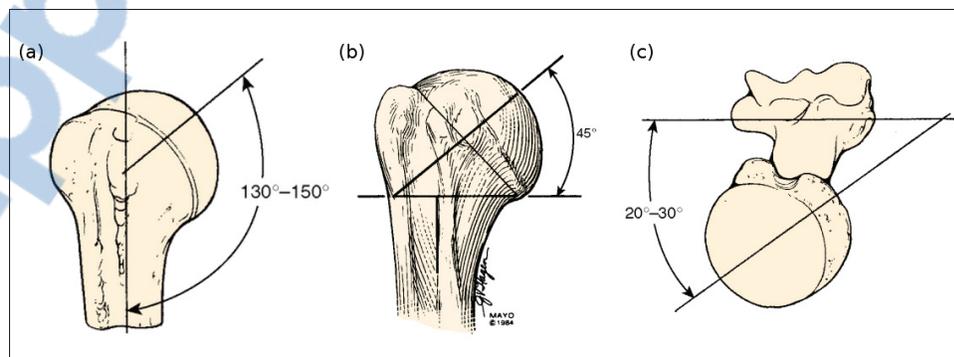


Figure 1.4 Orientation de la tête humérale : (a) Inclinaison par rapport à la diaphysie humérale (b) Inclinaison vers le haut (c) Rétroversion
Tirée de Rockwood *et al.* (2009)

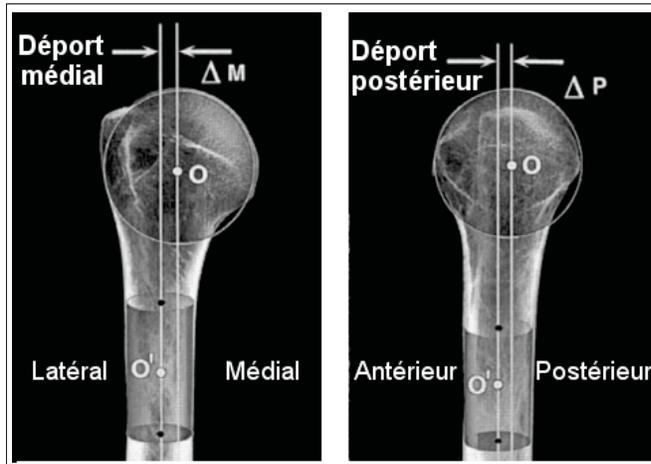


Figure 1.5 Déports médio-latéral et antéro-postérieur du centre de la tête humérale
Adaptée de Boileau et Walch (1997)
(traduction libre)

B. Glène

Il s'agit de la partie de la scapula qui se trouve en vis à vis de la tête humérale. De forme concave très aplatie, sa forme ressemble le plus souvent à une virgule inversée ou à une poire (Rockwood *et al.*, 2009) (Figure 1.6). Ses dimensions sont de l'ordre de 35 mm en vertical, 25 mm en transverse et sa surface d'environ 6 à 8cm² (Prescher et Klümpen, 1995; Rockwood *et al.*, 2009). Le rayon de courbure de la glène est en moyenne 2.3 mm plus grand que celui de la tête humérale (Iannotti *et al.*, 1992). Plus spécifiquement, il semble que la glène soit plus courbée, et donc plus profonde, dans la direction inféro-supérieure que dans la direction antéro-postérieure (Mcpherson *et al.*, 1997).

L'inclinaison correspond à l'angle de la glène dans le plan frontal, formé par la ligne verticale passant par la partie supérieure de la glène et la droite joignant le haut et le bas de la glène (Chiavassa-Gandois *et al.*, 2010) (Figure 1.7). Cette mesure est très variable entre les individus : elle est rapportée comme étant comprise entre -7° et +24.9° (Churchill *et al.*, 2001a; Maurer *et al.*, 2012; Iannotti *et al.*, 2013).

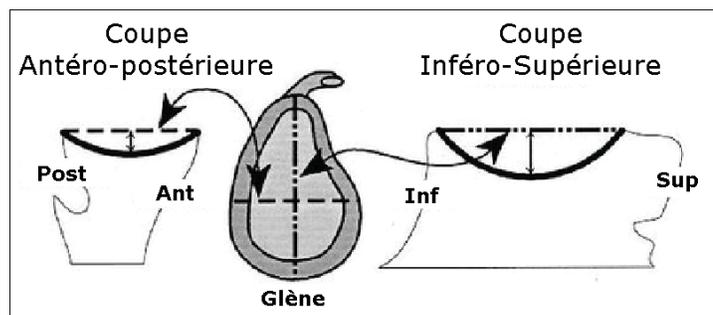


Figure 1.6 Glène : forme et profondeur de la cavité.
Adaptée de Matsen (2013) (traduction libre)

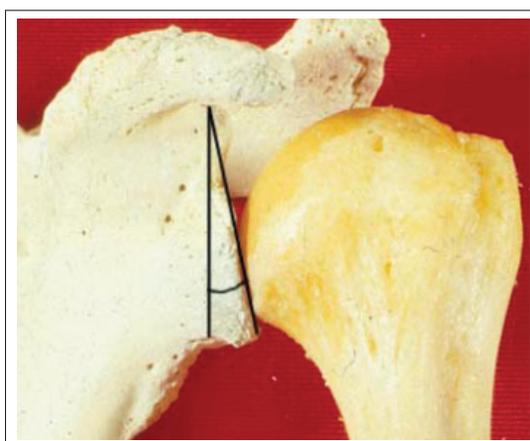


Figure 1.7 Inclinaison de la glène.
Tirée de Chiavassa-Gandois *et al.* (2010)

La version, définie comme l'angle formé par la ligne centrale de la glène et le plan de la scapula (Figure 1.8), est un paramètre morphologique hautement variable entre les individus et tous les auteurs ne s'entendent pas complètement sur sa valeur. Toutes études confondues et considérées dans cette revue de littérature, la version semble être comprise entre -14° (antéversion) et $+10^\circ$ (rétroversion) (Cyprien *et al.*, 1983; Mallon *et al.*, 1992; Mcpherson *et al.*, 1997; Gallino *et al.*, 1998; Churchill *et al.*, 2001a; Scalise *et al.*, 2008). Dans une étude de Saha (1983), il a été démontré que 75% des surfaces glénoïdiennes présentent une rétroversion en moyenne de 7.4° et qu'environ 25% présentent une antéversion comprise entre -2 et -10° . Divers facteurs peuvent expliquer ces différences,

telles que le sexe, la provenance ethnique ou encore la présence de pathologies telles que rupture de coiffe des rotateurs, arthrite ou luxations chroniques.

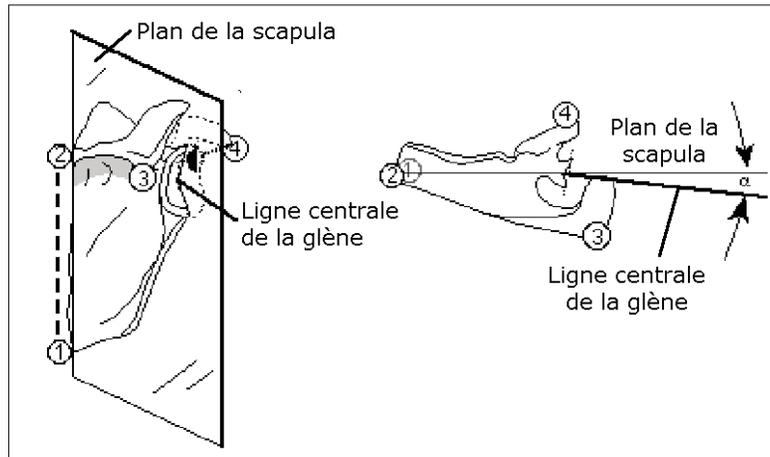


Figure 1.8 Version de la glène.
Adaptée de Matsen (2013) (Traduction libre)

C. Résumé

Les variabilités des différents paramètres morphologiques cités sont résumées dans le tableau 1.1.

Tableau 1.1 Valeurs minimales, moyennes et maximales des principaux paramètres morphologiques de la tête humérale et de la glène.
Adapté de Lemieux (2013)

Paramètre morphologique		Min	Moy	Max
<i>Tête humérale</i>	Rayon	16 mm	26 mm	36 mm
	Épaisseur	11.1 mm	17.3 mm	24 mm
	Angle de version	115°	136.1°	152°
	Déport médial	0.1 mm	6.6 mm	14 mm
	Déport postérieur	-3 mm	1.8 mm	9.1 mm
<i>Glène</i>	Rayon de courbure - Antéro-Postérieur	26.6 mm	40.6 mm	44.6 mm
	Rayon de courbure - Inféro-Supérieur	24.6 mm	32.2 mm	39.8 mm
	Hauteur	16.7 mm	36.4 mm	47 mm
	Largeur	19.7 mm	26.8 mm	37 mm
	Version	-13.7°	-0.1°	10.5°
	Inclinaison	-7°	6.3°	24.9°

1.2.2 Mobilité de l'articulation glénohumérale

1.2.2.1 Cinématique de l'articulation glénohumérale

L'articulation glénohumérale (GH) est une énarthrose, c'est-à-dire qu'elle met en relation deux surfaces sphériques (la tête humérale et la glène). Elle a longtemps été décrite comme une liaison sphérique parfaite ("ball-and-socket"), ne permettant donc que trois degrés de libertés pour les trois rotations. On sait maintenant qu'il existe en réalité de petites translations de la tête humérale par rapport à la glène lorsque le bras est élevé. Selon les études, elles sont reportées comme étant comprises entre 3 et 9 mm dans la directions inférieure - supérieure (IS) et entre 2.5 et 5.5 mm dans la direction antérieure - postérieure (AP) (Wuelker *et al.*, 1995; Beaulieu *et al.*, 1999; Graichen *et al.*, 2000, 2005; Sahara *et al.*, 2007; Massimini *et al.*, 2012).

Soslowsky *et al.* (1992) ont pu relever la position et la surface de contact entre la tête humérale et la glène sur cadavres dépourvus de pathologies. L'étude a révélé que la position de la tête humérale par rapport à la glène évolue principalement dans le quadrant postéro-supérieur. Ceci a été récemment confirmé in-vivo par Bey *et al.* (2011) et par Massimini *et al.* (2012).

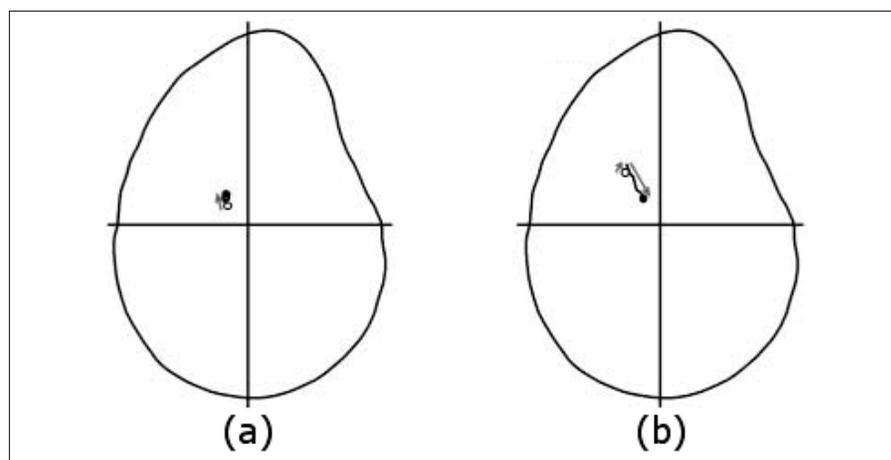


Figure 1.9 Position de la tête humérale par rapport à la glène.
 (a) Cas d'une épaule saine ; (b) Cas d'une épaule après réparation de
 rupture des muscles de la coiffe des rotateurs

Adaptée de Bey *et al.* (2011)

Il faut toutefois noter que la quantité de translations, tout comme la position exacte de la tête par rapport à la glène restent encore sujets à débat, en particulier dans le cas d'articulations pathologiques. Il semblerait en effet que ces valeurs dépendent largement de l'état de la coiffe, de la présence d'arthrose ou encore de la quantité d'infiltration graisseuse. La présence d'une prothèse et le design des implants pourraient également avoir une influence.

1.2.2.2 Le rythme scapulo-huméral

Le "rythme scapulo-huméral" (RSH) joue un rôle dans la cinématique de l'épaule, puisque c'est lui qui permet, entre autres, de réaliser de grandes amplitudes d'élévation du bras. En effet, sans RSH, l'articulation GH ne permettrait des mouvements d'élévation du bras que de l'ordre de 90° (Pagare, 2014).

Le RSH correspond à des mouvements coordonnés des articulations GH, scapulo-thoracique et du rachis, dans des proportions différentes (Poppen et Walker, 1976). Même si l'on observe quelques différences entre les valeurs rapportées dans les études, un rythme moyen de 1° de rotation de la scapula pour 2° d'élévation de l'humérus est souvent admis (Blaimont, 2006) (Figure 1.10 et tableau 1.2 (a)).

Le débat est plus ouvert concernant les valeurs précises du RSH (Peterson et Bronzino, 2007; Pallot, 2011) (tableau 1.2 (b)) Outre des réflexions concernant le ratio exact, les discussions s'articulent également au sujet du moment du début de la bascule de la scapula (Peterson et Bronzino, 2007). S'il semble clair que les 30 premiers degrés ne sont que le résultat de l'articulation GH, le rôle de chacun des os pour des amplitudes d'abduction plus importantes est plus flou. Ainsi, de 30° à 60°, le sens de la bascule est incertain. Par la suite, une phase intermédiaire est rapportée. Celle-ci diffère selon les études.

Par ailleurs, différents facteurs affectent ce rythme. Citons, parmi ceux-ci, la vitesse d'élévation du bras (de Groot *et al.*, 1998), la présence d'une charge (Pascoal *et al.*, 2000), l'âge (Dayanidhi *et al.*, 2005) ou encore la présence de douleurs, conduisant à la mise en place de méthodes de compensation de la part du patient (Scibek *et al.*, 2009).

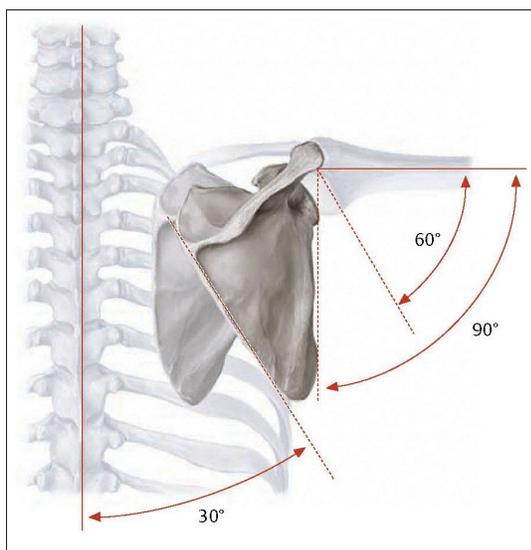


Figure 1.10 Rythme Scapulo-Huméral.
Tirée de Schünke *et al.* (2006)

Tableau 1.2 Rythme Scapulo-Huméral (RSH) rapporté dans diverses études.
Adapté de Peterson et Bronzino (2007) et Pallot (2011)

(a) RSH total (abduction complète)

Auteur	RSH	Auteur	RSH
Inman <i>et al.</i> (1944)	2 :1	De Wilde <i>et al.</i> (2004)	2.7 :1
Freedman et Munro (1966)	1.35 :1	Dayanidhi <i>et al.</i> (2005)	2.4 :1
Doody <i>et al.</i> (1970)	1.74 :1	Illyés et Kiss (2007)	2.2 :1
Saha (1971)	2.3 :1	Crosbie <i>et al.</i> (2008)	3.3 :1
McClure <i>et al.</i> (2001)	1.7 :1	Yoshizaki <i>et al.</i> (2009)	3.4 :1
Rundquist <i>et al.</i> (2003)	1.5 :1		

(b) RSH détaillé

Auteur	Phase	RSH
Poppen et Walker (1976)	0 à 24°	4.3 :1
	Au-delà de 24°	1.25 :1
McQuade et Smidt (1998)	0 à 40%	3.2 :1
	40 à 60%	3.6 :1
	60 à 80%	4.0 :1
	80 à 100%	4.3 :1
Graichen <i>et al.</i> (2001)	À 30°	2.5 :1
	À 90°	2.0 :1
	À 120°	2.3 :1
Dayanidhi <i>et al.</i> (2005)	60 à 90°	2.0 :1
	90 à 125°	2.6 :1

1.2.2.3 Muscles de l'articulation glénohumérale

Les principaux muscles qui composent l'articulation glénohumérale (GH) sont le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs (Figure 1.11).

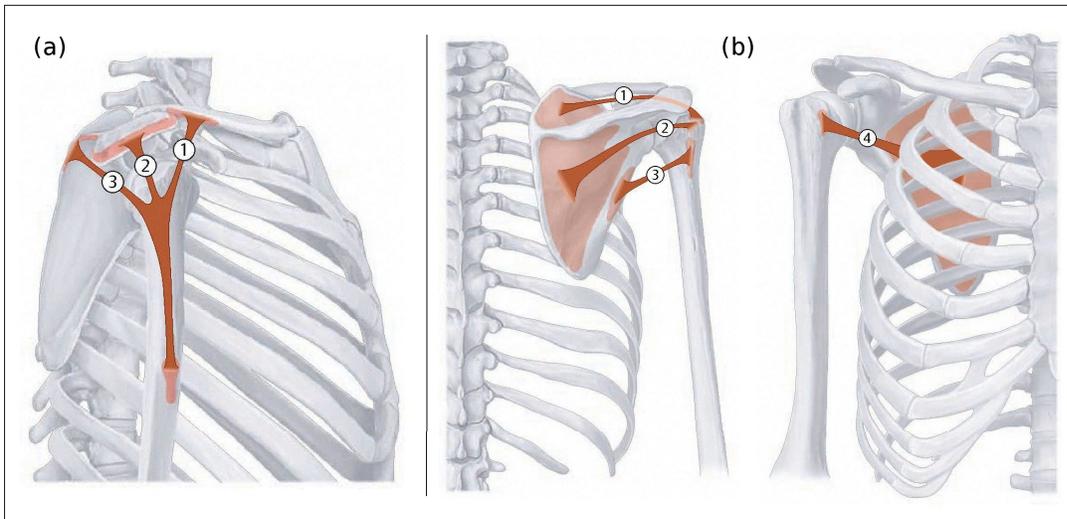


Figure 1.11 Muscles de l'articulation glénohumérale.

(a) Vue sagittale : deltoïde - ① Chef antérieur, ② Chef moyen, ③ Chef postérieur

(b) Vue frontale : muscles de la coiffe des rotateurs

Vue de face : ① *Supraspinatus* (*Sus-épineux*), ② *Infraspinatus* (*Sous-épineux*),
③ *Teres Minor* (*Petit rond*)

Vue de dos : ④ *Subscapularis* (*Subscapulaire*)

Tirée de Schünke *et al.* (2006)

Le nom "deltoïde" vient du mot grec « delta » en raison de sa forme en triangle (Nobuhara, 2003). Il trouve son origine au niveau de la clavicule, de l'acromion et de l'épine de la scapula. Sa terminaison se situe à la tubérosité deltoïdienne de l'humérus. Il est constitué de trois chefs, nommés antérieur, moyen et postérieur. C'est en particulier le faisceau moyen qui permet l'élévation du bras.

La coiffe des rotateurs est un ensemble fonctionnel composé de quatre muscles, à savoir le supraspinatus (sus-épineux), l'infraspinatus (sous-épineux), le subscapularis (subscapulaire) et le teres minor (petit rond). Leur action est double. D'un côté, l'ensemble des muscles de la

coiffe des rotateurs agissent en synergie pour créer une composante abaisseuse lors du mouvement d'élévation du bras et assurent ainsi une bonne rotation de la tête humérale sur la glène (Billuart *et al.*, 2008). D'un autre côté, chacun des muscles possède son propre rôle. Le supraspinatus, qui relie la fosse supra-épineuse de la scapula au tubercule majeur de l'humérus, semble agir comme centreur de la tête sur la glène en créant une force de compression. Il a également un rôle d'abducteur en particulier dans les premiers degrés de l'abduction (Rockwood *et al.*, 2009). Le subscapularis s'étend de la fosse subscapulaire sur la scapula au tubercule mineur de l'humérus ; il agit ainsi comme rotateur médial. Enfin, le teres minor (petit rond) et l'infraspinatus, du fait de leurs insertions, sont les deux muscles rotateurs externes.

1.2.2.4 Forces musculaires et force de réaction glénohumérale

L'ensemble des muscles, en générant des forces musculaires, permet la mise en mouvement de l'épaule. Ceci se traduit par l'application d'une force de réaction à l'articulation glénohumérale (GH-JRF). Selon une étude réalisée par Inman *et al.* (1944), la force maximale développée par la coiffe des rotateurs, d'environ neuf fois le poids du bras, serait obtenue pour 60° d'abduction. D'un autre côté, la force générée par le deltoïde à 90° d'abduction serait de l'ordre de huit fois le poids du bras, créant une force de compression glénohumérale d'environ une fois et demi le poids du corps.

Considérant l'abduction, le deltoïde et le supraspinatus sont les principaux muscles acteurs du mouvement. L'action d'un ou de ces deux muscles influence grandement la direction de la GH-JRF (Rockwood *et al.*, 2009) (Figure 1.12).

1.2.3 Stabilité de l'articulation glénohumérale

La stabilité de l'articulation glénohumérale (GH) est assurée par deux types de structures. D'une part, les ligaments et les tissus mous appliquent des forces dites "passives", qui sont le résultat d'une élévation ou d'une compression. Ce type de force n'est pas le résultat d'une ac-

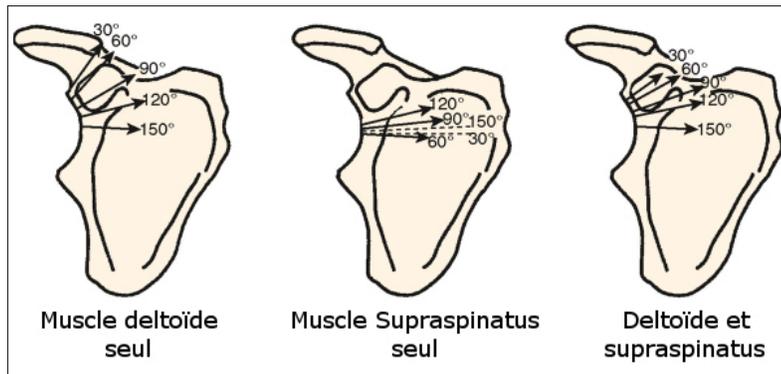


Figure 1.12 Force de réaction glénohumérale
Adaptée de Rockwood *et al.* (2009) (traduction libre)

tivation due à des influx nerveux. À l'inverse, les muscles appliquent des forces dites "actives" car elles sont développées à partir d'une excitation.

Après avoir défini la notion d'instabilité, ces deux types de structures sont décrites en détail dans la suite de cette section.

1.2.3.1 Notion d'instabilité

Il est important de différencier la laxité et l'instabilité. En effet, la laxité décrit un état asymptotique, correspondant aux translations possibles de la tête humérale par rapport à la glène nécessaires pour permettre des mouvements normaux de l'épaule (Iannotti et Williams, 2007). Elle peut être affectée entre autre par l'âge et le sexe ; on trouve donc une grande variabilité entre les individus (Harryman II *et al.*, 1992).

A l'inverse, l'instabilité est un état pathologique. De manière extrême, elle peut être vue comme une luxation de l'articulation. Cette dernière ne peut pas survenir tant que la force de réaction glénohumérale (GH-JRF) est dirigée à l'intérieur d'un « arc glénoïdien » (Figure 1.13) (Rockwood *et al.*, 2009). Cliniquement, le terme d'instabilité renvoie donc à de trop grands déplacements de l'humérus sous des conditions de force données (Soslowsky *et al.*, 1997; Veeger et van der Helm, 2007). La GH-JRF est directement dépendante des différents éléments stabilisateurs, tant passifs qu'actifs (Rockwood *et al.*, 2009). Les structures passives sont utiles

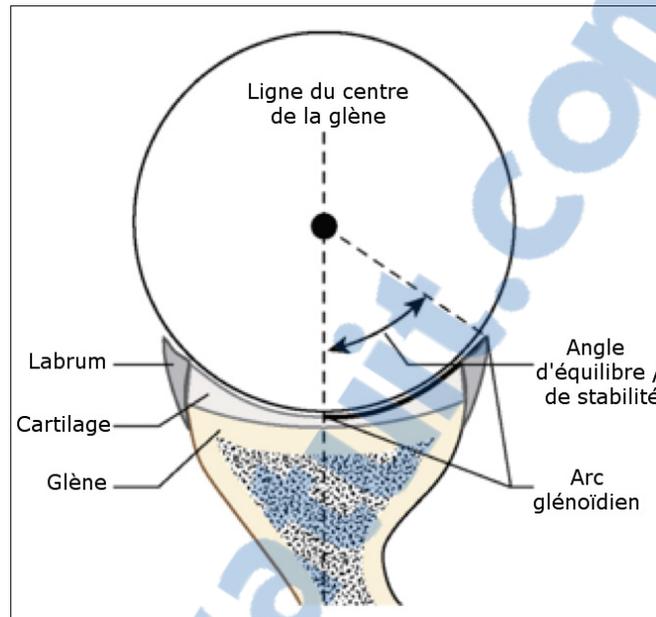


Figure 1.13 Arc glénoïdien
Adaptée de Iannotti et Williams (2007)
(traduction libre)

principalement lorsque le bras est au repos ou en fin de mouvement mais ne suffisent plus aux amplitudes moyennes de mouvements, d'où la présence des structures actives (Veeger et van der Helm, 2007; Billuart *et al.*, 2008; Hurov, 2009). Ainsi, ces éléments stabilisateurs créent des forces stabilisatrices, qui sont modulées en fonction de leur rôle dans le mouvement ou le maintien en position du bras. Cette modulation se reflète par la suite sur la GH-JRF.

1.2.3.2 Stabilisateurs passifs

A. Ligaments

Les ligaments glénohuméraux jouent un rôle majeur, principalement lors des amplitudes de mouvement extrêmes (Turkel *et al.*, 1981; Warner *et al.*, 1992; Matsen *et al.*, 1994). Tel que présenté sur la Figure 1.14, l'articulation glénohumérale (GH) est composée d'un vaste ensemble ligamentaire, dont le rôle de chacun dans la stabilisation GH reste sujet à débat.

Le ligament glénohuméral supérieur (SGHL) est tantôt décrit comme ayant un rôle minimal (O'Brien *et al.*, 1990; O'Connell *et al.*, 1990) ou à l'inverse comme le principal stabilisateur (Cooper *et al.*, 1992). En comparaison au ligament coraco-huméral (CHL), là encore les avis divergent. Une étude cadavérique évaluant les propriétés d'élongation et de résistance ont montré que le SGHL semble moins robuste, suggérant donc que le CHL serait un plus important stabilisateur (Boardman *et al.*, 1996). À l'inverse, une étude histologique rapportait le SGHL comme principal stabilisateur de l'articulation GH alors que le CHL n'était vu que comme un "mince pli de tissu" (Cooper *et al.*, 1992).

Concernant le ligament inférieur (IGHL), les auteurs semblent plus s'entendre sur son rôle important pour la stabilisation GH, en particulier dans la retenue des translations dans la direction inférieure-supérieure (Warner *et al.*, 1992; Motzkin *et al.*, 1998; Urayama *et al.*, 2001)

Une récente étude de Massimini *et al.* (2012), étudiant les élongations ligamentaires in-vivo pour des abductions en rotation neutre, interne et externe rapportait les conclusions suivantes :

- le ligament glénohuméral supérieur (SGHL) est fonctionnel pour des amplitudes de 0° à 45° d'abduction,
- le ligament glénohuméral moyen (MGHL) présente de plus grandes élongation et sur de plus larges amplitudes que le SGHL, ce qui rejoint les observations de Warner *et al.* (1992),
- la bande antérieure du ligament glénohuméral inférieur (AB-IGHL) est allongée principalement lorsque l'articulation est en rotation externe ; ceci confirme le rôle de retenue de la subluxation antérieure lors de la rotation externe,
- la bande postérieure du ligament glénohuméral inférieur (PB-IGHL) a une élongation maximum pour 90° d'abduction en rotation interne, ce qui confirme les conclusions de O'Brien *et al.* (1990) et de Warner *et al.* (1992).

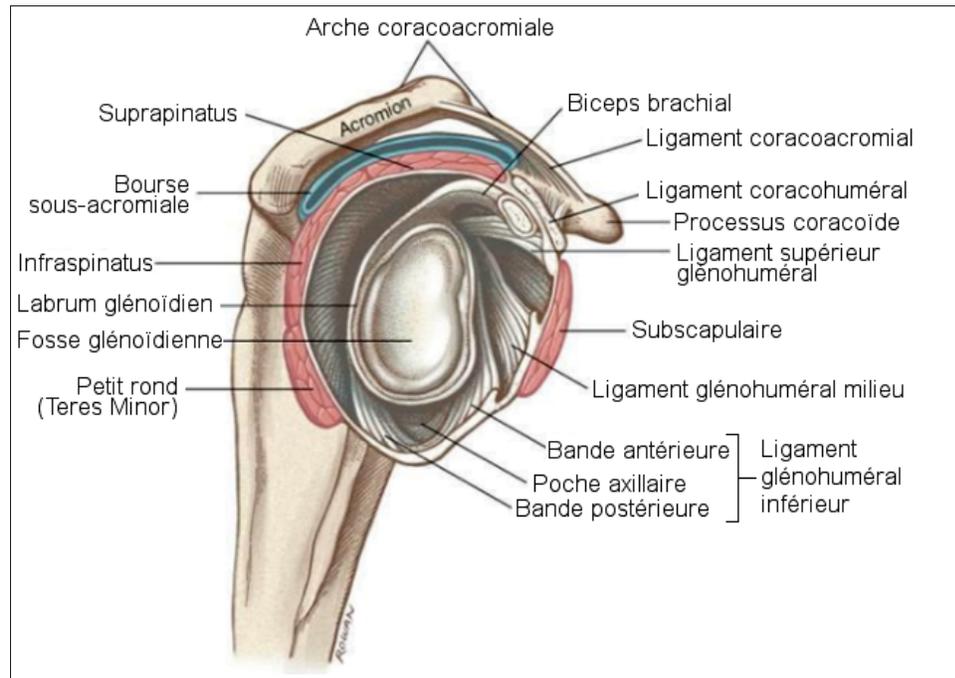


Figure 1.14 Ligaments de l'articulation glénohumérale
Adaptée de Neumann (2009) (traduction libre)

Quels que soient les ligaments, leurs comportements peuvent être caractérisés au moyen de courbes force - déformation obtenues le plus souvent par essai de traction dans différentes directions sur pièces cadavériques. Le patron de ces courbes, comprenant quatre zones caractéristiques, est constant entre les ligaments. Par contre, les forces et déformations diffèrent en fonction des caractéristiques structurelles du ligament. Un exemple de ce patron est présenté à la Figure 1.15, et les numéros indiqués dans la suite de ce paragraphe se réfèrent à ceux de l'illustration. La première partie, de l'origine au repère "1", caractérise le moment où le ligament est totalement relâché et n'exerce donc aucune force passive. La partie suivante, entre les repères "1" et "2", représente le moment où le ligament crée effectivement une force passive. Elle est nommée "zone de déformation élastique", caractérisée par une raideur linéaire. Dans cette zone, une fois la force de traction relâchée, le ligament retrouve sa dimension originale. La partie suivante, pour des déformations comprises entre "2" et "3", est la zone de déformation plastique, qui correspond aux forces à partir desquelles le ligament subira une déformation permanente

suite au relâchement de la force de traction. Au-delà, à partir du repère "3", il y a rupture du ligament.

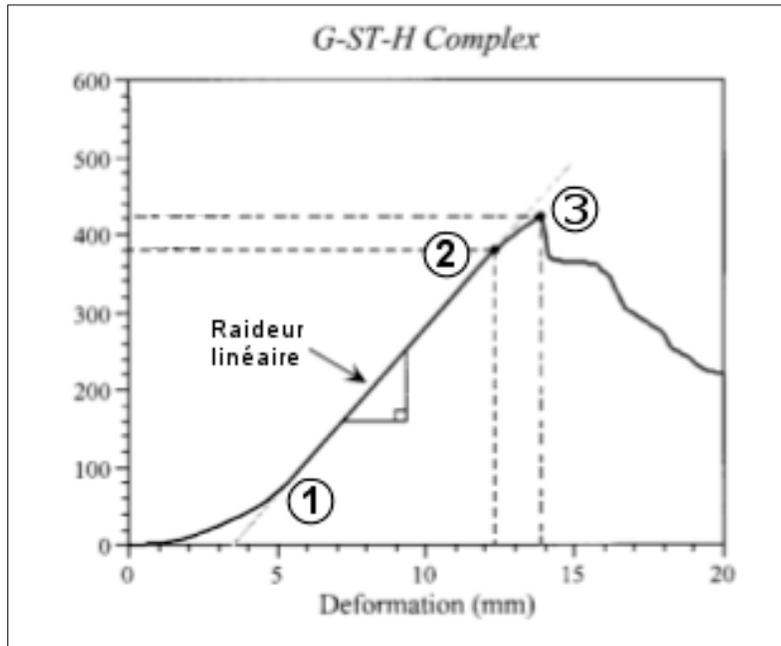


Figure 1.15 Courbe Force - Déformation d'un ligament
Adaptée de McMahon *et al.* (2001) (traduction libre)

Le modèle mathématique utilisé pour décrire le comportement ligamentaire force - déformation est souvent de type polynomial du 4^{ème} ordre. Citons, par exemple pour le ligament inférieur, le modèle de Warner *et al.* (1999) basé sur les mesures de Bigliani *et al.* (1992), où F est la force de traction et Δl la déformation :

$$F = 5.62 - 1.68\Delta l - 1.12\Delta l^2 + 0.9\Delta l^3 - 0.05\Delta l^4 \quad (1.1)$$

B. Conformité et contrainte de l'articulation

La forme même des surfaces impliquées dans l'articulation semble avoir un rôle important dans la stabilisation de l'épaule (Anglin *et al.*, 2000b) et ceci alors que, quelle que soit la position considérée, seulement 25 à 30% de la tête humérale est en contact avec la glène (Rockwood *et al.*, 2009).

Le design de l'articulation fait intervenir deux notions fondamentales à savoir la conformité et la contrainte (Marra et Flatow, 1999; Boileau et Walch, 2001; Walch *et al.*, 2002) (Figure 1.16). La conformité, également appelée mismatch ou encore congruence, correspond à la différence de rayon de courbure entre la glène et la tête. Une articulation parfaitement conforme a ainsi un rayon de courbure de la tête humérale équivalent à celui de la glène. La contrainte, quant à elle, est la quantité de surface de la tête humérale recouverte par la glène. Elle est indépendante du degré de congruence mais est liée à la profondeur et à la taille de l'articulation.

Il est à noter que la glène normale n'est pas parfaitement symétrique. En effet, elle est plus contrainte, ou en d'autres termes la profondeur est plus importante, dans la direction inférieure-supérieure (IS) que dans la direction antérieure-postérieure (AP). En effet, en terme de recouvrement de la tête humérale, la glène couvre environ 65° d'arc de surface humérale dans la direction IS pour 50° d'arc dans la direction AP (Mcpherson *et al.*, 1997).

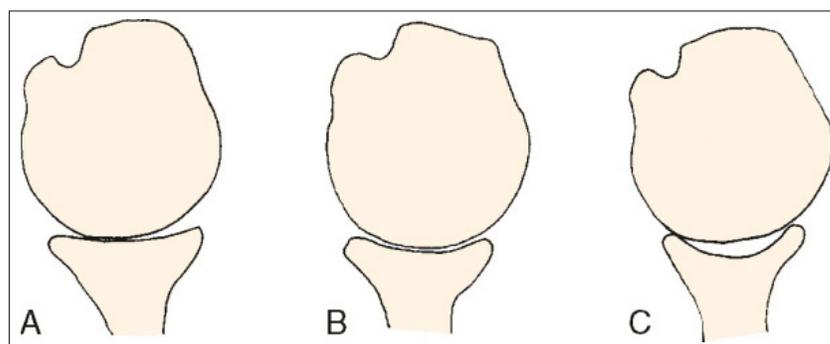


Figure 1.16 Conformité de l'articulation glénohumérale
 A. Surface glénoïdienne peu profonde, B. Surfaces conformes, C. Surface glénoïdienne excessivement profonde
 Tirée de Rockwood *et al.* (2009)

C. Labrum glénoïdien

Le labrum, qui correspond à une extension cartilagineuse de la cavité glénoïdienne (Fi-

gure 1.14) améliore encore la stabilisation antérieure de l'articulation glénohumérale (Billuart *et al.*, 2008). Il permet en effet d'augmenter la surface de contact et la profondeur de l'articulation, sans augmenter les contraintes grâce à une flexibilité plus importante que la glène. Il joue donc un rôle de contrainte de l'articulation en créant une cavité glénoïdienne de l'ordre de 5mm de profondeur (Howell et Galinat, 1989).

1.2.3.3 Stabilisateurs actifs

Au-delà de leur rôle commun de génération du mouvement, les muscles permettent également la stabilisation de cette articulation instable. Il est possible de distinguer deux groupes de muscles qui sont les coapteurs transversaux et les coapteurs longitudinaux (Kapandji, 2005).

Alors que la portion médiane du deltoïde est le principal élément permettant l'élévation du bras, les autres chefs de ce muscle permettent d'enserrer complètement la tête humérale. C'est le seul muscle latéral de l'épaule. C'est donc lui qui a le plus grand rôle dans la coaptation longitudinale. De plus, une récente étude a montré le rôle de la portion médiane comme coaptateur, jouant donc également un rôle de stabilisateur (Hereter Gregori *et al.*, 2012).

Les coapteurs transversaux se retrouvent principalement au niveau des muscles de la coiffe des rotateurs. Ce sont en effet surtout eux qui permettent de compresser la tête humérale contre la surface concave de la glène et le labrum (Hsu *et al.*, 1997; Lee *et al.*, 2000; Billuart *et al.*, 2008). C'est notamment cette compression qui permet d'obtenir une rotation concentrique de la tête humérale. Ce concept est particulièrement important au moment des mouvements de moyenne et de fin d'amplitude de l'articulation glénohumérale (GH) (Labriola *et al.*, 2005).

1.3 Pathologies de l'épaule et traitement par arthroplastie totale anatomique

1.3.1 Principales pathologies de l'épaule nécessitant une arthroplastie

Les principales pathologies de l'épaule demandant un traitement par arthroplastie peuvent être classées en trois catégories : les fractures, l'usure des surfaces articulaires ainsi que les ruptures

de coiffe des rotateurs et plus particulièrement les ruptures massives (RMCR) (Cofield, 2008). Ceci est résumé dans le tableau 1.3.

Tableau 1.3 Types de prothèses et principales pathologies de l'épaule.
Tirée de Farron (2006)

Types de prothèses	Conditions locales	Indications
Hémi-prothèse humérale	Atteinte limitée au versant huméral	Fractures complexes de la tête humérale Ostéonécrose de la tête humérale
Hémi-prothèse humérale	Usure osseuse avancée de la glène	Polyarthrite rhumatoïde en fin d'évolution
Prothèse totale anatomique	Atteinte des 2 versants + coiffe compétente	Omarthrose Arthrites rhumatismales
Prothèse totale inversée (contrainte)	Atteinte des 2 versants + coiffe incompétente	"Cuff Tear Arthropathy" Chirurgie de reprise

A. Fractures

Une prothèse peut être envisagée pour les fractures impliquant l'extrémité supérieure de l'humérus, comportant alors plusieurs fragments très déplacés et en particulier chez le sujet âgé.

B. Usure des surfaces articulaires

L'usure des surfaces articulaires peut être en rapport avec l'arthrose, l'arthrite inflammatoire, la nécrose de la tête humérale ou encore des traumatismes anciens de l'épaule. L'arthrose, qui se développe de la même manière que dans d'autres articulations telles que la hanche ou le genou, est également responsable d'usure articulaire précoce. Il s'agit d'une pathologie courante, consistant en la destruction progressive du cartilage. La douleur se ressent lors de la mobilisation du bras, mais même parfois au repos. La mobilité est diminuée en raison de l'usure des surfaces et de la présence d'ostéophytes.

C. Ruptures de coiffe des rotateurs

Le terme "rupture de la coiffe des rotateurs" fait référence à la rupture d'un ou de plusieurs des tendons de cet ensemble musculaire, i.e. supraspinatus, infraspinatus, subscapularis et/ou petit rond 1.11.

Le tendon le plus couramment touché est le supraspinatus et il semble qu'environ 20% de la population souffre d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) (Yamamoto *et al.*, 2010). Cette dernière, également nommée rupture transfixiante globale, est décrite comme étant une rupture du tendon du supraspinatus et d'au moins un autre des muscles de la coiffe des rotateurs (Gerber *et al.*, 2000) ; la mention d'une RMCR fait également référence à la taille de la rupture : 1 cm est considéré comme étant une petite lésion, 1-3 cm une lésion moyenne, 3-5 cm une grande lésion et plus de 5 cm une lésion massive (Gomoll *et al.*, 2004). Le terme "cuff tear arthropathy" (CTA) a également été introduit en 1983 par Neer *et al.* (1983). Cette condition correspond à une destruction combinée de la coiffe des rotateurs et des os de l'articulation GH.

Tel que décrit précédemment (voir le §1.2.3), la coiffe des rotateurs assure une stabilisation active de l'articulation GH. Par conséquent, une rupture d'un de ses muscles conduit à une instabilité de l'articulation GH dans les directions transverse (antérieur-postérieur) et/ou verticale (inférieure-supérieure). Elle est d'autant plus marquée que la rupture est importante, en terme de taille et de nombre de tendons touchés. S'ensuit une diminution et un changement de direction de la force de réaction glénohumérale (GH-JRF)(Parsons *et al.*, 2002).

Cette modification des forces articulaires normales induit des perturbations dans la biomécanique articulaire. Cliniquement, on observe une migration supérieure de la tête humérale en raison de l'absence de forces opposées au muscle deltoïde (Zuckerman *et al.*, 2000). Il a en effet été clairement mis en avant que la coiffe des rotateurs s'oppose à la translation supérieure de la tête humérale (Sharkey et Marder, 1995) (Figure 1.17).

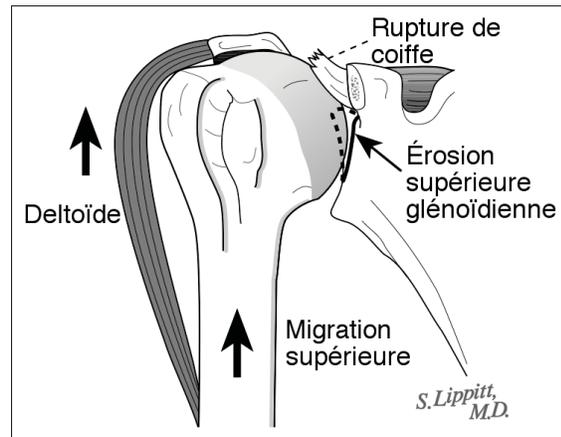


Figure 1.17 Migration de la tête humérale en cas de rupture de coiffe des rotateurs
Adaptée de Matsen et Lippitt (2004)
(traduction libre)

Dans les cas les plus prononcés, la tête humérale n'a plus un mouvement normal avec la glène mais va plutôt s'articuler avec le bord supérieur de la glène et l'arche coraco-acromiale. Cette dernière correspond à une arche formée par l'acromion, le ligament coraco-acromial et le processus coracoïde (Figure 1.18). Cet important changement peut, à terme, conduire à une déformation de la tête humérale (fémoralisation) et à un arrondissement prononcé de l'arche coraco-acromiale (acétabularisation) (Favard *et al.*, 1999)

Une importante douleur, associée à ces modifications biomécaniques, empêche le mouvement. S'ensuit une atrophie des muscles menant, à terme, à un manque complet de force, de telle sorte qu'il n'est plus possible d'élever le bras (mouvement d'abduction dans le plan de la scapula).

1.3.2 Les prothèses totales

Tel que décrit dans le tableau 1.3, deux types de prothèses totales existent : les prothèses totales anatomiques (TSA) et celles dites inversées (RSA). Ces deux mécanismes sont présentés ci-dessous afin de bien les distinguer. Toutefois, la suite du document se concentrera sur les

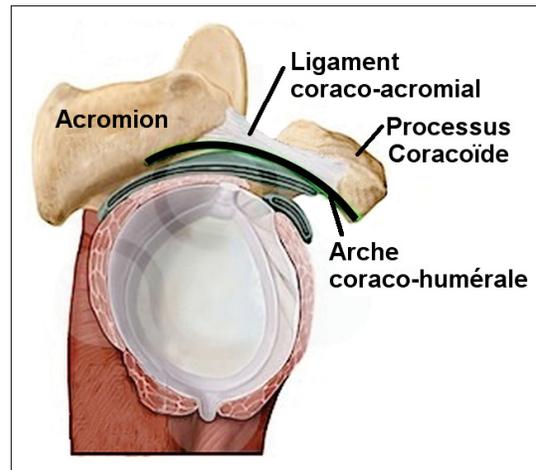


Figure 1.18 Arche coraco-acromiale.
Adaptée de Funk (2005) (traduction libre)

prothèses totales anatomiques, qui sont les plus utilisées chez des patients jeunes (moins de 65ans) sans rupture massive de la coiffe des rotateurs.

1.3.2.1 La prothèse totale anatomique

L'indication la plus courante pour l'utilisation de l'arthroplastie totale de l'épaule est l'arthrose. Elle est associée à une contracture de la capsule antérieure, une usure supérieure de la glène et, à l'occasion, d'une subluxation postérieure de l'humérus. Les taux de satisfaction sont meilleurs lors du traitement de cette pathologie que pour d'autres affections telles que l'arthrite inflammatoire, ou encore les ruptures de coiffe des rotateurs (Cofield, 2008).

La prothèse totale anatomique reproduit l'anatomie de l'articulation complète, c'est-à-dire qu'elle est formée d'un composant huméral sphérique et d'un implant glénoïdien concave (Figure 1.19 (Figure A)). C'est dans les années 1950 que le design semblable à celui que l'on connaît actuellement a été développé. Il est le résultat de travaux de plusieurs orthopédistes tels que Krueger (1951) ou encore Neer (1990).

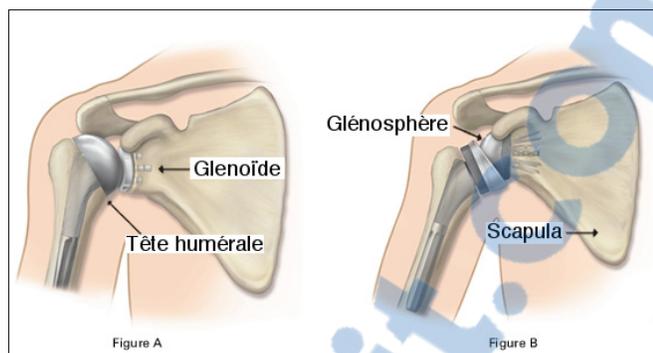


Figure 1.19 (Figure A) Prothèse totale anatomique versus (Figure B) Prothèse totale inversée
Adaptée de Exactech (2014) (traduction libre)

1.3.2.2 La prothèse totale inversée

Les prothèses inversées sont formées d'un composant glénoïdien convexe et d'une tête humérale concave (Figure 1.19 (Figure B)). Ce concept a été développé en 1985 par Grammont et Baulot (1993) qui souhaitent apporter une réponse au problème de restauration de la mobilité par des systèmes non contraints dans le cas de patients présentant une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) ou une "Cuff Tear Arthropathy" (CTA) (Drake *et al.*, 2010; Nam *et al.*, 2010; Nolan *et al.*, 2011). Ce type de prothèse a pour objectif de médialiser et abaisser le centre de rotation de l'articulation glénohumérale, en se basant sur les observations suivantes (Grammont et Baulot, 1993; Katz et Valenti, 2005) :

- une médialisation de 10 mm du centre de rotation entraîne une augmentation du moment de 20%,
- un abaissement du centre de rotation de 10 mm entraîne une augmentation du moment de 30% et accessoirement diminue le conflit supérieur.

Cet intérêt de la médialisation sur la tension du deltoïde en comparaison à des prothèses anatomiques a été vérifié par une analyse aux éléments finis (Terrier *et al.*, 2008).

Il faut toutefois noter l'importance d'avoir un muscle deltoïde fonctionnel car ce mécanisme utilise son plein potentiel. De plus, des taux élevés de complications (jusqu'à 50%) et de révisions (jusqu'à 33%) sont rapportés (Bell et Bigliani, 2007; Nam *et al.*, 2010). La présence

d'encoches scapulaires (jusque 96%) est également un fait inquiétant, d'autant que les conséquences cliniques à long terme ne sont que mal connues. Pour ces raisons, ce type de prothèse reste réservé à une population très spécifique : en première opération, les prothèses totales inverses doivent être réservées à des patients âgés (<70-75 ans) présentant une RMCR ou une CTA (Juvenspan *et al.*, 2005).

1.3.3 Complications majeures de l'arthroplastie totale anatomique non-conforme

1.3.3.1 Le descellement glénoïdien, principale complication

A. La stabilité de l'épaule : un facteur majeur

Le descellement du composant glénoïdien est défini par une migration, une dislocation ou une ligne radio-opaque de plus de 2 mm autour de l'implant. Diverses études ont rapporté le descellement glénoïdien comme étant la complication la plus courante suite à des arthroplasties totales d'épaule (Bohsali *et al.*, 2006; Chin *et al.*, 2006; Gonzalez *et al.*, 2011; Namdari *et al.*, 2011). Une des causes majeures de cette complication serait l'instabilité de l'épaule lors des mouvements. En effet, dans ce cas, une trop grande liberté de translation de la tête par rapport à la glène conduit à une application excentrée des forces de contact de la tête sur la glène. Ceci a été décrit par Franklin *et al.* (1988) sous le terme de "effet de cheval à bascule" (*rocking horse effect*) (Figure 1.20).

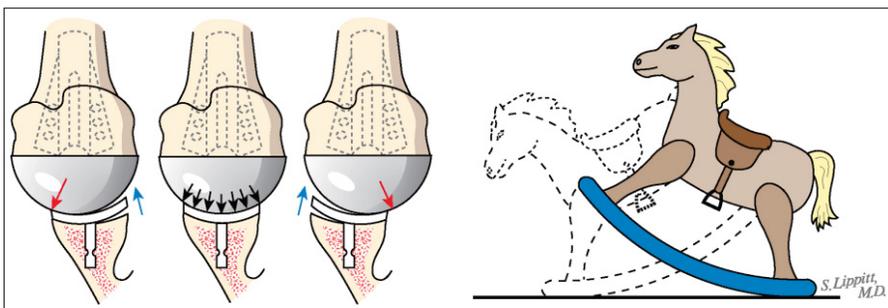


Figure 1.20 Effet de cheval à bascule (*rocking horse effect*).
Tirée de Matsen et Lippitt (2004)

D'autre part, cet effet est encore augmenté par certaines pathologies. Ceci est d'autant plus vrai lorsque les muscles de la coiffe des rotateurs sont atteints. En effet, les composantes de compression et d'abaissement de ces muscles sont alors absentes et la liberté de translation est par conséquent augmentée (Hawkins *et al.*, 1989). Ceci rejoint les conclusions de Neer *et al.* (1982) qui décrit la condition des muscles de la coiffe des rotateurs et le muscle deltoïde comme étant les principaux facteurs influençant les résultats d'arthroplastie totale.

B. Résistance mécanique des implants glénoïdiens

Il est clair que la résistance mécanique des composants glénoïdiens est mise à rude épreuve, en particulier au niveau de la surface de contact de l'implant glénoïdien entre ce composant et la tête prothétique. Ceci est encore plus vrai en présence d'une instabilité de l'épaule. En effet, dans ce cas, les translations de la tête humérale par rapport à la glène sont de plus grandes amplitudes que dans le cas d'une épaule stable. Le frottement de la tête prothétique en métal sur le composant glénoïdien en plastique engendre alors de l'usure. Différents types d'usures ont été rapportés tels qu'une déformation des bords de l'implant glénoïdien ou encore de l'abrasion (Figure 1.21) (Nho *et al.*, 2008).

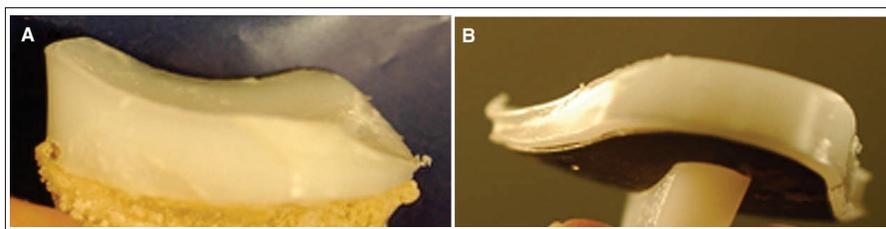


Figure 1.21 Usure du composant glénoïdien.
A. Abrasion ; B. Déformation des bords de l'implant
Tirée de Nho *et al.* (2008)

La localisation de l'usure diffère entre les patients. Elle pourrait être en lien avec les capacités musculaires des patients, notamment la présence ou non d'une rupture de muscles de la coiffe des rotateurs (Blalock et Galatz, 2012; Familiari *et al.*, 2014). Il a également

été démontré que la restauration de la neutralité de la version chez des patients présentant de fortes rétroversions est un facteur positif pour réduire le risque d'usure (Nyffeler *et al.*, 2006).

C. Paramètres d'intérêt dans l'évaluation du risque de descellement glénoïdien et d'usure

Différents paramètres sont intéressants à étudier afin d'évaluer les risques de complications mentionnés précédemment.

La première variable à évaluer concerne les translations de la tête humérale par rapport à la glène puisqu'on sait que le risque de descellement est lié à l'instabilité de l'épaule. Pour cela, la position du centre de la tête humérale par rapport au repère glénoïdien est généralement quantifiée, afin de calculer les amplitudes de translations et la position relative tête-glène (Karduna *et al.*, 1997a; Kedgley *et al.*, 2008; Massimini *et al.*, 2012).

Deux autres paramètres sont liés au risque d'usure du composant glénoïdien en plastique. Puisque cette complication est le résultat du frottement de la tête prothétique sur l'implant glénoïdien, autant la quantité de surface de contact que la position du centre de pression de la tête sur la glène sont des valeurs à quantifier.

1.3.3.2 Paramètres prothétiques influençant le risque de descellement glénoïdien

Plusieurs paramètres prothétiques ont un impact sur la stabilité de l'épaule et donc le risque de descellement de l'implant glénoïdien. Citons par exemple le type d'ancrage, la contrainte, la congruence ou encore la forme de la surface glénoïdienne.

A. Type d'ancrage

Le type d'ancrage a évolué depuis le premier implant glénoïdien proposé par Neer *et al.* (1982), qui était alors un implant tout polyéthylène, avec une quille axisymétrique par rapport au plan frontal (Figure 1.22a).

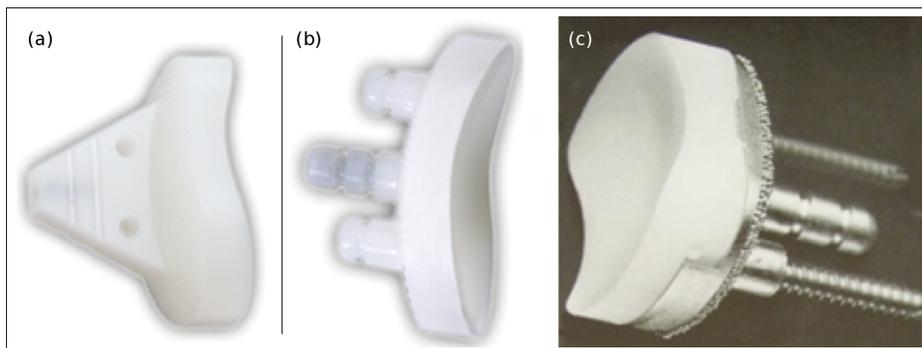


Figure 1.22 Types d'ancrages : (a) *Quille* ; (b) *Plots* ; (c) *"Metal-back"*
Adaptée de Rockwood *et al.* (2009)

Les variantes proposées se retrouvent par exemple dans la position de la quille, centrée ou non par rapport au centre de la surface articulaire. Une étude numérique a mis en avant que les contraintes dans le composant sont moindres lorsque la quille est placée avec un offset antérieur (Murphy *et al.*, 2001). Étonnamment, ce concept n'a cependant pas gagné en popularité.

Une autre modification proposée consiste en l'utilisation de plusieurs plots plutôt qu'une quille (Figure 1.22b). Tel que démontré, ils sont supposés augmenter la résistance au cisaillement s'ils sont suffisamment espacés l'un de l'autre (Giori *et al.*, 1990). Les résultats en termes de descellements semblent meilleurs avec des plots qu'avec des quilles (Anglin *et al.*, 2000a, 2001; Lazarus *et al.*, 2002).

Le dernier paramètre au niveau du type d'ancrage correspond au cimentage ou non du composant. Les composants tout polyéthylène sont cimentés. Une alternative consiste en l'utilisation d'un design avec « metal-back » (Figure 1.22, (c)). Leurs textures sont également pourvues d'une surface encourageant la croissance biologique. De manière extrême concernant la fixation de l'implant glénoïdien dans la scapula, citons la prothèse de Mazas et de la Caffiniere (1981). Leur concept consiste à cimenter le composant et à améliorer la fixation par deux plots d'ancrage vissés dans la glène et dans l'acromion. Les résultats sur la douleur semblent satisfaisants, mais la mobilité faible et le taux de descellement élevé (15% à 5 ans de recul).

B. Contrainte

De façon similaire à la définition employée pour une épaule anatomique, la *contrainte* correspond à la quantité de surface de la tête prothétique couverte par l'implant glénoïdien. Elle est directement corrélée à la profondeur de la surface décrite par l'implant glénoïdien (*WH* sur la figure 1.24). La Figure 1.23 montre la différence entre une prothèse totale non-contrainte et une totalement contrainte lorsqu'elle est implantée.

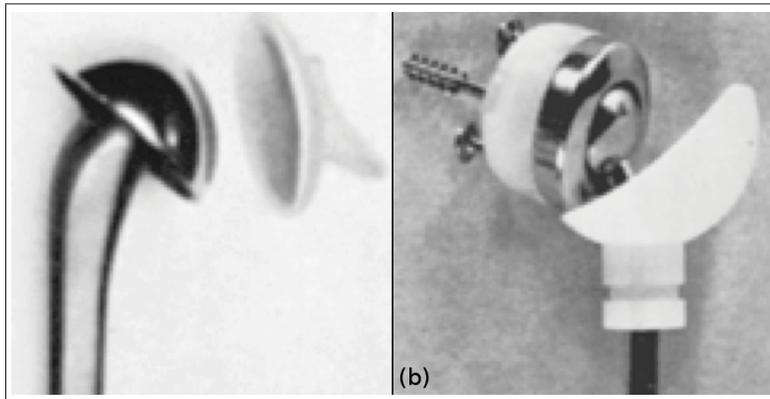


Figure 1.23 Différences de contraintes de prothèses totales.
 (a) Prothèse non contrainte ; (b) Prothèse totalement contrainte
 Adaptée de Iannotti et Williams (2007)

De nombreux designs d'arthroplasties anatomiques totalement contraintes ont été suggérés. Ils étaient principalement proposés pour les patients présentant une rupture massive de la coiffe des rotateurs (RMCR) ou une Cuff Tear Arthropathy (CTA). Toutefois, ils ont été peu à peu abandonnés pour les prothèses totales anatomiques car ils sont corrélés à de très hauts taux de complications, en particulier des descellements glénoïdiens, allant jusqu'à 87.5% (Lettin *et al.*, 1982; Broström *et al.*, 1992; Nam *et al.*, 2010).

C. Conformité

La *conformité*, également nommée *mismatch* ou encore *congruence*, est définie de la même façon que pour l'épaule anatomique, c'est-à-dire que ce paramètre correspond à



Figure 1.24 Contrainte et conformité des prothèses totales anatomiques
 (a) Prothèse conforme ; (b) Articulation non conforme, (c) Articulation non conforme
 avec une hauteur latérale plus grande que dans A et donc une articulation plus contrainte
 Adaptée de Marra et Flatow (1999)

la différence de rayon de courbure entre la tête prothétique et le composant glénoïdien (Walch *et al.*, 2002) (figure 1.24).

Une surface de contact congruente a l'avantage d'assurer une surface de contact entre la tête et la glène maximale, assurant ainsi un chargement concentrique optimal. La stabilité de l'épaule est assurée et par conséquent le risque d'usure du composant glénoïdien en plastique est réduit. Toutefois, l'inconvénient majeur est que le couplage naturel de rotations et translations à cette articulation (voir le §1.2.3) n'est pas reproduit, causant d'importantes contraintes à l'interface implant-os sujettes à complications (Nho *et al.*, 2008; Walch *et al.*, 2002).

À l'inverse, une articulation non-congruente (donc avec un mismatch non nul), potentiellement moins contraignante, peut résulter en une instabilité de l'épaule en raison de la plus grande liberté de translation de la tête par rapport à la glène. Rappelons que le terme d'effet de cheval à bascule *rocking horse effect* est associé au phénomène d'application d'une force excentrée due à des translations trop importantes (Franklin *et al.*, 1988). Dans le cas de l'arthroplastie totale anatomique, ce phénomène a pour conséquence de créer un effet de balancier dans les directions inférieure-supérieure et antérieur-postérieur, conduisant à des descellement prématurés de l'implant glénoïdien. De plus, puisque la surface de contact est réduite, alors les concentrations de contraintes à la surface de contact de l'implant glénoïdien avec la tête prothétique sont augmentées en comparaison

à une prothèse totalement conforme. Le risque d'usure est lui aussi accru (Walch *et al.*, 2002).

Ainsi, plusieurs études, in-vitro (Severt *et al.*, 1993; Harryman II *et al.*, 1995; Karduna *et al.*, 1997a; Anglin *et al.*, 2000a), in-vivo (Walch *et al.*, 2002) ou encore numériques (Wang *et al.*, 2005; Terrier *et al.*, 2006), ont eu pour but de définir la quantité de mismatch optimal. Une étude sous conditions actives (Karduna *et al.*, 1997a) a mis en avant que le mismatch prothétique devrait être de 4mm pour produire des translations de la tête humérale les plus proches de celles observée dans le cas de l'anatomie normale. Il faut toutefois garder à l'esprit que épaule normale et épaule prothétique ne se comportent pas de la même manière. Ainsi, si les translations sont naturellement autorisées grâce au labrum et aux éléments cartilagineux, elles ne le sont pas avec les prothèses et peuvent être source d'usure prématurée des composants (Iannotti et Williams, 1999).

Excepté Harryman II *et al.* (1995), tous les auteurs concluent quant à un impact du mismatch sur les résultats de mobilité, de stabilité ainsi que de la durée de vie des implants. Cependant, il n'existe actuellement pas d'entente unanime par rapport à un mismatch idéal à imposer à l'articulation prothétique pour améliorer ces paramètres (Marra et Flatow, 1999; Boileau et Walch, 2001; Diop *et al.*, 2006). Jusque très récemment, la recommandation majeure se basait sur une étude in-vivo, qui a mis en avant qu'un mismatch entre 5mm et 10mm correspondrait au meilleur compromis entre résultats clinique et radiologique (Walch *et al.*, 2002). D'ailleurs, les principales compagnies développant les implants suivent cette conclusion en proposant soit des mismatch variables entre 5 et 7.5mm (Tornier, France) ou entre 5 et 10mm (Ceraver, France), soit un mismatch fixe de 6mm (DePuy, USA). Toutefois, les conclusions d'une récente étude clinique ne corroborent pas complètement ces conclusions (Gleyze *et al.*, 2013). Dans cette étude, une cohorte de 107 cas de prothèses totales anatomiques a été divisée en trois groupes en fonction du mismatch : moins de 2mm, entre 2 et 4 mm et plus de 4 mm. Il a été démontré que des mismatches entre 2 et 4mm seraient plus appropriés pour éviter d'une part des descellements de l'implant glénoïdien (mismatch inférieur à 2mm) et d'autre part

des complications post-opératoires de rupture du subscapulaire (mismatch supérieur à 2mm).

D. Forme

Plusieurs auteurs ont développé ce qui a été nommé par Neer comme des « prothèses semi-contraintes ». Ces designs avaient pour objectif d'une part d'éviter le taux important de complications obtenu avec les prothèses totalement contraintes et d'autre part d'améliorer les résultats médiocres des prothèses non contraintes en termes de stabilité de l'épaule. En effet, les translations de la tête humérale principalement dans la direction Inférieur-Supérieur restent un problème majeur en particulier dans le cas d'atteintes de la coiffe des rotateurs, puisque c'est la pathologie générant le plus d'instabilité de l'épaule.

La principale proposition de ces auteurs a été de surdimensionner la partie supérieure du composant glénoïdien (Neer *et al.*, 1982; Gristina *et al.*, 1987; Amstutz *et al.*, 1988). Cependant, il semble que les résultats de mobilité soient plus médiocres qu'avec des glènes standard non contraintes, en particulier en cas d'atteinte de la coiffe (Brownlee et Cofield, 1986).

1.3.4 Résumé des limitations et inconnues en lien avec la cinématique de l'épaule et le traitement par arthroplastie

La littérature rapporte un intérêt croissant pour l'évaluation biomécanique de l'épaule saine et pathologique, ainsi que des modifications engendrées suite au recours aux arthroplasties. Une question majeure actuellement concerne la quantité de mismatch qui permettrait d'assurer et / ou d'améliorer la fonction de l'épaule opérée tout en limitant les complications, en particulier le descellement glénoïdien. Si quelques études concluent par des recommandations sur le mismatch optimal, il n'en reste pas moins que ceci reste un sujet d'actualité, notamment du fait du nombre de révisions prothétiques qui ne diminue pas (Bohsali *et al.*, 2006).

Différents outils ont été mis en place jusqu'alors pour traiter de ce sujet. Parmi ceux-ci, notons d'un côté le développement d'analyses expérimentales et d'un autre côté l'emploi de modèles numériques musculo-squelettiques. Ces deux types d'études ont permis d'apporter des éléments de réponses aux questions soulevées mais présentent toutefois certaines limitations. Les deux grandes sections suivantes ont pour but de présenter, d'une part, les études expérimentales in-vitro et, d'autre part, les analyses numériques musculosquelettiques développées pour l'analyse de l'épaule saine, pathologique et/ou avec prothèse.

1.4 Analyse biomécanique de l'épaule : les études expérimentales

L'analyse biomécanique de l'épaule saine est nécessaire pour acquérir une meilleure connaissance de la cinématique, des forces musculaires et des forces de réaction dans l'articulation. Lorsque l'on s'intéresse à une épaule ayant subi une arthroplastie, il est également intéressant de connaître les contraintes résultantes dans les composants polymères ainsi que dans les os.

Ce section a pour but de présenter les méthodes expérimentales in-vitro développées pour mesurer la cinématique et/ou les forces lors d'un mouvement d'abduction du bras. La première sous-section décrit les outils disponibles pour l'évaluation cinématique. La deuxième sous-section fait un bref état de l'intégration du rythme scapulo-huméral dans les montages expérimentaux. Les deux sections suivantes présentent d'une part les montages statiques et d'autre part les montages dynamiques.

1.4.1 Évaluation de la cinématique

L'évaluation de la cinématique passe par deux phases lors de l'utilisation de montages expérimentaux in-vitro à savoir l'acquisition et le traitement.

1.4.1.1 Acquisition cinématique

La première étape consiste en l'acquisition à proprement parler. Il est possible de recourir à divers appareils optiques tels que « Vicon » ou « Polaris » (Poitras *et al.*, 2010) ou électroma-

gnétiques de type « Isotrack », « Flock of bird » (Debski *et al.*, 1995) ou « Fastrack » (Levasseur *et al.*, 2007).

1.4.1.2 Traitement cinématique : systèmes d'axe et séquences de rotation

Le second travail est ensuite de traiter les données. Pour cela, il est indispensable de créer un système de coordonnées de l'articulation (Joint Coordinate System – JCS). Deux systèmes de coordonnées (Coordinate System – CS) propres à chacun des os de l'articulation sont nécessaires pour définir un JCS. Si l'on s'intéresse à l'articulation glénohumérale, il faut donc un CS sur l'humérus et un CS sur la scapula. Généralement, le CS de la scapula est défini comme le CS de référence et celui de l'humérus comme le CS mobile. On décrit ainsi le mouvement de l'humérus par rapport à la scapula.

De nombreux systèmes d'axes ont été proposés en même temps que le développement des appareils expérimentaux. Ceci rend la comparaison des résultats difficile puisque les références diffèrent entre les études. Afin de standardiser la description de la cinématique, l'International Shoulder Group (ISG), en lien avec l'International Society of Biomechanics (ISB) a défini un ensemble de marqueurs anatomiques et systèmes d'axes pour l'ensemble du corps humain (Wu *et al.*, 2005). Au niveau de la scapula, les points recommandés sont l'Angulus Acromialis (AA), l'Angulus Inferior (AI) et le Trigonum Spinae Scapulae (TS). Concernant l'humérus, il s'agit des épicondyles latéral (EL) et médial (EM) ainsi que du centre de rotation de la tête humérale (GH). Les axes et séquences de rotation de la scapula et de l'humérus sont représentés sur la Figure 1.25.

La séquence de rotation initialement conseillée par l'ISB pour la définition de l'articulation glénohumérale est $Y_s - X'_f - Y''_h$ (YXY mobile). Par la suite, il a pu être observé que des positions particulières entraînent des difficultés pour l'analyse cinématique. Ainsi une étude a déterminé que la séquence la plus adéquate pour la description de l'abduction serait plutôt $X_s - Z'_f - Y''_h$ (XZY mobile) (Senk et Chèze, 2006).

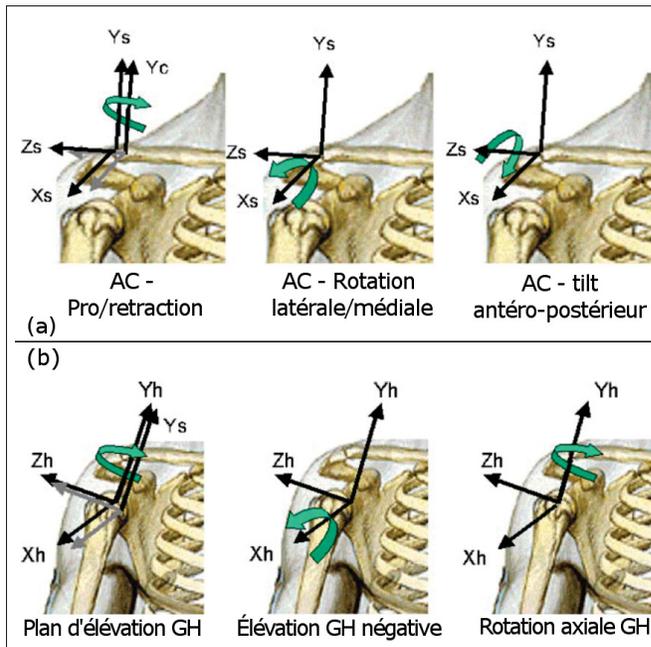


Figure 1.25 Systèmes de coordonnées :
 (a) Axes de la scapula ; (b) Axes de l'humérus
 Adaptée de Wu *et al.* (2005) (traduction libre)

Cet effort d'uniformisation est bien sûr un premier pas très positif pour l'analyse biomécanique. Il n'empêche que nombre d'auteurs préfèrent utiliser d'autres systèmes d'axes, qu'ils considèrent plus répétables ou précis (De Wilde *et al.*, 2004).

1.4.2 Montages incluant le rythme scapulo-huméral

La plupart des montages imposent une scapula fixe, soit dans des blocs de plâtre, soit vissée sur un support. Cependant, il a été prouvé que la présence du rythme scapulo-huméral est nécessaire si l'on veut simuler une abduction à des amplitudes supérieures à une cinquantaine de degrés (Poppen et Walker, 1976). Selon cette observation, certains ont tenté de mettre en place des mécanismes pour simuler le mouvement de la scapula en fonction de l'élévation du bras (Ackland et Pandy, 2009). Toutefois, le montage en question ne permet qu'une abduction passive du bras. La cinématique n'est donc pas complètement représentative d'un mouvement généré sous l'action des muscles.

1.4.3 Montages statiques

Le tableau 1.4 compare les principaux montages statiques trouvés dans la littérature et dont il est fait mention dans cette section (Ovesen et Nielsen, 1986; An *et al.*, 1991; Halder *et al.*, 2001; Schamblin *et al.*, 2009).

Historiquement, les montages statiques sont les premiers à être apparus en raison de leur simplicité par rapport à des montages dynamiques. En effet, ils ne reproduisent pas la force générée par les muscles pour la réalisation du mouvement : l'humérus est déplacé manuellement afin de placer le bras dans la position désirée. Dans ce cas, seule la cinématique est évaluée (Ovesen et Nielsen, 1986; An *et al.*, 1991).

Ce type de montages est particulièrement adapté à l'évaluation de la stabilité de l'articulation. Pour cela, après avoir placé le bras en abduction, des forces sont appliquées à l'humérus et la cinématique résultante est évaluée. De plus, la contribution des muscles de la coiffe des rotateurs peut être quantifiée en faisant des relevés avant et après avoir sectionné certaines structures (Ovesen et Nielsen, 1986) (Figure 1.26a).

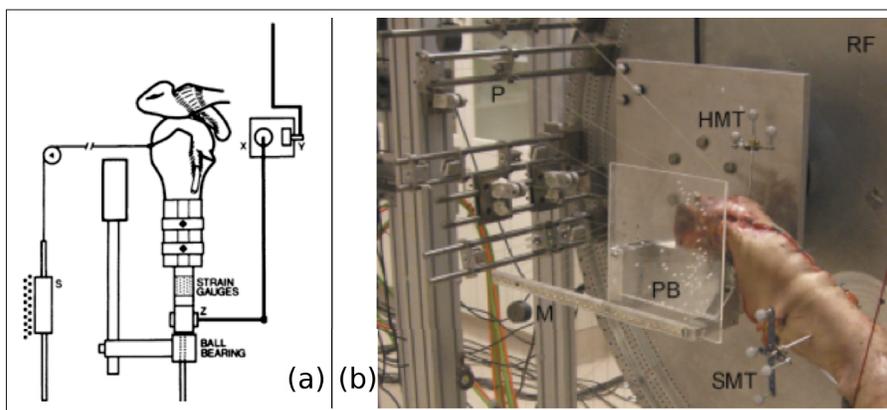


Figure 1.26 Montages statiques :
 (a) Montage de Ovesen et Nielsen (1986)
 (b) Montage de Ackland et al. (2008) : RF : Rotary frame of the DSCCTA, P : pulleys M : 10N free weight, PB : Scapular potting block, SMT : Scapula marker triad, HMT : humeral marker triad

Tableau 1.4 Comparatif de quelques montages statiques

Étude	Génération de l'abduction	Mesure de la cinématique	Mesure des forces	Simulation de la coiffe	Fixation de la scapula
Ovesen et Nielsen (1986)	Placement de l'humérus en abduction à 90° dans le plan de la scapula et application d'une force antérieure ou postérieure de 25N sur la tête humérale	Potentiomètres pour la mesure des translations antérieures et postérieures	Aucune	Aucune	Suspension par le bord médial en position verticale
An <i>et al.</i> (1991)	Application d'un couple de 2Nm par une force de 20N à l'humérus (système de poulies) appliquée à 10 cm du centre de rotation	Système magnétique (3space Isotracc System) : 1 capteur scapula / 1 capteur Humérus; Système de coordonnées personnalisé	Aucune	Aucune	Sur une plaque en plexiglas par des vis en plastique (Muscle subscapulaire contre la plaque)
Halder <i>et al.</i> (2001)	Placement de l'humérus dans une position fixe (0°, 30°, 60°, 90° d'abduction) et application d'une force à l'humérus(20N).	Système magnétique (Fasttrack, Polhemus)	Aucune	Poulies et vérins pneumatiques	Fixation rigide dans un bloc avec le bord médial de la glène parallèle à l'axe vertical du montage
Schamblin <i>et al.</i> (2009)	Placement dans différentes positions (30° et 60° d'abduction et 30°, 50°, 70° de rotation externe pour chaque abduction) puis application de forces : <ul style="list-style-type: none"> • 40N aux muscles de la coiffe • 80N au deltoïde (40N au chef antérieur et 40N au chef moyen) 	Aucune	Cellule de force multi axe pour la mesure dans les directions antérieur-postérieur, supérieur-inférieur, compression-distraction	Poulies et vérins pneumatiques indépendants pour simuler les lignes d'action de chaque muscle de la coiffe	Fixation rigide dans du plâtre de Paris avec le bord médial de la glène parallèle au bord médial de la boîte

Avec les années, ces montages se sont complexifiés. En particulier, ils se sont vus ajouter des systèmes de poulies permettant de simuler les lignes d'action des muscles notamment ceux de la coiffe des rotateurs. Cette amélioration a permis l'évaluation plus précise de nouveaux paramètres tels que les forces de réaction de l'articulation (Schamblin *et al.*, 2009), les moments lors d'un mouvement d'abduction (Ackland *et al.*, 2008) ou encore les lignes d'action des muscles (Ackland *et al.*, 2008) (Figure 1.26b). Il faut toutefois noter que le choix des forces appliquées pour simuler la coiffe se fait par essai-erreur afin d'obtenir la meilleure stabilisation du bras possible. Ainsi, si cette évolution peut, dans un sens, être considérée comme une amélioration, il n'en reste pas moins que la validité concernant le choix des forces est discutable et peut être jugée comme manquant de validité ou de reproductibilité.

1.4.4 Montages dynamiques

Par la suite, différents montages dynamiques ont été développés. Ceux-ci permettent de simuler l'abduction du bras de façon active et non plus passive (Soslowsky *et al.*, 1992; Debski *et al.*, 1995; McMahon *et al.*, 1995; Wuelker *et al.*, 1995; Kuechle *et al.*, 1997; Liu *et al.*, 1997; Bono *et al.*, 2001). Certains de ces montages, qui sont les plus fréquemment cités dans la littérature, sont comparés dans le tableau 1.5.

Les principaux objectifs de tels montages sont d'acquérir une meilleure connaissance de l'articulation glénohumérale en termes de cinématique globale ou encore du rôle des divers muscles dans le mouvement d'abduction. Pour parvenir à cette fin, plusieurs techniques sont utilisées.

La première technique repose sur l'utilisation de câbles et poulies afin de respecter les lignes d'action des muscles. Selon les études, les muscles de la coiffe étaient groupés (Soslowsky *et al.*, 1992; Wuelker *et al.*, 1995; Bono *et al.*, 2001; Poitras *et al.*, 2010) ou non (Debski *et al.*, 1995; McMahon *et al.*, 1995; Liu *et al.*, 1997), et le deltoïde considéré selon ses trois chefs (Liu *et al.*, 1997; Bono *et al.*, 2001; Kedgley *et al.*, 2007b) ou comme un muscle unique (Debski *et al.*, 1995; McMahon *et al.*, 1995; Kuechle *et al.*, 1997; Levasseur *et al.*, 2007).

La seconde technique consiste à simuler l'action des muscles de la coiffe des rotateurs. Globalement deux solutions ont été envisagées à savoir l'application de masses fixes (Soslowsky *et al.*, 1992; Wuelker *et al.*, 1995; Bono *et al.*, 2001) ou l'utilisation de moteurs (Debski *et al.*, 1995; McMahon *et al.*, 1995; Kuechle *et al.*, 1997) (Figure 1.27). Certaines études visaient à évaluer l'impact des ratios appliqués aux muscles de la coiffe sur la stabilité de l'articulation (Debski *et al.*, 1995; Apreleva *et al.*, 2000). Les systèmes proposés sont de plus en plus complexes, allant jusqu'à modifier les ratios durant le mouvement, en fonction de la position du bras (Kedgley *et al.*, 2007b).

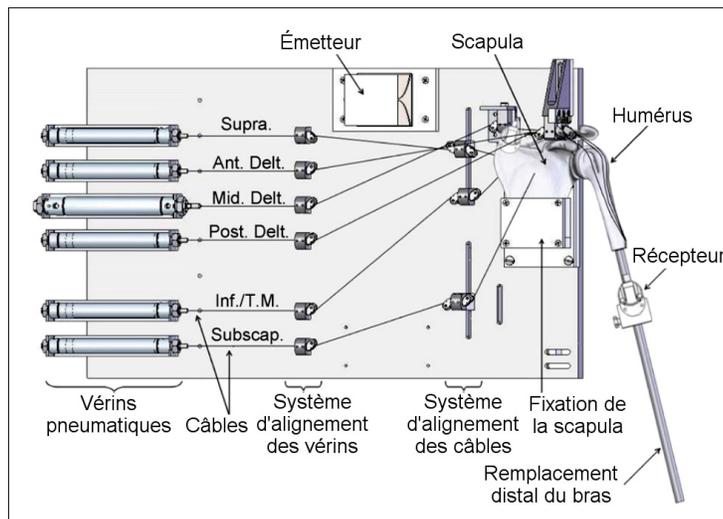


Figure 1.27 Montage dynamique : simulation de la coiffe des rotateurs par des moteurs
Adaptée de Kedgley *et al.* (2007b) (traduction libre)

Ces techniques permettent d'assurer une certaine stabilité lors du mouvement d'abduction. Si la coiffe n'est pas simulée, le recours à des guides permettant d'imposer le plan d'élévation est nécessaire (Levasseur *et al.*, 2007). D'autre part, le deltoïde étant un élément stabilisateur de par sa forme, certains choisissent de conserver ce muscle. Il peut être utilisé soit pour générer le mouvement (Billuart *et al.*, 2007), soit comme simple structure passive de stabilisation (Levasseur *et al.*, 2007).

Il est à noter que la plupart des montages qualifiés de dynamiques sont en réalité pseudo-dynamiques. En effet, la nécessité d'ajuster les lignes d'action des muscles et les ratios à chaque position impose un mouvement par incrément plutôt que réellement continu. Un type de montage se distingue, il s'agit de celui mis en place par Debski *et al.* (1995) dans le sens qu'il permet un réel mouvement dynamique (Debski *et al.*, 1995; McMahon *et al.*, 1995; Kuechle *et al.*, 1997). D'un autre côté, lorsque les muscles de la coiffe des rotateurs ne sont pas simulés, l'abduction continue est rendue plus aisée (Billuart *et al.*, 2007; Levasseur *et al.*, 2007).

Une autre caractéristique qui différencie les montages développés concerne l'utilisation du bras entier ou non. Il est certain que le poids du bras a une incidence sur les forces nécessaires pour générer un mouvement d'abduction. Aussi, afin de pallier le fait d'avoir des bras amputés, certains ajoutent des poids à la partie distale de l'humérus (Bono *et al.*, 2001; Kedgley *et al.*, 2007b; Poitras *et al.*, 2010). Cependant, il a été observé que lorsque le mouvement d'abduction est généré par l'intermédiaire du deltoïde, ce dernier est sujet à rupture si le bras est complet (publication interne de Billuart, F.).

Tableau 1.5 (a) Comparatif de quelques montages dynamiques

Étude	Génération de l'abduction	Mesure de la cinématique	Mesure des forces	Simulation de l'humérus
Liu <i>et al.</i> (1997)	+ Générateur de courant pour actionner des potentiomètres reliés à des câbles attachés aux muscles.	+ Cinématique globale : système magnétique (3Space) + Excursion de tendons : potentiomètres	+ Aucune	+ Humérus coupé + Pas de poids ajouté + Partie distale guidée
Bono <i>et al.</i> (2001)	+ Servomoteur hydraulique relié à l'insertion deltoïdienne via une poulie et des câbles.	+ Mesure du déplacement des câbles	+ Cellule de force de 1000N attachée au servomoteur	+ Humérus coupé + Poids : 22N à 4cm distal de l'insertion deltoïdienne
McMahon <i>et al.</i> (1995)	+ Six servomoteurs indépendants, et application de plusieurs ratios de force à chaque muscle	+ Cinématique globale : système magnétique (Bird) + Excursion de tendons : 6 capteurs différentiels	+ Six cellules de force (un à chaque servomoteur)	+ Bras complet
Soslowky <i>et al.</i> (1992); Poitras <i>et al.</i> (2010)	+ Forces appliquées aux muscles (ratio par rapport à la force du deltoïde)	+ Système optique (Polaris)	+ Pression glénohumérale : capteur de pression K-Scan	+ Humérus coupé à 20cm de la tête humérale + Poids : 3.5kg à 30cm distal de la tête humérale
Kedgley <i>et al.</i> (2007b)	+ Vérin pneumatique pour appliquer des forces correspondant aux muscles (4 ratios différents selon le muscle)	+ Système électromagnétique (Flock of Birds)	+ Aucune	+ Humérus coupé à la moitié de l'humérus + Poids : ajout pour correspondre au poids initial

Tableau 1.5 (b) Comparatif de quelques montages dynamiques

Étude	Simulation de la coiffe	Simulation du deltoïde	Fixation de la scapula
Liu <i>et al.</i> (1997)	<ul style="list-style-type: none"> + Attache d'un fil de nylon par suture à chaque tendon (coiffe + 3 chefs du deltoïde) + œillets pour contraindre les fils à respecter les lignes d'action des muscles 	<ul style="list-style-type: none"> + Servomoteur à chaque fil nylon avec poids + potentiomètres + Guide pour imposer le plan d'élevation et le ° de rotation externe et interne 	<ul style="list-style-type: none"> + Fixation rigide dans du plâtre de Paris + Bord médial de la glène vertical
Bono <i>et al.</i> (2001)	<ul style="list-style-type: none"> + 3 poulies pour conserver les lignes d'actions + Attache des câbles aux muscles par des sutures + Ratio pour simuler les forces de la coiffe (% de la force du deltoïde, mesurée en essai préliminaire) : 16% supraspinatus, 28% infraspinatus et teres minor, 38% subscapulaire 	<ul style="list-style-type: none"> + Trois câbles pour chacun des chefs du deltoïde + Câbles de vélo pour réduire la friction + Attache à la tubérosité deltoïdienne 	<ul style="list-style-type: none"> + Fixation rigide dans du plâtre de Paris + Bord médial de la glène parallèle au bord médial de la boîte
McMahon <i>et al.</i> (1995)	<ul style="list-style-type: none"> + Attache de 5 fils de nylon par clamp à chaque tendon + Œillets pour contraindre les fils à respecter les lignes d'action des muscles + Cinq capteurs de force indépendants pour la coiffe (reliés à chaque servomoteur) 	<ul style="list-style-type: none"> + Attache d'un fil de nylon au chef moyen du deltoïde par clamp 	<ul style="list-style-type: none"> + Fixation rigide dans du plâtre de Paris + Bord médial de la glène vertical
Soslowsky <i>et al.</i> (1992); Poitras <i>et al.</i> (2010)	<ul style="list-style-type: none"> + Muscles remplacés par des câbles + Poulies et œillets pour contraindre les fils à respecter les lignes d'action des muscles 	<ul style="list-style-type: none"> + Câble relié à une vis attachée à l'insertion deltoïdienne + Ligne d'action contrainte par une poulie pour être dirigée vers l'acromion 	<ul style="list-style-type: none"> + Tiers inférieur fixé rigidement dans du bismuth + Plan de la scapula parallèle à la machine + Bord médial de la glène vertical
Kedgley <i>et al.</i> (2007b)	<ul style="list-style-type: none"> + Trois câbles (supraspinatus, infraspinatus + teres minor, subscapulaire) attachés aux tendons + Trois vérins pneumatiques (un par câble) + Poulies pour contraindre les fils à respecter les lignes d'action des muscles 	<ul style="list-style-type: none"> + Trois câbles reliés à l'insertion deltoïdienne (avec conservation du muscle) + Trois vérins pneumatiques (un par câble) + Lignes d'action contraintes par des poulies 	<ul style="list-style-type: none"> + Fixée rigidement sur le simulateur

1.4.5 Résumé de l'étude biomécanique par analyse expérimentale (in-vitro)

Cette section a mis en lumière les différents montages expérimentaux développés dans le but de réaliser des analyses biomécaniques de l'épaule, principalement lors de mouvements d'élévation dans le plan de la scapula. Tous montages confondus, plusieurs limitations peuvent être rapportées.

Dans le cas de *montages statiques*, le placement du bras se fait préalablement à la mesure des forces ; il ne s'agit donc pas d'une analyse biomécanique en mouvement. Ceci a des conséquences principalement à deux niveaux. D'abord les forces musculaires nécessaires pour maintenir un bras en position diffèrent de celles permettant de créer le mouvement. Ensuite, la position relative des os peut être modifiée du fait du placement initial et du maintien en position.

Dans le cas de *montages dynamiques* le principal problème concerne la mise en mouvement du bras. L'épaule étant particulièrement instable, il est nécessaire d'avoir recours à des solutions de stabilisation. Ceci se fait soit au moyen de guides, mais ce qui contraint de façon trop importante le bras (Levasseur *et al.*, 2007), soit en simulant une force par l'intermédiaire de la coiffe des rotateurs, mais dont le choix des ratios de force doit se faire par essai-erreur (Kedgley *et al.*, 2007b).

Concernant les montages dynamiques dits *passifs*, i.e. ne simulant pas la mise en mouvement du bras par des artifices reproduisant les forces musculaires, ceux-ci ne permettent pas la mesure de la biomécanique du bras en mouvement car la cinématique de l'articulation est modifiée en comparaison à des montages dynamiques dits *actifs* (Kedgley *et al.*, 2008).

Le rythme scapulo-huméral (RSH) n'est que rarement répliqué, limitant ainsi l'élévation du bras à de petites amplitudes de l'ordre de 50°. Les montages incluant le RSH sont principalement de type statique ou dynamique passif ; aucun montage dynamique actif, incluant le RSH ne semble exister.

La plupart des montages, quel que soit le type, n'utilisent pas un bras entier. La masse du membre est simulée en ajoutant un poids à l'extrémité distale de l'humérus. Bien que la masse

totale se rapproche de la masse réelle, il est clair que le centre d'inertie est modifié, ce qui peut possiblement avoir des conséquences sur la cinématique.

1.5 Analyse biomécanique de l'épaule : les études numériques musculosquelettiques

Une autre méthode permettant l'analyse biomécanique de l'épaule est l'utilisation d'outils de simulation numérique. Plusieurs types d'études numériques existent, notamment l'analyse par modélisation musculosquelettique (MS) qui a été le sujet de ce doctorat.

Le choix de ce type d'étude se base sur le fait que la simulation numérique représente un atout pour ce genre de recherches. Sa puissance tient en particulier dans la possibilité de réaliser des études de sensibilité. Il est ainsi possible, par exemple, d'évaluer l'impact d'une variation de morphologie en modifiant ce paramètre d'entrée. Par ailleurs, elle permet de simuler des mouvements plus complexes et représentatifs des gestes de la vie quotidienne plutôt que de l'abduction pure. Elle simplifie et élargit les possibilités des études expérimentales, limitées à ces niveaux (Erdemir *et al.*, 2007).

1.5.1 Modélisation musculosquelettique et équation de mouvement

La dynamique de la musculosquelettique décrit les mouvements humains, qui sont obtenus suite à l'activation des muscles. Ces derniers produisent une force, qui génère par la suite le mouvement des articulations. Le résultat dépend des propriétés musculaires, squelettiques et du système de contrôle neurologique (Erdemir *et al.*, 2007).

La formulation des équations de la dynamique régissant le mouvement est fonction de la complexité nécessaire au modèle. On peut ainsi définir un modèle squelettique ou aller jusqu'à intégrer l'action musculaire. Dans ce cas, la relation liant les différents paramètres s'exprime selon un système matriciel d'équations (équation 1.2), représentatif des équations du mouvement (Pandy, 2001) :

$$M(q)\ddot{q} + C(q)\dot{q}^2 + G(q) + R(q)F_{MT} + E(q, \ddot{q}) = 0 \quad (1.2)$$

Avec :

- q, \dot{q}, \ddot{q} : Paramètres de configuration du système, respectivement les angles, vitesses et accélérations angulaires
- $M(q)\ddot{q}$: Forces et couples d'inertie
- $C(q)\dot{q}^2$: Forces centrifuges et de Coriolis
- $G(q)$: Forces et couples gravitationnels
- $R(q)$: Bras de levier musculaires
- F_{MT} : Forces musculo-tendineuses
- $E(q, \ddot{q})$: Forces et couples des forces externes appliquées par l'environnement sur le corps

Un diagramme a été proposé décrivant schématiquement les étapes de calcul (Pandy, 2001) (Figure 1.28). Suivant ce diagramme, deux types d'analyse musculosquelettique peuvent être effectués. Il s'agit de la dynamique directe (lecture du diagramme de bas en haut) ou de la dynamique inverse (lecture du diagramme de haut en bas). La dynamique directe sera succinctement présentée dans la suite de cette section puis la dynamique inverse sera décrite en détail puisqu'il s'agit de la méthode choisie au cours de cette thèse. Il est important de garder à l'esprit que les deux méthodes ne sont pas des techniques qui entrent en concurrence, du fait des différences entre les données d'entrée et de sortie de chacune d'elles.

1.5.2 Dynamique directe

La modélisation directe (Figure 1.29) nécessite une connaissance à priori des excitations musculaires, des moments articulaires, ou directement de l'activation musculaire mesurable par exemple par électromyographie (EMG). Les forces musculaires sont ensuite calculées en prenant en compte la dynamique musculo-tendineuse. Cette dernière est généralement décrite à partir du modèle de Hill (Hill, 1953; Zajac, 1989; Zajac et Gordon, 1989). Les forces musculaires sont ensuite intégrées dans un modèle géométrique musculosquelettique afin de calculer les bras de levier des articulations. De façon modélisée, l'origine et l'insertion musculaires définissent ces bras de levier, qui sont la distance entre la ligne d'action d'un muscle et l'axe de

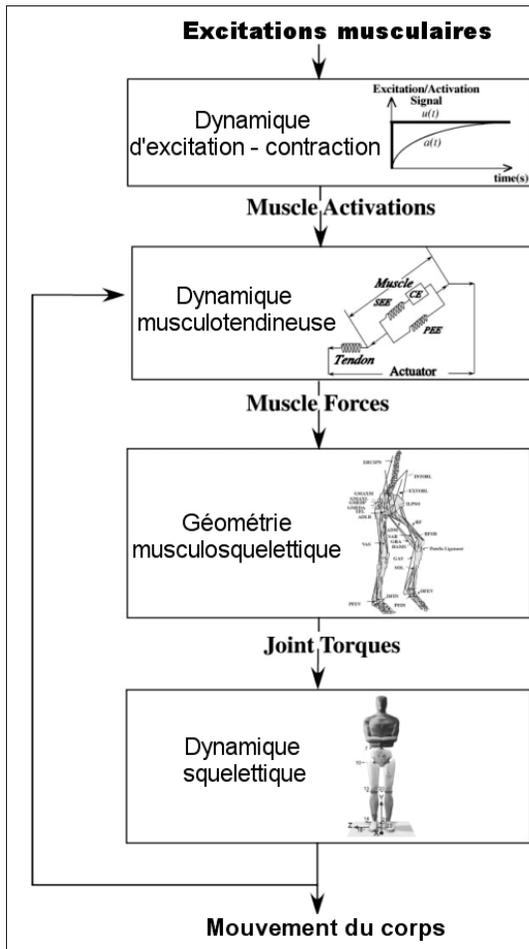


Figure 1.28 Algorithme de calcul par analyse musculosquelettique
Adaptée de Pandy (2001) (traduction libre)

rotation de l'articulation. Cette technique est avantageuse car le mouvement est prédit de façon simple. Toutefois, il est important de noter que ces méthodes sont de type quasi-statiques. D'autres techniques dynamiques existent qui se basent sur la combinaison de données EMG et de contraintes d'optimisation non-linéaires (?).

La difficulté vient du fait que la connaissance musculaire (i.e. les excitations, forces, ou moments) à priori est souvent méconnue et/ou peu précise. En effet, l'acquisition des forces musculaires au moyen de mesures EMG reste difficile et manque de précision. Le principal problème est que les appareils sont surtout des EMG de surface. Les EMG de profondeur restent

limités pour une utilisation en protocole de recherche du fait de leur caractère invasif. Ceci implique que seules les activités des muscles superficiels sont enregistrées, ne donnant donc pas l'information sur l'ensemble des muscles activés pour générer un mouvement donné.

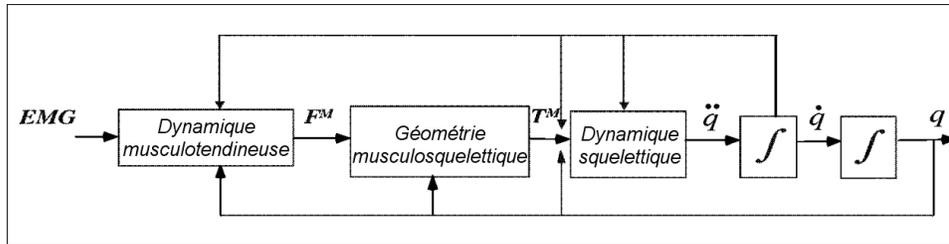


Figure 1.29 Algorithme de calcul par dynamique directe
Adaptée de Pandy (2001) (traduction libre)

1.5.3 Dynamique inverse

Le tableau 1.6 résume les études sur les principaux modèles par dynamique inverse initialement développés. Actuellement, les nouveaux modèles sont dérivés de l'une ou de l'autre de ces études, c'est-à-dire qu'ils utilisent :

- la même géométrie musculosquelettique : nombre de muscles et de fibres musculaires, caractéristiques musculaires telles que insertion et origine musculaire, géométrie osseuse,... et/ou
- les mêmes caractéristiques mécaniques articulaires : choix du type d'articulation, nombre de degrés de liberté, type de mouvement principal,...

Tableau 1.6 Modèles de dynamique inverse

Modèle (étude)	Segments	Articulations et degrés de libertés (DdL)	Muscles	Mouvements simulés
Delft Model (van der Helm <i>et al.</i> , 1992)	+ Tous les os, articulations et la plupart des ligaments de l'épaule + 3 types de surfaces : ellipsoïde, sphérique, cylindrique	+ 3 Articulations charnières (1DdL) : SC, AC, GH + 17 DdL pour tout le haut du corps	+ Modélisés par truss ou curved truss : barres linéaires élastiques, reliées par des nœuds + Plusieurs vecteurs pour un muscle	+ Abduction jusqu'à 90° + Antéflexion
Swedish Model (Karlsson et Peterson, 1992)	+ Trois segments rigides : scapula, humérus, clavicule	+ Articulations Ball-and-socket (3 DdL), en particulier pour l'articulation GH	+ Plus de 20 muscles + Modélisation par des cordes (strings)	+ Abduction à 45° du plan frontal
SIMM Model (Holzbaur <i>et al.</i> , 2005)	+ Segments rigides + Mesures cadavériques issues d'une étude de Murray <i>et al.</i> (2002)	+ 15 DdDL pour tout le haut du corps + Epaule : 3 Ddl = Plan d'élévation, angle thoracohuméral (angle d'élévation) et rotation + Articulation ball-and-socket (3 DdL) : GH	+ Trois types de muscles différencés	+ Abduction + Flexions + Rotations + Scapula fixe pour assurer la comparaison avec des études expérimentales
New Castle Model (Charlton et Johnson, 2006)	+ Six segments rigides + Marqueurs anatomiques selon les recommandations de l'International Shoulder Group	+ Trois articulations sphériques (3 DdL) : SC, AC, GH + Deux articulations charnières au coude (1 DdL)	+ Plus de 30 muscles	+ Abduction + Antéflexion + Mouvements d'activités de la vie quotidienne, sélectionnés selon la revue de Murray
Anybody (Damsgaard <i>et al.</i> , 2006)	+ Segments rigides	+ Principalement basé sur le Delft Model + Articulations choisies par l'utilisateur	+ Plus de 500 muscles + Basé sur le Delft Model : 118 muscles de chaque côté pour l'ensemble épaule et bras	+ Abduction principalement + Possibilité de mouvements d'activités de la vie quotidienne

1.5.3.1 Principe de la dynamique inverse

La dynamique inverse, contrairement à la dynamique directe, utilise la cinématique du mouvement comme donnée d'entrée (Figure 1.30). Les résultats en sortie sont de différents types. Les principales valeurs étudiées sont les forces et activités musculaires ainsi que les forces internes, c'est-à-dire les forces de réaction aux articulations.

La résolution des équations de mouvement 1.2, pour des modèles simples ne contenant que quelques articulations mises en mouvement par un nombre restreint de muscles, se fait assez simplement. Toutefois, dès lors que le nombre d'articulations et surtout le nombre de muscles augmentent, la résolution de ces équations n'est plus possible. Ceci est encore accentué lorsque l'on représente un muscle par un ensemble de fibres musculaires, destinées à approcher au mieux la forme réelle du muscle. Afin de palier à ce problème, on a alors recours à des critères d'optimisation.

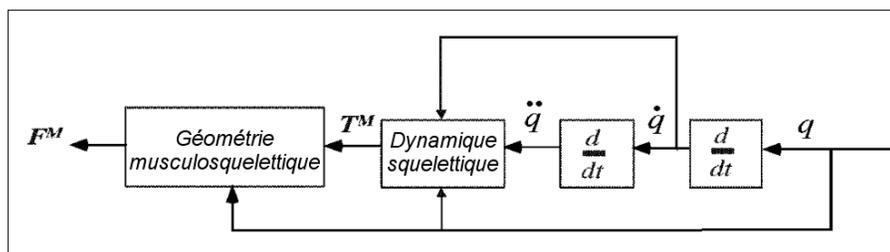


Figure 1.30 Algorithme de calcul par dynamique inverse
Adaptée de Pandy (2001) (traduction libre)

1.5.3.2 Critères d'optimisation en dynamique inverse

Le problème rencontré avec des modèles musculosquelettiques complexes est directement lié au fait que les forces musculaires inconnues sont supérieures au nombre d'équations disponibles. On parle alors d'indétermination. Physiquement, le fait d'avoir à disposition plus de muscles que nécessaire pour faire un mouvement est tout à fait naturel. En effet, un os n'est pas mis en mouvement par un seul muscle mais bien par un ensemble de muscles ; en moyenne,

le corps humain possède 2,6 muscles par degré de liberté (Bernstein, 1967). De plus, certains muscles génèrent une action agoniste et antagoniste de façon simultanée, ajoutant encore des inconnues. Ainsi, il existe une infinité de combinaisons musculaires pour réaliser un même mouvement. Il devient alors nécessaire de poser des hypothèses afin de résoudre ce problème d'indétermination.

La technique la plus simple consiste à réduire le nombre de muscles par des techniques de réduction musculaire c'est-à-dire en combinant plusieurs muscles (Pierrynowski et Morrison, 1985). Toutefois, il est clair que ce genre de méthode engendre des simplifications pouvant avoir un impact non négligeable sur les forces en jeu, en particulier pour les muscles ayant de larges zones d'insertion et d'origine (van der Helm et Veenbaas, 1991).

La seconde méthode permet de lever l'indétermination au moyen de critères d'optimisation. L'hypothèse sur laquelle se fonde ces différents critères est que le système nerveux central contrôle l'action musculaire en minimisant un critère de performance donné. Ce critère est également nommé une fonction de coût (Chao, 2003).

Plusieurs techniques d'optimisation ont été développées ; parmi celles-ci on peut nommer (Rasmussen *et al.*, 2001; Racine, 2010) :

- minimisation de la force musculaire totale,
- minimisation de la contrainte musculaire totale, qui est fonction de l'aire de la section transversale du muscle (Physiological Cross-Section Area (PCSA)),
- minimisation de la force de contact,
- minimisation de la puissance instantanée,
- maximisation de la saturation (distribution intermusculaire maximale) (fonction de l'aire de la section transversale du muscle),
- minimisation de la contrainte maximale (critère min/max) : correspond à une minimisation de la fatigue.

Une étude de Rasmussen *et al.* (2001) a mis en avant que les résultats du critère min/max semblent être les meilleurs en termes d'activation et de forces calculées. Il faut toutefois noter

que, si dans la plupart des cas, les prédictions du modèle sont en accord avec les données mesurées pour validation, il est possible que différents critères conduisent aux mêmes patrons de mouvement mais à des activations musculaires différentes et inversement (Pandy et al. 1995).

1.5.3.3 Difficultés et limitations liées à la dynamique inverse

Malgré l'attrait et le développement de plus en plus important de modèles numériques musculosquelettiques par dynamique inverse, il n'en reste pas moins que certaines contraintes restent présentes, en raison 1/ de la difficulté d'implantation du modèle, 2/ de la difficulté pour connaître précisément la cinématique *a-priori* et 3/ des limites des méthodes d'optimisation utilisées pour lever l'indétermination mathématique (i.e. le fait d'avoir plus d'inconnues que d'équations dans le système mathématique à résoudre). Ces trois aspects sont décrits ci-dessous.

A. *Implantation du modèle*

Les modèles numériques musculosquelettiques disponibles dans la littérature ont été créés à partir de mesures relevées sur cadavres. Parmi celles-ci, citons les longueurs et les positions relatives des os, les points d'insertion et d'origine musculaires ou encore les caractéristiques musculaires (Physiological Cross Section Area (PCSA), pennation, ...). S'il est certain que ces données permettent d'avoir un point de départ pour nos propres développements, elles sont également liées à des aspects négatifs. D'abord, les mesures proviennent souvent de plusieurs cadavres et donc nécessitent de modifier certaines valeurs pour assurer une cohérence géométrique. De plus, ceci permet d'avoir un modèle générique, représentatif d'une population moyenne. Par exemple dans le logiciel Anybody Modeling System™, le modèle générique représente un homme européen moyen (50^{ème} percentile) pesant 75kg et mesurant 1m80. Il est possible de faire des mises à l'échelle pour représenter d'autres catégories de population mais le modèle obtenu ne sera alors pas basé sur des mesures précises relevées sur cadavres. Enfin, la littérature ne s'entend pas toujours au sujet des différentes valeurs. La raison vient de la diversité entre personnes de catégories différentes mais également des personnes d'une même

catégorie. Ainsi, deux hommes de 75kg mesurant 1m80 n'auront probablement pas les mêmes points d'insertion et d'origine musculaire, ni les mêmes PCSA. Concernant ces derniers, par exemple, six études rapportent les PCSA utilisés pour modéliser les différents muscles de la coiffe des rotateurs et les chefs du deltoïde (Bassett *et al.*, 1990; van der Helm *et al.*, 1992; Karlsson et Peterson, 1992; Klein Breteler *et al.*, 1999; Langerferfer *et al.*, 2004; Holzbaur *et al.*, 2005). Ne serait-ce que pour le deltoïde, on note un PCSA moyen allant du simple (15,13 cm² (Holzbaur *et al.*, 2005)) au double (33,05 cm² (Klein Breteler *et al.*, 1999)). Une description précise de ces paramètres pour les principaux muscles de l'épaule est présentée dans le tableau 1.7. Il devient alors important de déterminer les paramètres morphologiques ayant une influence sur les forces en jeu lors des mouvements pour pouvoir les étudier spécifiquement. Ce genre d'étude est couramment nommé "étude de sensibilité" (Erdemir *et al.*, 2007).

Tableau 1.7 (b) Valeurs d'aires de la section transversale (Physiological Cross-Section Area (PCSA)) des muscles infraspinatus, supraspinatus, subscapulaire et petit rond rapportées dans différentes études

	[Modèle 1]		[Modèle 2]		[Modèle 3]		[Modèle 4]		[Modèle 5]		[Modèle 6]		[Modèle 7]		
	Fibre	PCSA	Fibre	PCSA	Fibre	PCSA	Fibre	PCSA	Fibre	PCSA	Fibre	PCSA	Fibre	PCSA	
Infraspinatus	1	2,7201	1	1,362	1(sup)	3,87	1	3,78	1	13,74	1	8,6	1	1,362	
	2	2,7479	2	1,362	1(inf)	4,05	2	4,56					2	1,66	
	3	1,9659	3	1,362										3	1,362
	4	2,0741	4	1,362										4	1,362
	5	3,0229	5	1,362										5	1,362
	6	1,82	6	1,362										6	1,362
	Total	11,63	Total	8,17	Total	7,92	Total	8,34	Total	13,74	Total	8,6	Total	8,17	
Supraspinatus	1	1,2045	1	0,782	1	3,83	1	3,36	1	5,72	1	3,5	1	1,362	
	2	1,1274	2	0,782	1(inf)	4,05	2	4,56					2	1,66	
	3	2,583	3	0,782									3	1,362	
	4	1,2999	4	0,782									4	1,362	
	Total	6,21	Total	4,69	Total	3,83	Total	3,36	Total	5,72	Total	3,5	Total	4,68	
Subscapulaire	1	0,4446	1	2,498	1(Sup)	3,13	1(Sup)	2,26	1	16,3	1	9,8	1	2,5	
	2	0,7757	2	2,498	2(Mid)	2,82	2(Mid)	4,09					2	2,5	
	3	2,6372	3	2,498	3(Inf)	3,87	3(Inf)	3,14					3	2,5	
	4	2,7422	4	2,498									4	2,5	
	5	1,1409	5	2,498									5	2,5	
	6	1,4884	6	2,498									6	2,5	
	7	1,6212													
	8	0,6128													
	9	2,2174													
	10	0,4692													
	11	0,1576													
Total	14,31	Total	14,99	Total	9,82	Total	9,49	Total	16,3	Total	9,80	Total	15,0		
1	1,2239	1	0,517	1	1,89	1	2,44		Cf.	1	2,5	1	0,516		
2	1,9515	2	0,517						Infraspinatus			2	0,516		
3	1,7965	3	0,517									3	0,516		
		4	0,517									4	0,516		
		5	0,517									5	0,516		
		6	0,517									6	0,516		
Total	4,97	Total	3,10	Total	1,89	Total	2,44	Total	0	Total	2,50	Total	3,10		

B. Connaissance de la cinématique comme donnée d'entrée au modèle

Techniquement parlant, l'acquisition des données d'entrée pour la dynamique inverse au moyen d'appareils de mesure de cinématique est plus simple et plus précise que pour la dynamique directe où l'utilisation d'appareil EMG est nécessaire. Toutefois, cette connaissance de la cinématique *a priori* n'en reste pas moins limitée, principalement pour deux raisons.

La première raison se situe dans le cas de mouvements simples tels que l'abduction (élévation du bras dans le plan de la scapula). De nombreuses études ont pu démontrer que les stratégies employées par les sujets pour élever le bras diffèrent. Ceci se répercute par exemple sur le rythme scapulo-huméral (RSH), variable en fonction de la présence ou non de pathologie, de la vitesse d'élévation du bras, de l'âge,... (de Groot *et al.*, 1998; Pascoal *et al.*, 2000; Dayanidhi *et al.*, 2005; Scibek *et al.*, 2009). Ainsi, l'acquisition de la cinématique sur un seul sujet ne permettra pas de représenter l'ensemble de la population puisque certaines variations sont observées.

La seconde raison concerne le cas de mouvements complexes de la vie quotidienne (attraper un objet sur une étagère, se peigner, mettre un t-shirt), où l'acquisition et surtout l'interprétation de la cinématique est rendue difficile notamment du fait des imprécisions dus aux mouvements des tissus mous par rapport aux os. Cette difficulté est palliée pour des mouvements simples, où des études cadavériques peuvent être réalisées, permettant ainsi une fixation rigide des capteurs directement sur les os. Toutefois, de telles études ne sont pas possibles pour des mouvements complexes et des acquisitions sur sujets vivants sont alors nécessaires. Compte tenu des règles d'éthique les acquisitions cinématiques se font soit au moyen de systèmes optoélectroniques type Vicon, de systèmes électromagnétiques tel que FasTrack ou encore de capteurs inertiels. Quelle que soit la technologie, des capteurs ou émetteurs sont collés sur la peau et sont donc sujets aux artéfacts de tissus mous. Quelques études récentes rapportent l'acquisition de cinématique de très haute précision au moyen de pins intracorticaux (Yanagawa *et al.*, 2008; Ludewig *et al.*, 2009). Toutefois, pour l'instant, ces études se limitent encore à des mouvements simples d'élé-

vation. De plus, leur caractère très invasif ne permet pas d'étendre ce genre d'acquisition à un grand nombre de participants.

Cette connaissance limitée de la cinématique en terme de précision reste problématique pour les modèles par dynamique inverse car les résultats en sont très dépendants puisqu'il s'agit de la donnée d'entrée principale à ce type de modèles numériques (Prinold *et al.*, 2013).

C. Limite des méthodes d'optimisation musculaire

Deux raisons peuvent expliquer cette limitation. La première est qu'il n'existe que peu de documentation à ce sujet du fait de leur apparition relativement récente. De plus, très peu d'études de validation sont disponibles qui permettraient de s'assurer que les méthodes d'optimisation conduisent effectivement à des calculs musculaires cohérents pour une cinématique et une articulation données. La seconde raison est liée au fait qu'il n'existe pas de consensus sur la meilleure technique d'optimisation en fonction du type de mouvement. Ainsi, il a pu être démontré que l'utilisation du critère min/max adopté par Anybody semble adéquate à l'étude de l'abduction (Damsgaard *et al.*, 2006), il n'en est pas tout à fait de même pour d'autres mouvements. Il n'a également pas été démontré que les autres critères d'optimisation sont à proscrire, car il n'en demeure pas moins que les résultats (force musculaire pour générer un mouvement donné) restent qualitativement cohérents.

1.5.4 Validation des résultats d'études par modélisation musculosquelettique

1.5.4.1 Besoin de validation

Il est clair que la modélisation numérique tend à être de plus en plus utilisée et appréciée dans le domaine médical en raison de son fort potentiel pour aider les cliniciens dans leur pratique, ou pour simuler des situations ou des quantités qu'il ne serait pas possible de simuler expérimentalement. Les résultats de ces simulations ont donc une influence directe sur des applications

où des erreurs sont potentiellement critiques puisqu'elles touchent aux soins de santé et à la vie humaine de manière générale. Ainsi, un des aspects majeurs dans le développement de modèles numériques musculosquelettiques concerne l'aspect de vérification et de validation (V&V) (Henninger *et al.*, 2010; Lund *et al.*, 2012).

1.5.4.2 Terminologie

Un débat est ouvert concernant la meilleure terminologie à utiliser pour décrire cette notion. D'aucuns considèrent que les termes "validation du modèle" devraient être abandonnés au profit d'une "évaluation du modèle" (Nigg et Herzog, 1999). D'autres avancent plutôt la notion de "corroborer". C'est en particulier le cas de Karl Popper, un des premiers philosophes à s'intéresser aux sciences, qui soutient qu'un postulat ou une théorie ne sont scientifiques que s'ils peuvent être réfutés ou falsifiés (Popper, 1959). Toutefois, compte tenu de l'utilisation très répandue des termes "Validation et Vérification (V&V)" dans les autres domaines d'ingénierie et des sciences, il semble impossible de les abandonner totalement (Lund *et al.*, 2012).

1.5.4.3 Vérification et validation

La notion de "Vérification et Validation (V&V)" a été définie comme étant le processus d'évaluation de la précision et de la validité de modèles et de prédictions numériques. La vérification et la validation sont deux aspects distincts de ce processus. La *vérification* réfère à la façon dont le modèle est implémenté ; ceci renvoie à l'aspect mathématique. Du fait de sa nature même, la notion de vérification ne sera pas plus décrite dans la présente thèse. La *validation*, quant à elle, se rapporte à la façon dont le modèle représente le monde réel et les données expérimentales ; il s'agit donc de l'aspect physique du problème. L'étape de vérification devrait toujours précéder celle de validation (Henninger *et al.*, 2010; Lund *et al.*, 2012).

1.5.4.4 Étapes de validation

La validation pourrait être définie comme une comparaison des résultats numériques avec des données expérimentales pour quantifier les incertitudes et les erreurs dans le modèle numérique. En ce sens, elle comporte trois parties, qui sont illustrées dans la figure 1.31 :

- comparaison entre numérique et expérimental,
- extrapolation des prédictions du modèle aux conditions dans lesquelles le modèle est destiné à être utilisé,
- détermination si la précision est suffisante pour l'utilisation visée.

La dernière étape implique que la validation est aussi la responsabilité de l'utilisateur final. Il est de son devoir de s'assurer que le modèle qu'il utilise a été validé pour l'application qu'il compte en faire et, le cas contraire, en assurer la validation lui-même (American Society of Mechanical Engineers (ASME), 2006).

Ces étapes de validation sont d'autant plus compliquées dans le cas de modèles musculosquelettiques qu'il n'existe pas de connaissances précises pour les données d'entrée et qu'il est difficile, voire impossible, d'obtenir certaines données expérimentales qui permettraient de comparer les résultats numériques.

1.5.4.5 Concepts de validation

Divers moyens de validation ont été identifiés pour les modèles musculosquelettiques. Quelques exemples sont présentés ci-dessous (Nigg et Herzog, 1999; Erdemir *et al.*, 2007; Henninger *et al.*, 2010; Lund *et al.*, 2012).

A. *Validation quantitative et qualitative*

Les *mesures qualitatives*, bien que manquant de précision, peuvent être acceptées dans les cas où il n'existe que peu de données pour supporter les résultats, ou s'il est nécessaire de comparer des quantités physiques différentes. Un exemple serait l'utilisation de données EMG pour valider des résultats d'activation musculaire. À l'inverse, les *me-*

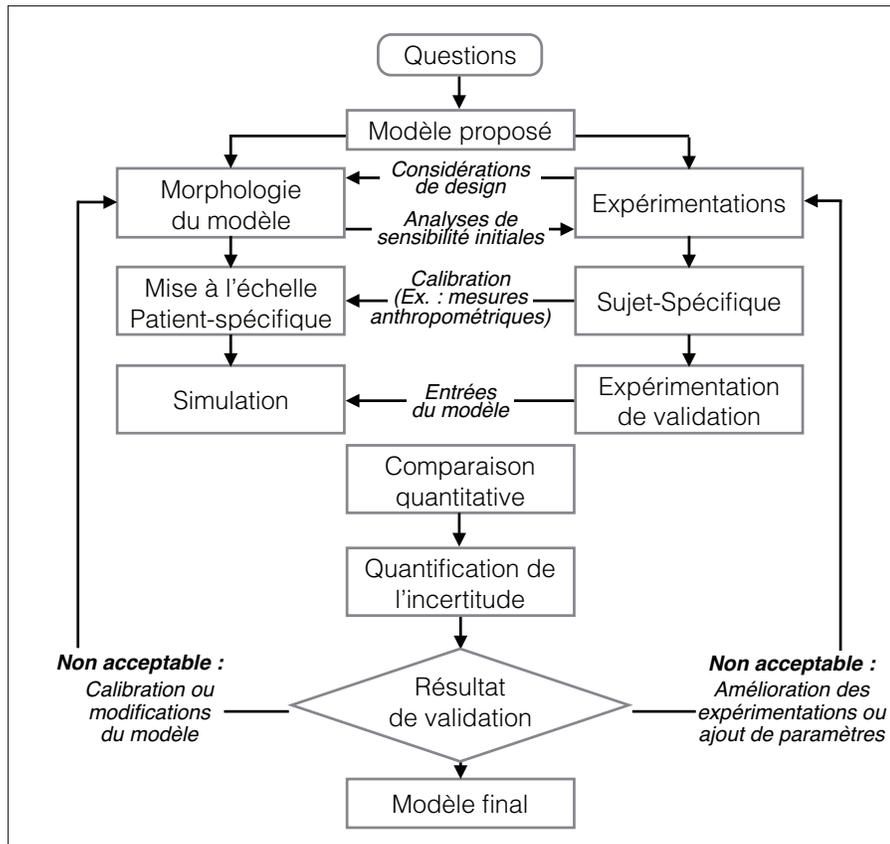


Figure 1.31 Étapes de validation pour la modélisation musculosquelettique

Adaptée de Lund *et al.* (2012) (traduction libre)

sures quantitatives sont un critère objectif pour quantifier la différence entre les quantités d'intérêt expérimentale et numérique.

B. Validation par mesure directe et indirecte

Les *mesures directes* consistent à comparer une sortie du modèle numérique à une mesure expérimentale de la même quantité. Toutefois, ce type de validation est rare avec des modèles musculosquelettiques puisque ceux-ci ont été développés pour expliquer un phénomène soit difficile à investiguer de façon empirique, soit qu'il ne serait pas possible de décrire expérimentalement sur des humains pour des raisons éthiques. La validation par *mesures indirectes* trouve deux définitions selon les auteurs. Henninger (Hennin-

ger *et al.*, 2010) la définit comme une validation basée sur des résultats ne pouvant être contrôlés par l'utilisateur / le développeur du modèle numérique. Il s'agit par exemple de comparaisons par rapport à la littérature (autres études numériques, études expérimentales similaires au modèle développé,...). Lund (Lund *et al.*, 2012), quant à lui, la décrit comme étant une validation visant à se comparer à d'autres variables, qui sont plus facilement mesurables expérimentalement. La motivation de ce type de validation provient du fait que toute confiance dans la capacité d'un modèle à prédire une quantité mesurable peut se refléter sur la confiance d'une variable d'intérêt non mesurable. Toutefois, il est clair que ceci ne garantit pas de façon absolue que le modèle puisse prédire correctement la véritable quantité d'intérêt.

1.5.5 Le modèle AnyBody de l'épaule

Plusieurs outils de simulation musculosquelettique existent actuellement. Outre MATLAB® ou de la pure programmation C++, des plateformes de développement spécifiques existent, en particulier OpenSim, utilisé par l'équipe du Delft Shoulder Model (van der Helm *et al.*, 1992), et AnyBody™ Modeling System. Le choix de l'un ou l'autre de ces outils est souvent délicat.

Globalement, les modèles de l'épaule sur OpenSim et AnyBody sont très similaires. La principale raison vient du fait que les données intégrées dans AnyBody sont directement tirées d'études réalisées pour le développement du modèle OpenSim van der Helm *et al.* (1992). Toutefois, une expertise a été développée au laboratoire concernant l'utilisation du logiciel AnyBody™, en particulier pour son utilisation dans des études sur l'épaule (Collet, 2007; Lemieux, 2013). Aussi, ce logiciel a-t-il été utilisé dans le cadre de ce projet.

La suite de ce chapitre vise à présenter les spécificités du modèle AnyBody de l'épaule. La première section décrit la façon dont le muscle deltoïde est représenté. La seconde partie met en avant la méthode employée pour modéliser l'articulation glénohumérale (GH) au moyen d'une contrainte ball-and-socket couplée à une contrainte de stabilité. Enfin, la troisième partie fait

état d'un algorithme récemment intégré dans le logiciel AnyBody, nommé "Force Dependent Kinematics" (FDK).

1.5.5.1 Représentation du muscle deltoïde

Tel que décrit dans la section 1.2.2.3, le deltoïde est le principal muscle acteur dans le mouvement d'élévation du bras. Sa modélisation est complexe du fait de sa géométrie particulière. De forme triangulaire, il est composé de trois chefs enserrant complètement l'articulation GH. Cette géométrie permet non seulement la mise en mouvement du bras mais également d'en assurer sa stabilité. De plus, son insertion et son origine correspondent à de larges sites d'attache. Leur représentation doit donc considérer cet aspect et ne peut se contenter de les assimiler à des points uniques. Enfin, les lignes d'action musculaires ne sont pas de simples lignes mais plutôt un ensemble s'articulant et glissant autour de la tête humérale.

Le modèle AnyBody de l'épaule prend en compte quelques unes de ces contraintes. Tout d'abord, les trois chefs sont chacun représentés par plusieurs fibres musculaires (Tableau 1.8a) afin de bien représenter la large forme triangulaire (Figure 1.32) :

- deux fibres pour le chef postérieur s'attachant sur l'épine de la scapula,
- cinq fibres pour le chef milieu dont deux s'attachant sur l'épine de la scapula, deux sur l'acromion et une sur la clavicule,
- cinq fibres pour le chef antérieur, s'attachant toutes au niveau de la clavicule.

D'autre part, la capacité du deltoïde à enserrer l'articulation GH est reproduite en modélisant les lignes d'action de chacune des fibres musculaires au moyen de points de passage appelés des *via-points* (Figure 1.32) et de diverses méthodes de recouvrement assurant que les muscles glissent sur les os. Ainsi, la tête humérale est représentée par une sphère, sur laquelle les fibres deltoïdiennes doivent glisser, auxquelles s'ajoutent des *via-points* contraignant la position relative de chacune des fibres par rapport à cette sphère et également l'une par rapport à l'autre.

Il faut toutefois noter une limitation importante résultant de cette manière de modéliser le deltoïde. En effet, si les *via-points* et l'algorithme de glissement permettent une bonne représenta-

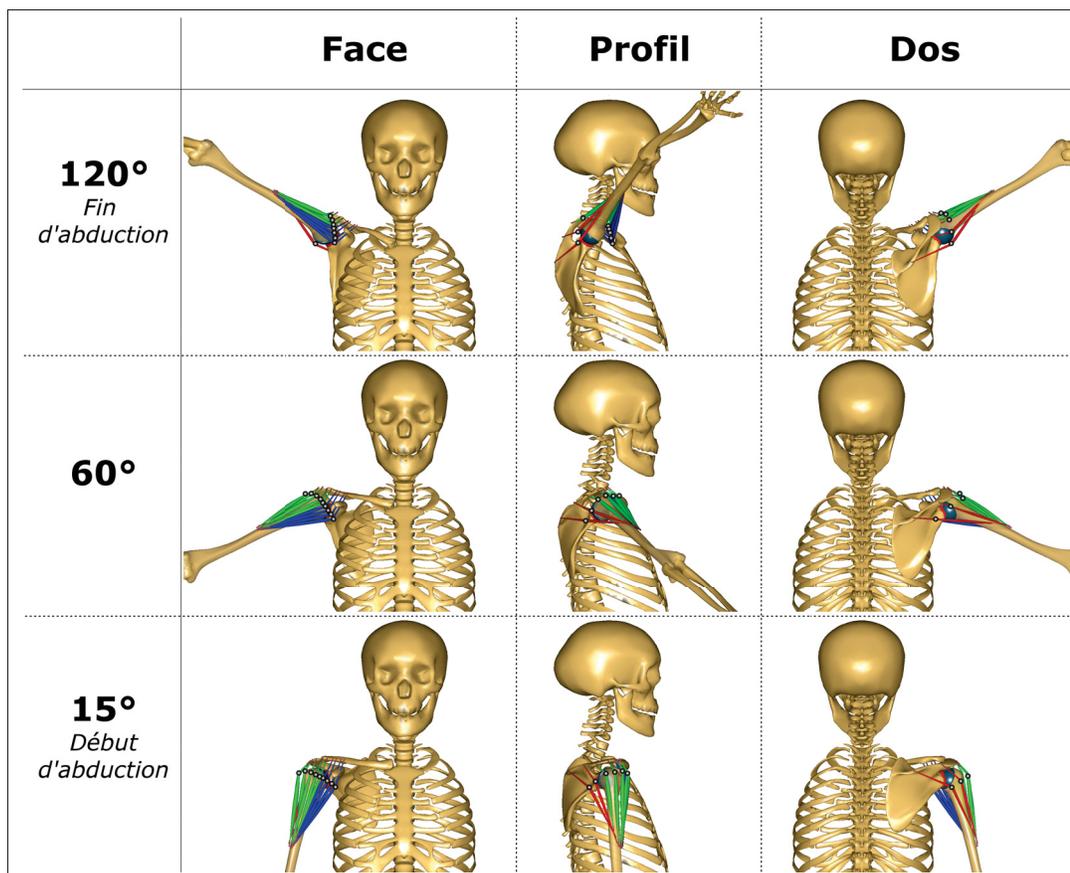


Figure 1.32 Représentation du muscle deltoïde dans le modèle AnyBody™. Les différentes portions du muscle sont représentées par trois couleurs différentes : bleu - chef antérieur, vert - chef moyen, rouge - chef postérieur. Les points de passage (via-points) du muscle sont représentées par les billes noires au niveau de la tête humérale.

tion aux faibles amplitudes d'élévation du bras, ce n'est pas du tout le cas pour des élévations supérieures à 90°. Tel que le montre la figure 1.32, les fibres aux extrémités, en particuliers les fibres du chef antérieur s'attachant au niveau de la clavicule, sont contraintes à suivre un chemin en forme de V, qui n'est pas physiologique. En effet, elles devraient plutôt suivre un chemin presque linéaire. Ceci rejoindrait d'ailleurs les observations anatomiques qui font état d'une stabilité décriée en provenance du deltoïde pour les amplitudes d'élévation supérieures à 90° (Rockwood *et al.*, 2009).

1.5.5.2 Modélisation de l'articulation glénohumérale

La section 1.2.2.1 a mis en avant la cinématique complexe de l'articulation glénohumérale (GH) qui correspond à une articulation avec cinq degrés de liberté (DdL). Elle couple en effet des mouvements de rotation de la tête humérale par rapport à la glène dans les trois plans avec de faibles mouvements de translation de la tête humérale dans les directions inférieure-supérieure et antérieure-postérieure par rapport au repère glénoïdien. Numériquement parlant cette représentation est particulièrement complexe à reproduire, raison pour laquelle le modèle AnyBody utilise deux types de contraintes pour pouvoir l'approximer.

A. *Contrainte d'articulation sphérique parfaite*

La première contrainte est de simuler l'articulation non pas comme ayant cinq DdL, mais plutôt comme un joint sphérique parfait (ball-and-socket) comprenant seulement trois DdL. Ainsi, les trois rotations sont reproduites mais il n'existe aucune translation de la tête humérale par rapport à la glène. Ce choix est utilisé depuis le début des modèles musculosquelettiques et est encore couramment employé dans les différents modèles d'épaule (van der Helm, 1994a; Holzbaur *et al.*, 2005; Lemieux *et al.*, 2012, 2013). Cette approximation peut être acceptable dans le cas d'articulations saines où les translations ne sont que de l'ordre de 1mm (Graichen *et al.*, 2000), ou dans le cas de prothèses contraintes, c'est-à-dire ayant un mismatch nul ; c'est notamment le cas des prothèses inverses pour lesquelles il n'y a aucun mouvement de la tête par rapport à la glène. Toutefois, il semble de plus en plus clair que cette hypothèse de ball-and-socket limite les conclusions pour des cas de prothèses totales non conformes ayant un mismatch non nul. En effet les principales complications semblent liées à ces translations de la tête humérale par rapport à la glène du fait de l'effet de cheval à bascule (*rocking horse effect*) impliquant une position excentrée de la tête (cf section 1.3.3.1).

B. *Contrainte de stabilité*

La seconde contrainte imposée dans le modèle AnyBody de l'épaule est une contrainte

de stabilité. Pour cela, la glène est grossièrement représentée par un cercle et la force de réaction glénohumérale (GH-JRF) est contrainte à rester dans la glène. Toutefois cette méthode ne permet pas de simuler les cas d'instabilités GH puisque le recrutement musculaire est sollicité de manière à s'assurer que la force de réaction est dirigée vers la glène et non en dehors (van der Helm, 1994a). De plus, la GH-JRF est alors calculée comme la somme des forces nécessaires pour assurer la stabilité et appliquées au niveau de ce cercle. Ainsi, ce calcul ne considère pas le contact entre la tête humérale et la glène. Ceci peut être vu comme une limitation dans le cas de l'utilisation du modèle musculosquelettique pour l'évaluation prothétique. En effet, ce choix de modélisation implique que la surface de contact ou encore le centre de pression entre les deux surfaces articulaires ne sont pas calculés. Or ces informations peuvent renseigner sur la résistance mécanique des implants. D'une part, une surface de contact plus importante réduit le risque d'usure en diminuant les concentrations de contrainte. D'autre part, un centre de pression centré par rapport à la glène avec des amplitudes de déplacements minimales réduit le risque de descellement glénoïdien.

C. Résumé

En résumé, deux contraintes sont appliquées pour modéliser l'articulation GH à savoir la contrainte de joint sphérique et la contrainte de stabilité GH. Ces deux contraintes simulent l'articulation de façon idéalisée, négligeant les petites translations de la tête humérale par rapport à la glène et empêchant les situations d'instabilité.

1.5.5.3 Algorithme "Force Dependent Kinematic"

Cette façon de modéliser les articulations de façon idéalisée se retrouve dans de nombreux modèles musculosquelettiques, toutes articulations confondues. C'est en partant de ce constat qu'AnyBody Technology a cherché à intégrer l'algorithme *Force Dependent Kinematic* (FDK) (Andersen *et al.*, 2011). Ce dernier permet alors de décrire les articulations non pas comme des équations de contrainte cinématique mais plutôt comme fonction de la force appliquée à cette

articulation. La figure 1.33 représente l'intégration de l'algorithme FDK dans le processus de dynamique inverse.

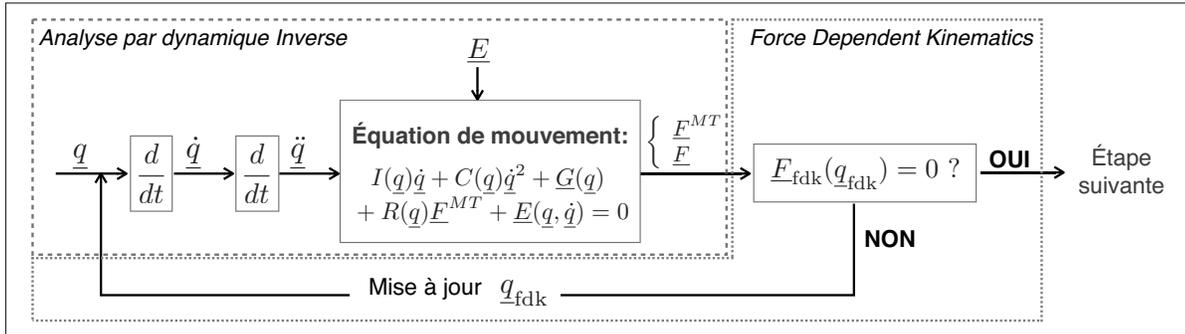


Figure 1.33 Intégration de l'Algorithme Force Dependent Kinematics dans le processus de calcul par dynamique inverse

q, \dot{q}, \ddot{q} : respectivement position, vitesse, accélération de chaque segment représentant les os ; $I(\underline{q})\ddot{q}$: vecteur des forces et couples inertiels ; $C(\underline{q})\dot{q}^2$: vecteur des forces et couples centrifuges et de Coriolis ; $G(\underline{q})$: vecteur des forces et couples gravitationnels ; $R(\underline{q})$: Matrice des bras de levier musculaires ; F^{MT} : Vecteur des forces musculotendineuses ; $R(\underline{q})F^{MT}$: Vecteur des couples musculotendineux ; F : Forces articulaires ; $E(\underline{q}, \dot{q})$: Vecteur des forces et couples externes appliquées sur le corps par l'environnement ;

Tel que décrit précédemment (chapitre 1.5.3), la dynamique inverse utilise les positions (q) des segments et des articulations comme données d'entrée. Celles-ci sont dérivées deux fois pour obtenir la vitesse (\dot{q}) et l'accélération (\ddot{q}). Ces trois valeurs ainsi que les forces externes provenant de l'environnement sont ensuite insérées dans le système d'équations de mouvement afin de le résoudre. Les principales valeurs de sortie sont les forces musculaires et de réaction aux articulations.

L'algorithme Force Dependent Kinematics est intégré à la suite de ce processus de calcul par dynamique inverse. La principale hypothèse à vérifier est l'équilibre quasi statique entre les forces articulaires (F_{fdk}) et les positions (q_{fdk}) au niveau de l'articulation d'intérêt. Par exemple dans le cas de l'articulation glénohumérale ces translations devraient être ajoutées dans la direction Inférieure-Supérieure (IS) et dans la direction Antérieure-Postérieure (AP) par rapport à la glène. Le système d'équations suivant doit alors être résolu, où F est la force à l'articulation calculée lors de l'optimisation musculaire et α_s la quantité de déplacement, dans la direction

d'intérêt :

$$\begin{cases} F_{fdk_{IS}}(q_{fdk_{IS}}) = 0 \\ F_{fdk_{AP}}(q_{fdk_{AP}}) = 0 \end{cases} \quad (1.3)$$

Cette équation est résolue à chaque incrément de temps et permet d'estimer une position d'un segment (i.e. d'un os) par rapport à un autre lors de l'optimisation musculaire. Ce processus est itératif à chaque incrément afin de trouver la position relative des segments pour que deux conditions soient remplies, à savoir que la vitesse et l'accélération soient les plus petites possibles de manière à pouvoir les négliger et que la résolution des équations de mouvement conduise à un état d'équilibre. La méthode de Newton-Raphson est utilisée afin de résoudre le système d'équations de contrainte cinématique et assurer l'efficacité des prédictions en termes de translations (Damsgaard *et al.*, 2006).

Il est important de garder à l'esprit que la principale hypothèse sur laquelle se base l'utilisation d'une telle équation est le fait que les déplacements α_s dans chacune des directions doivent être suffisamment faibles pour pouvoir négliger la vitesse et l'accélération.

L'algorithme *force dependent kinematic* n'a jamais été intégré dans un modèle de l'épaule mais il a récemment été testé pour l'articulation du genou (Andersen et Rasmussen, 2011).

1.5.5.4 Algorithme de contact

L'algorithme de contact a été introduit dans le logiciel AnyBody™ Modeling System au même moment que l'algorithme FDK. Son utilisation a été démontré lors d'une étude visant à évaluer une prothèse totale de genou (Andersen et Rasmussen, 2011). L'algorithme de contact permet de calculer la force de réaction entre deux modèles solides CAD obtenus par conception assistée par ordinateur. Pour ce faire, la force de contact totale F [N], correspondant à la force de réaction à l'articulation, est calculée comme étant la somme des forces de contact F_c [N] à chaque vertex des modèles en contact. F_c [N] est défini comme une fonction linéaire d'un

module de pression k_d [N/m³] et du volume de pénétration V_p [m³] :

$$F = \sum F_c = k_d * V_p \quad (1.4)$$

La force de contact F est définie comme un terme de force externe dans l'équation de mouvement 1.2.

Le module de pression k_d se réfère au composant esclave, i.e. le composant le plus déformable. Typiquement, il s'agit du composant glénoïdien dans le cas d'une prothèse totale anatomique d'épaule. La valeur de k_d est fonction des propriétés du matériau. Pour du polyéthylène, k_d peut être décrit comme ayant un comportement linéaire (Li *et al.*, 1997; Nuño et Ahmed, 2001) :

$$k_d = \frac{(1 - \nu)}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} * \frac{E}{h} \quad (1.5)$$

1.5.6 Résumé de l'étude biomécanique par analyse numérique

Deux types de modélisation musculosquelettique existent, à savoir la modélisation par *dynamique directe* et celle par *dynamique inverse*. Cette dernière présente plusieurs attraits, en particulier celui de pouvoir calculer les forces musculaires nécessaires pour réaliser un mouvement donné.

Cependant, deux limitations importantes peuvent être rapportées en lien avec les contraintes imposées pour représenter l'articulation GH. Tout d'abord, la modélisation de l'articulation par une liaison ball-and-socket empêche les petits déplacements de la tête humérale par rapport à la glène. Or ces translations s'avèrent majeures physiologiquement, pour assurer une bonne mobilité de l'épaule, et en cas d'arthroplasties totales non conformes, car elles semblent être la cause majeure dans le processus de descellement glénoïdien, rapporté comme la principale cause de complication. La seconde limitation se rapporte au fait que la contrainte de stabilité de l'articulation GH ne permet de calculer ni la surface de contact tête glène ni le centre de

pression, qui peuvent être deux indicateurs importants pour estimer la résistance mécanique de prothèses.

Toutefois, deux récents algorithmes implantés dans le logiciel AnyBody™ Modeling System semblent pouvoir apporter une réponse à ces limitations. D'un côté l'algorithme *force dependent kinematic* (FDK) pourrait permettre de simuler les petites translations de la tête humérale par rapport à la glène. D'un autre côté, l'algorithme de contact surfacique conduit au calcul de la surface de contact et du centre de pression entre deux modèles CAD. Ainsi, une telle approche pourrait permettre d'adapter le modèle musculosquelettique de l'épaule dans AnyBody à l'étude des prothèses totales anatomiques non conformes (NC-TSA). Il est à noter que cette approche n'a pas été appliquée à l'épaule par le passé. Les algorithmes ont été sommairement présentés et validés lors de conférences sur un modèle de coude simplifié (Andersen *et al.*, 2011) et sur un modèle de genou (Andersen et Rasmussen, 2011).

Un résumé de cette revue de littérature est présenté en introduction du prochain chapitre (Chapitre 2 Problématiques et objectifs de l'étude). Cet état de l'art a permis de définir précisément les problématiques tant clinique que technique et a conduit par la suite à la définition de l'objectif et des objectifs spécifiques.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

2.1 Problématiques

2.1.1 Problématique clinique

Telle que présentée dans la revue de littérature, l'épaule saine, du fait de sa morphologie, est une articulation autorisant d'importantes amplitudes de mouvements. Cet état peut être compromis par diverses pathologies telles que l'arthrose, qui conduit à une usure prématurée de la tête humérale et / ou de la glène. Les mouvements, lorsqu'ils sont encore possibles, se font douloureusement. Le recours à l'arthroplastie est courant dans le traitement de telles pathologies. Entre autres, le chirurgien peut faire le choix de prothèses totales anatomiques non-conformes (NC-TSA). De même forme que l'articulation anatomique, la non-conformité implique que le diamètre de tête est inférieur au diamètre de glène. Cette non-conformité présente l'avantage de pouvoir reproduire les petites translations de la tête humérale par rapport à la glène observées physiologiquement lors de mouvements du bras. De ce fait, elle permettrait d'améliorer les amplitudes de mouvement rapportés avec des prothèses totales anatomiques contraintes.

Toutefois, des complications peuvent survenir. La première complication est l'usure prématurée du composant glénoïdien du fait des petites translations de la tête humérale sur la glène. La seconde complication, rapportée comme la complication majeure de ce genre d'arthroplasties est le descellement de l'implant glénoïdien (Bohsali *et al.*, 2006; Chin *et al.*, 2006; Gonzalez *et al.*, 2011; Namdari *et al.*, 2011). En effet, sur un suivi de 10ans, des descellements glénoïdiens sont rapportés dans pas moins de 34% des cas. De plus, le taux des lignes radio-opaques, souvent associées à cette complication, est lui aussi inquiétant : de 15% à 82% en fonction des études. Bien que la non-conformité prothétique soit avantageuse pour améliorer la biomécanique articulaire, celle-ci est aussi liée au descellement avec la mise en place d'un effet de

cheval à bascule (*rocking horse effect*) correspondant à une application excentrée de la force de réaction sur les bords de la glène.

2.1.2 Problématique technique

Compte tenu de ces résultats, il semble donc nécessaire de s'interroger sur les causes de descellements glénoïdiens ainsi que sur les moyens disponibles et à développer afin de répondre à cette réelle problématique clinique. Une meilleure connaissance de la biomécanique de l'épaule, dans le cadre de NC-TSA semble nécessaire. Pour cela diverses méthodes sont disponibles notamment les études expérimentales in-vitro et les études numériques. Toutefois, dans les deux cas, les méthodes développées jusqu'alors présentent certaines limitations pour leur utilisation dans le cadre des NC-TSA.

Les méthodes expérimentales les plus à même de permettre d'évaluer la biomécanique dans le contexte de NC-TSA sont les montages dits dynamiques actifs : le mouvement du bras est généré de façon active en simulant des forces musculaires et l'acquisition des mesures se fait en continu. Les principales limitations des méthodes expérimentales existantes au début de la thèse étaient :

- l'utilisation de système de stabilisation de l'articulation glénohumérale pour assurer de pouvoir élever le bras mais qui sont trop contraignants
- l'absence de reproduction du rythme scapulo-huméral empêchant d'atteindre de grands angles d'élévation du bras
- la simulation de la masse du bras par un poids plutôt qu'en conservant le bras entier, impliquant une modification du centre d'inertie et possiblement de la cinématique résultante

Les méthodes numériques de modélisation musculosquelettiques par dynamique inverse sont attrayantes du fait de leur capacité à calculer, pour un mouvement donné, les forces musculaires et les forces de réaction aux articulations. Cependant, la modélisation de l'articulation GH comme une articulation sphérique parfaite (*ball-and-socket*) ainsi que la contrainte de stabilité de l'articulation GH ne permettent pas d'utiliser les modèles de l'épaule courants dans un

contexte de NC-TSA. En effet, le descellement glénoïdien, dont la principale cause semble être liée aux petites translations de la tête par rapport à la glène, ne peut être évalué puisque ces dernières ne sont pas simulées. De plus, des indicateurs de résistance mécaniques tels que la surface de contact ou encore le centre de pression ne sont actuellement pas évalués avec ce genre d'outils numériques.

2.2 Objectifs de recherche

2.2.1 Objectif global

L'objectif global de cette thèse était de mettre au point des outils d'évaluation biomécanique pouvant être utilisés dans un contexte d'arthroplastie totale non conforme de l'épaule. Plus précisément, ces outils, de type expérimental et numérique, devaient permettre d'évaluer le risque de descellement glénoïdien. Les outils développés devaient donc, minimalement, permettre d'évaluer les translations de la tête humérale prothétique par rapport à la composante glénoïdienne. De plus, l'étude expérimentale devait permettre de valider une partie du modèle numérique musculosquelettique.

2.2.2 Objectifs spécifiques

2.2.2.1 Analyse expérimentale : conception d'un montage d'abduction de l'épaule et évaluation d'arthroplasties totales

Cet objectif spécifique correspond au premier article nommé "Effect of glenoid implant design on glenohumeral stability : an experimental study" publié dans le journal *Clinical Biomechanics* en 2012 (Sins *et al.*, 2012d). Il a également fait l'objet de plusieurs conférences internationales (Sins *et al.*, 2011a, 2012f,b) et locales (Sins *et al.*, 2010, 2011b,c, 2012e,c).

Par ailleurs, le montage expérimental a fait l'objet d'un sujet de recherche dans le cadre d'un projet de fin d'étude (Jessica Briand-Bisson, étudiante au baccalauréat à l'ÉTS). L'objectif était de tester l'effet d'un déport médial de la tête humérale (Figure 1.5 et Tableau 1.1). Son

travail consistait à développer différents modèles de tête humérale prothétique avec des déports médiaux variables et évaluer l'impact des différentes géométries sur les translations de la tête humérale par rapport à la glène.

Le premier objectif de l'analyse expérimentale concernait la conception même du montage. Celui-ci se basait sur l'hypothèse qu'il était possible de concevoir un montage expérimental permettant de mesurer les translations de la tête humérale par rapport à la glène pour une épaule avec prothèse totale anatomique non-conforme (NC-TSA). Cette mesure serait suffisamment précise et répétable pour pouvoir comparer les translations résultantes pour différentes tailles et formes de NC-TSA. La précision nécessaire, compte tenu des dimensions de l'articulation, devait être inférieure à 0.5 mm pour les translations et inférieure à 5° pour les angles. De plus, le mouvement devrait être une abduction de grande amplitude. Le choix de ce type de mouvement se base principalement sur le fait qu'il génère des forces importantes à l'articulation glénohumérale (Poppen et Walker, 1978) et est donc un des plus susceptibles d'y générer des dommages. Pour cela, les deux hypothèses posées étaient que la simulation d'un muscle deltoïde de façon active, associée à l'intégration du rythme scapulo-huméral, devraient permettre d'atteindre des abductions supérieures à 70°. La mesure de la force deltoïdienne nécessaire pour générer l'abduction devrait, elle aussi, être suffisamment précise et répétable. Cette précision a été fixée à 10N. Enfin, le bras devrait être conservé afin d'obtenir une bonne représentation de la masse et des paramètres inertiels reliés.

Le second objectif concernait l'évaluation à proprement parler de différentes tailles et formes de NC-TSA. Plus spécifiquement, il s'agissait d'évaluer l'effet de différents mismatches (différence de rayons tête-glène) et de différents modèles d'implants sur les translations de la tête par rapport à la glène afin de quantifier le risque de descellement glénoïdien. Les conclusions de cette étude étaient basées sur le fait qu'une augmentation des translations dans les directions inférieure-supérieure et/ou antérieure/postérieure correspondrait à une augmentation du risque de descellement puisque l'effet de cheval à bascule serait alors accentué. Deux hypothèses cherchaient à être vérifiées. D'abord, qu'une augmentation du mismatch engendrerait une aug-

mentation des translations. Ensuite, que l'ajout d'un labrum artificiel sur la partie supérieure de l'implant glénoïdien (Figure 2.1) réduirait les translations.

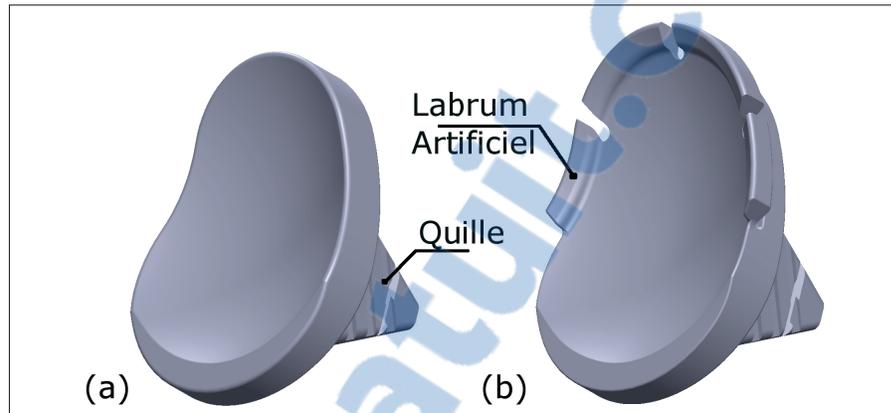


Figure 2.1 Implants glénoïdiens évalués dans l'étude expérimentale :
 (a) *Implant glénoïdien standard, disponible avec la prothèse ULYS pour fracture (Ceraver),* (b) *Nouvel implant glénoïdien avec labrum artificiel*

2.2.2.2 Analyse numérique musculosquelettique par dynamique inverse : développement du modèle FDK

Cet objectif spécifique a fait l'objet du deuxième article nommé "An Inverse Dynamic Musculoskeletal Model to Evaluate Glenoid Loosening Risk in Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty". Il a été soumis au *Journal of Biomechanical Engineering* en 2014 (Sins *et al.*, 2014a). Il a par ailleurs fait l'objet de présentations à la conférence de l'*International Shoulder Group (ISG)* en 2012 (Sins *et al.*, 2012a) et au congrès "World Congress of Biomechanics" en 2014 (Sins *et al.*, 2014b).

Le développement du modèle musculosquelettique par dynamique inverse nommé "modèle FDK" s'est fait au moyen du logiciel AnyBody™ Modeling System (version 6.0.2). Deux hypothèses ont permis d'adapter le modèle de l'épaule mis à disposition dans le repository d'AnyBody (AnyBody Managed Model Repository, version 1.6.2) à un cas de NC-TSA. La première hypothèse était que les petites translations de la tête humérale par rapport à la glène pouvaient

être simulées au moyen de l'algorithme force dependent kinematic (FDK) récemment rendu disponible dans le logiciel. La seconde hypothèse était qu'il serait possible de calculer avec plus de justesse la force de réaction glénohumérale (GH-JRF) grâce à l'algorithme de contact plutôt qu'au moyen de la contrainte de stabilité décrite précédemment. De plus, ceci conduirait à des valeurs particulièrement intéressantes en termes de surfaces de contact et de centre de pression, qu'il n'était pas possible d'obtenir jusqu'alors.

Ce développement a été validé en comparant les différentes sorties obtenues par le modèle musculosquelettique à des valeurs similaires issues du montage expérimental développé et d'études in-vitro, in-vivo (cliniques) et numériques issues de la littérature.

2.2.2.3 Analyse numérique musculosquelettique par dynamique inverse : évaluation d'arthroplasties totales

Cet objectif spécifique a été le sujet du troisième article nommé "Effect of Mismatch and subscapularis tear on center of pressure and contact area of a total shoulder arthroplasty : a musculoskeletal numerical analysis". Il a fait l'objet d'une soumission au *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* en 2014 (Sins *et al.*, 2014c) et a été le sujet de présentations (Sins *et al.*, 2014d,e).

L'objectif visé était d'utiliser le modèle FDK afin d'étudier deux paramètres connus influençant le descellement glénoïdien, à savoir la quantité de mismatch et la présence ou non d'une rupture du subscapulaire. Les postulats de départ pour déterminer l'impact de ces paramètres sur le risque de descellement glénoïdien étaient que des translations GH et des déplacements du COP minimaux, associés à une surface de contact maximale réduisent le risque de descellement glénoïdien.

Deux objectifs ont été définis, basés sur différentes observations cliniques. Le premier objectif était de déterminer s'il existe un mismatch optimum pour réduire le risque de descellement tout en conservant des petites translations GH pour permettre la reproduction d'une cinématique saine. Le second objectif était d'évaluer l'effet d'une rupture du subscapulaire sur les patrons

de déplacements de la tête humérale par rapport à la glène et son impact possible sur l'usure du composant glénoïdien.

CHAPITRE 3

ARTICLE 1. EFFECT OF GLENOID IMPLANT DESIGN ON GLENOHUMERAL STABILITY : AN EXPERIMENTAL STUDY.

Sins, Lauranne^{1, 2, 3}, Tétrault, Patrice^{1, 3}, Petit, Yvan^{2, 4}, Nuño, Natalia^{1, 2}, Billuart, Fabien^{5, 6},
Hagemeister, Nicola^{1, 2}

¹ Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, Centre de recherche, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal (QC), Canada

² École de Technologie Supérieure, Montréal (QC), Canada

³ Orthopedic Surgery, Hôpital Notre-Dame, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal, Canada

⁴ Research Centre, Hôpital du Sacré-Coeur de Montréal, Montréal (QC), Canada

⁵ Arts et métiers ParisTech, 151 boulevard de l'hôpital, 75013 Paris, France

⁶ Laboratoires CERAVER OSTEAL, Roissy, France

Article publié dans la revue Clinical Biomechanics en Octobre 2012

3.1 Abstract

Background Though several glenoid implants were developed over the past years, a high rate of glenoid loosening remains. This complication is linked to the glenohumeral stability, defined as humeral head translation. In an intact shoulder, this concept is ensured by all active and passive elements, particularly the labrum. Two features of a glenoid implant can be adjusted to improve the stability, or, in other words, to decrease the translations : the first is the mismatch, defined as the difference of curvature between the prosthetic head and glenoid ; the second is the shape of the glenoid component. Therefore, the objective of this study was to compare the performance of 2 glenoid components (Ceraver, Roissy, France) : (1) a standard design and (2) a design named “labrum design” with a superior part simulating the anatomic labrum.

Methods An experimental device was developed to evaluate forces and kinematics. The device simulated active, dynamic and continuous abduction of an entire arm. It reproduced the

Scapulo-Humeral Rhythm. The labrum design was installed first. To evaluate the effect of mismatch on the glenohumeral stability, 3 humeral heads were tested, corresponding to the ones recommended by the company. The experiment was repeated for the standard design.

Findings The results obtained show a general decrease of the prosthetic head translation with the labrum design compared to the standard design. No noticeable effect of mismatch was found.

Interpretation A proof of concept of the interest of the artificial labrum was provided since it improved the glenohumeral stability.

Keywords : Shoulder, Glenoid loosening, Kinematics, In-vitro, Experimental, Arthroplasty, Glenoid component, Joint stability, Motion

3.2 Introduction

One of the most common complications of shoulder arthroplasty remains a high rate of glenoid component loosening, as demonstrated in several studies (Bohsali *et al.*, 2006; Chin *et al.*, 2006; Gonzalez *et al.*, 2011; Namdari *et al.*, 2011). At a follow up of ten years or more, radiographic evidences of glenoid loosening were reported in 34% of the cases. Moreover, rates of radiolucent lines, often associated with glenoid loosening, ranged from 15% to 82%. Other studies showed that glenoid loosening was found at 7.7 ± 4.8 years (Deshmukh *et al.*, 2005) or from seven months to 10.4 years (Deshmukh *et al.*, 2005). This loosening rate is higher in the case of rotator cuff rupture (Franklin *et al.*, 1988; Hawkins *et al.*, 1989).

Glenoid component loosening is generally attributed to two different factors, namely surface congruence (also named conformity or mismatch) and surface constraint. Surface constraint is the amount of humeral head surface covered by the glenoid. It is linked to the depth of the joint (Marra et Flatow, 1999). Surface congruence is defined as the difference in the radius of curvature between the humeral head and the glenoid component. A congruent surface contact increases the risk of local stress concentration Diop *et al.* (2006), whereas a non-conforming

joint, potentially having less constraint, increases the risk of increased translation within the glenohumeral joint, leading to the rocking chair effect (Franklin *et al.*, 1988). These obligate translations are used to define the glenohumeral stability. According to the in-vivo study of Walch and Boileau (Walch *et al.*, 2002), a mismatch between 6 and 10mm could potentially reduce the risk of glenoid loosening. Although some commercial implants with several mismatches are proposed, glenoid loosening remains a problem, as shown in a recent publication (Strauss *et al.*, 2009).

Following arthroplasty, glenohumeral stability is not only impaired by non-conforming prosthetic surfaces, but also by the absence of intra-articular vacuum and labrum. The latter has been shown to potentially have a beneficial effect on glenohumeral stability, by decreasing relative translations (Billuart *et al.*, 2008; Howell et Galinat, 1989). Labrum is, however, not reproduced in glenoid component designs. Recent research development has led to the proposal of a glenoid component design, which includes an artificial labrum (Ceraver, Roissy, France). This glenoid component is expected to have a less constraining design, compared to classical glenoid components. Moreover, it is expected to minimize glenohumeral translation. The aim of this study is to evaluate the effect of the labrum design on the glenohumeral stability with an in-vitro model. The objectives are as follows : first, to develop and validate an experimental setup to allow abduction of an entire cadaveric arm while simulating the Scapulo-Humeral Rhythm (SHR) ; Second, to assess the effect of the proposed glenoid component design compared to the classical glenoid on the parameters of deltoid forces and kinematics ; and finally, to verify if mismatch is a confounding variable, or, in other words, to verify that the choice of humeral head radius of curvature has limited influence on measured parameters.

3.3 Method

3.3.1 Specimen preparation, 3D reconstruction and kinematics evaluation

Six fresh frozen entire shoulders were used in this study coming from three women and one man (age was not provided by the anatomy department but all specimen seemed to be older than

50 years). The deltoid muscle was removed and its dimensions (length, width) were measured. All other muscles and soft tissues of the arm and scapula were removed except for the rotator cuff muscles around the glenohumeral joint. Soft tissues on the forearm were preserved in order to keep weight of the specimen as close as possible to intact arm. The inferior part of the scapula was embedded in a potting block using body filler (Bondo, 3M). Six 0.8mm tantalum beads were inserted in the arm and the scapula for the subsequent reconstruction and calibration purposes. After dissection, the shoulder was wrapped in a cloth soaked with saline solution and kept frozen at -20°C .

CT (computed tomography) scans and biplanar radiographies of the shoulders were performed. The bi-planar radiographies were used to locate the tantalum beads, which were too small to be visible on the CT scans however necessary to ensure maximal accuracy and precision in the definition of the coordinate systems. Humerus and scapula were reconstructed from CT scans using a commercial software package (SliceOMatic, Tomovision, Montréal, Canada). These 3D reconstructions were used to define joint coordinate systems (JCS), which, on one hand, help set the initial position of the specimen and on the other hand was used to describe recorded motion. Two coordinate systems (CS) are necessary to define one JCS. Two JCS were constructed to define the entire kinematic of the movement. The first, named Angular JCS (A-JCS), was used to describe the global arm motion in terms of flexion/extension, internal and external rotations and abduction/adduction. The second, named Translational JCS (T-JCS), was used to evaluate humeral head displacement relative to the scapula.

The A-JCS (Figure 3.1) was constructed according to International Society of Biomechanics (ISB) recommendation. It is based on scapular and humeral anatomical bony landmarks (Wu *et al.*, 2005). Glenohumeral center (GH) was defined as the center of a sphere best fitted by a Least Square method to the articular surface of the humeral head van der Helm *et al.* (1992). The CS of the scapula was aligned to the humeral CS at all positions. This allowed evaluating the relative movement between the scapula and humerus, while the scapula was moving. The four steps followed to align the scapula CS with the humeral CS were : 1) place the center of the CS in GH rather than in Angulus Acromialis (acromial angle); 2) align the Y-axes of

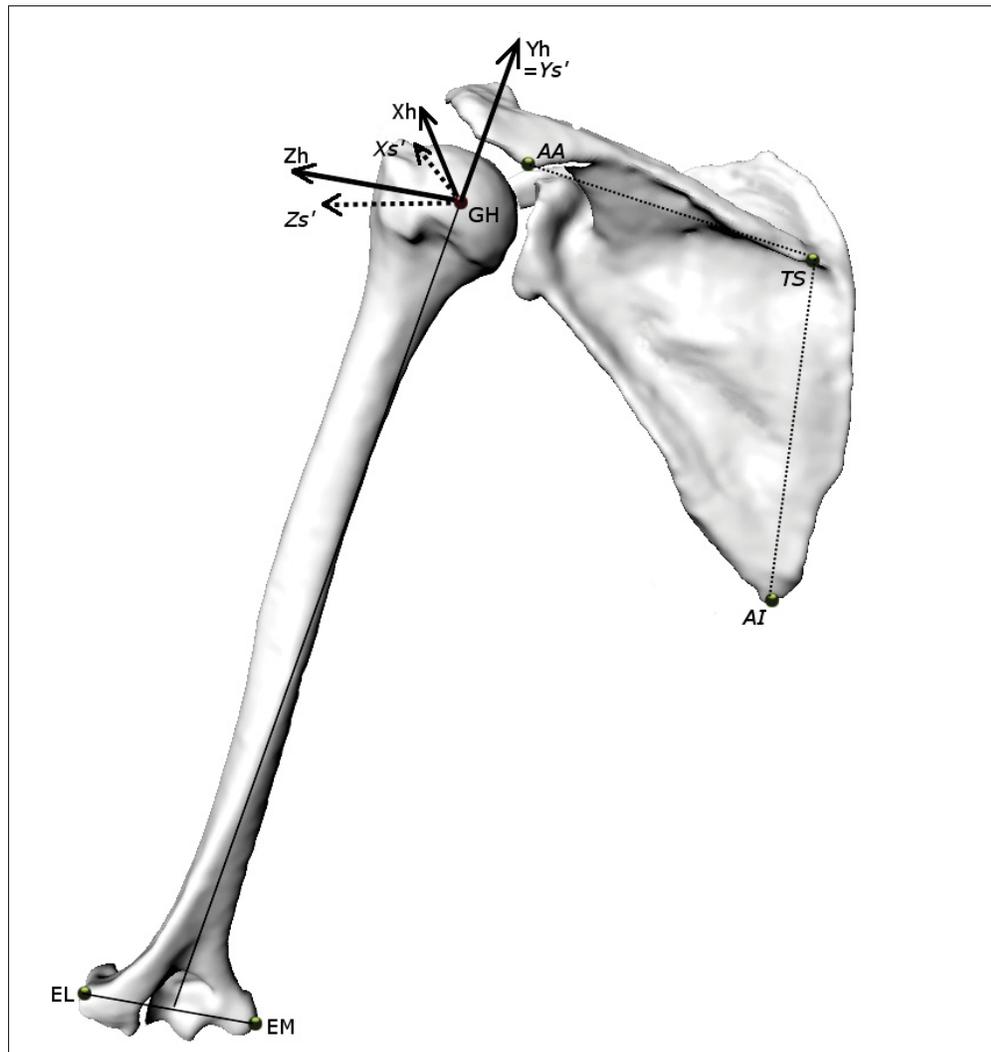


Figure 3.1 Angular joint coordinate system (A-JCS).
The new scapula CS (') is based on the JCS of the ISB :

- *Scapula Y-axis' = ISB Humerus Y-axis*
- *Scapula X-axes' = ISB Scapula X-axes*
- *Scapula Z-axis' = Scapula X-axis' \wedge Scapula Y-axis'*

*The continuous lines correspond to the humerus coordinate system ;
 the dot lines correspond to the new scapula CS (').*

the scapula on the Y-axes of the humerus ; 3) keep the X-axes of the ISB scapular CS ; 4) calculate the Z-axes of the scapula CS as the cross product of X-axes and Y-axes of the scapula CS (Figure 3.1). The motion description was based on the X-Z'-Y'' rotation sequence, which

describes the angle of elevation, the angle of horizontal adduction/abduction (or flexion/extension), and axial rotation. This sequence has been described as being the best sequence for an elevation in the scapular plane (Senk et Chèze, 2006).

The T-JCS was based on a glenoid plane. The aim was to create the latter to visualize humeral head displacement with respect to the glenoid at every degree of elevation. To do so, the first CS was the humeral CS as described by the ISB. The second CS was created from the glenoid. A plane was defined using an inertial matrix based on the 3D reconstruction of the glenoid (Figure 3.2). Compared with the current methods using 3 anatomical points on the glenoid boundary (De Wilde *et al.*, 2010), this approach ensured better reproducibility.

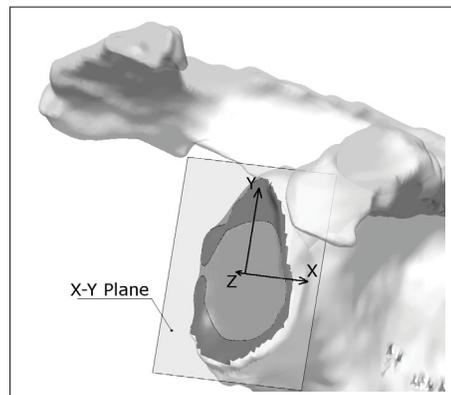


Figure 3.2 Glenoid coordinate system.

The eigenvectors of the matrix were then used to define the principal axes of the glenoid. Referring to the global shape of the glenoid (Checroun *et al.*, 2002), the first axis (x-axis) corresponded to the anterior-posterior axis, the second axis (y-axis) was aligned to the inferior-superior axis and the third axis (z-axis) was normal to the X-Y plane. The center of the humeral head (GH) was projected on this at each increment of arm elevation. This represented the relative movement of the humeral head with respect to the scapula in the inferior/superior (IS) and anterior/posterior (AP) directions.

3.3.2 Description of the apparatus (Figure 3.3)

A testing device was developed to simulate the active elevation in the scapular plane (Figure 3.3). The device allows both continuous and dynamic motion and a Scapulo-Humeral Rhythm (SHR) corresponding to a mean of 1° of scapular rotation for 2° of humeral elevation.

The cadaveric specimen was placed on the testing device by mounting the potting block with 3 plastic screws on a plate linked through a pivot joint with the frame (Figure 3.3, (1)). A linear spring was installed between the frame and the plate supporting the scapula (Figure 3.3, (2)). The spring retained the rotating plate of the scapula to ensure a 2 :1 SHR. The appropriate spring's rate ($k = 0.61 \text{ N/mm}$) was estimated by 2D kinematics calculations (Adams, MSC Software).

The deltoid was replaced by a woven fabric, similar in shape and size to the native muscle (Figure 3.3, (3)). This aspect is a key point of novelty of the developed device. The woven fabric was attached to the native deltoids' insertion by a single screw. The deltoid replacement had two objectives. First, the woven fabric intended to avoid a torn deltoid from repetitive abduction cycles. Indeed, preliminary experiments showed that the force applied to this muscle in order to achieve arm elevation resulted in deltoid muscle fibers rupture after a few abduction cycles. The second objective of the fabric was to avoid shoulder instability during abduction. Indeed, deltoid plays a key role in the stabilization of the shoulder (Billuart *et al.*, 2008) and a previous study showed that using only a cable or strap was insufficient to ensure the stability Levasseur *et al.* (2007).

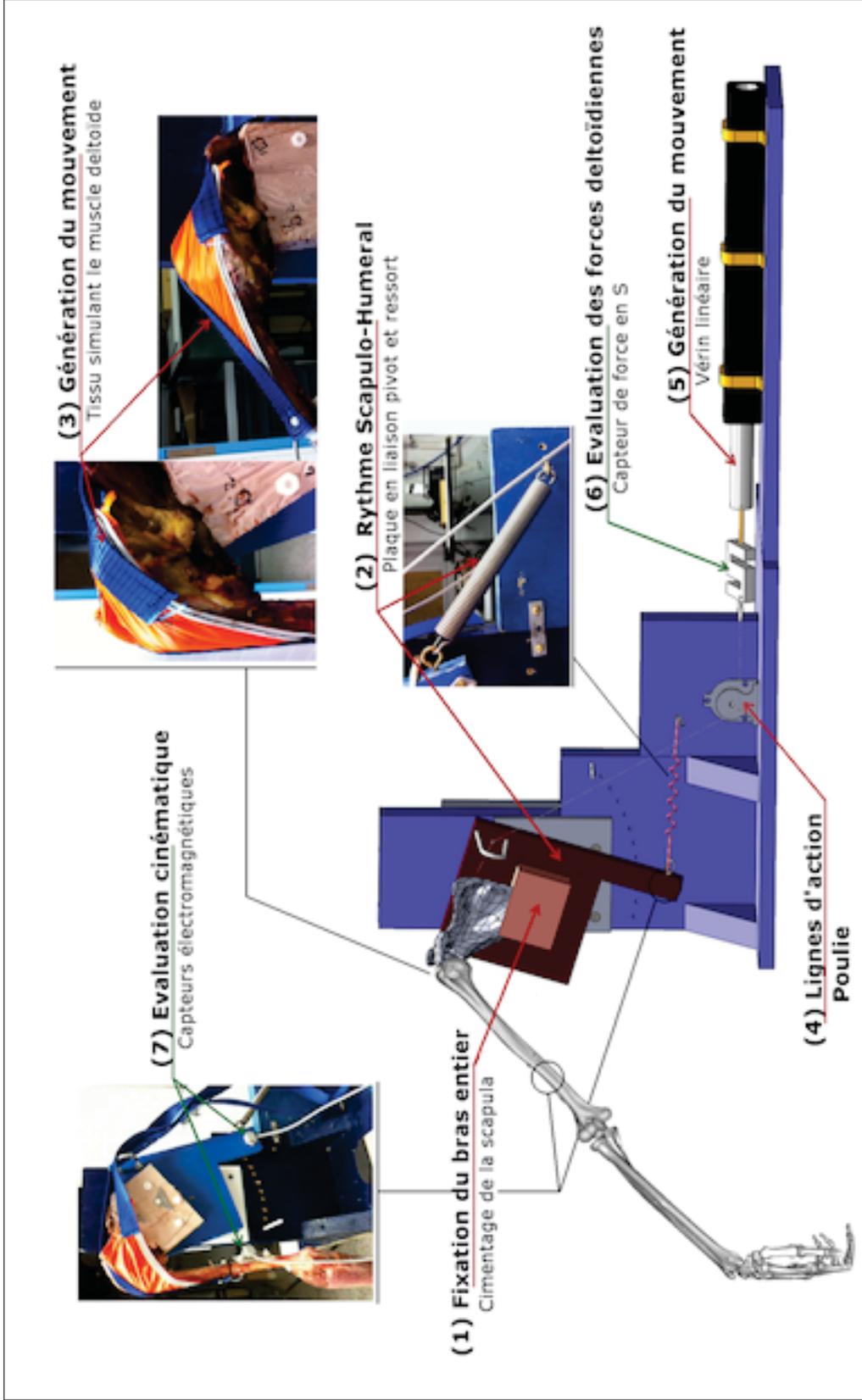


Figure 3.3 Testing device.
Numbers in parenthesis are referred in the text

The woven fabric was tied to three straps to simulate the three parts of the deltoid, namely anterior, middle, and posterior deltoid. A cable linked the 3 straps to a linear actuator (Figure 3.3, (5)). This cable passed through pulleys (Figure 3.3, (4)) to simulate the lines of action of the deltoid. The actuator (SNC6, Mirai Inter-Technologies Systems Ltd., Richmond Hill, ON, Canada) generated the movement by applying a displacement at a velocity of 10mm/s (Figure 3.3, (5)). The choice of velocity was based on previous studies (Levasseur *et al.*, 2007; Tétreault *et al.*, 2011). This resulted in arm elevation in the scapular plane and simultaneous rotation of the scapular plate.

A load cell (Figure 3.3, (6)) attached between cable and actuator measured the forces of the deltoid. Bone rotations were measured in real time by a 6 degrees of freedom (DOF) electromagnetic tracking device (3Space, Fastrak System, Polhemus 1993, Colchester, Vermont, USA) (Figure 3.3, (7)).

3.3.3 Preparation of experiments

All experiments were conducted with an experienced surgeon. The shoulder was thawed at room temperature for approximately 18h before the experiment. The elbow was fastened with a brass screw to immobilize the elbow in extension. A calibration procedure was performed. It consisted in digitizing the tantalum beads to establish a transformation matrix between specimen motion and 3D reconstruction. Errors generated by the calibration were evaluated at $\pm 1^\circ$ for angular orientation and $\pm 0.2\text{mm}$ for displacement of the humeral head with respect to the glenoid.

Initial position of the shoulder was ensured manually. This was checked in three steps. The first step consisted in placing the shoulder at 30° of humeral rotation relative to the glenoid plane 3.1. It avoided impingement due to the coraco-acromial ligament. A second step ensured that there was no inferior luxation of the humerus by applying an initial force between 10N and 15N to the cable. This force corresponded to the observed minimal force needed to ensure

having all the other conditions combined. The third step ensured that the humeral head center was aligned with the glenoid center.

3.3.4 Reproducibility protocol

The reproducibility protocol was performed on one specimen (without any implant) as follows : a series of five consecutive abduction movements to precondition the shoulder, followed by 5 recorded abduction cycles. Each abduction cycle was recorded for 30 seconds. Kinematics sensors and woven fabric were then removed. The shoulder was removed from the plate and manipulated outside the apparatus. Overall, the experiment was repeated three times. Reproducibility of the apparatus was assessed by calculating the intra-series and inter-series Intra-Class Coefficient (ICC) (Kadaba *et al.*, 1989) for 8 parameters : deltoid force, total abduction relative to the initial position, humeral elevation relative to the scapula, humeral flexion, humeral rotation, inferior-superior (IS), and anterior-posterior (AP) displacement of the humeral head relative to the glenoid. The combination of IS and AP displacement is defined as the glenohumeral stability.

3.3.5 Glenoid implant evaluation protocol

Five specimens were used to study the effect of the glenoid implant on the glenohumeral stability. The two implanted glenoid components (Ceraver, France) are shown in Figure 3.4. In the following, they will be named “standard” and “labrum” designs.

The displacement was calculated using the T-JCS described in the method, i.e. based on the humeral and the glenoid CS. For each implant, the glenoid CS was created in the same manner as that for the bones. The inertial matrices were calculated using the CAD files from CERAVER (Figure 3.4).

The arthroplasty was performed by the surgeon. The components were implanted following the specifications from Ceraver. The capsule was cut and the shoulder disarticulated. Table 3.1 shows the characteristics of the prosthetic implants for each specimen.

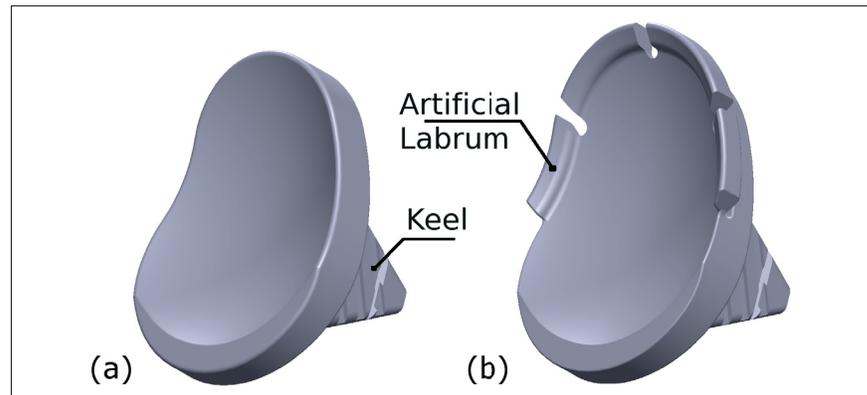


Figure 3.4 CAD files : (a) standard design and (b) labrum design

Tableau 3.1 Implanted prosthesis.

For humeral head sizes, prosthetic components : numbers in bold refer to the best replication of the native head

Specimen	Glenoid Implant	Humeral head sizes [mm]		Corresponding mismatches [mm]
		Native head	Prosthetic components	
1	Size 2	46	43 - 45 - 48	7.6 - 6.6 - 5
2	Size 2	46	43 - 45 - 48	7.6 - 6.6 - 5
3	Size 2	45	43 - 45 - 48	7.6 - 6.6 - 5
4	Size 3	55	45 - 48 - 51	9.6 - 8 - 6.4
5	Size 3	52	45 - 48 - 51	9.6 - 8 - 6.4

First, the artificial labrum design component was implanted. Three glenoid sizes are proposed by the company. The choice of the component's size was based on the native glenoid diameter. The latter was estimated by best-fitting a sphere by a Least Square method to the articular surface of the glenoid. The component was cemented in place ; the humeral stem was also cemented in place.

Five prosthetic humeral head diameters are available (41mm, 43mm, 45mm, 48mm, and 51mm), but three are suggested by the company for implantation for each glenoid size. The range of mismatch is then from 5 to 10 mm and follows the recommendation of Walch *et al.* (2002) (Table 3.1). The humeral head that best replicated the native head of the specimen was installed first and data acquisition was performed. The two other humeral heads corresponding to the above-mentioned mismatch were also tested to evaluate the effect of mismatch.

After data acquisition of the three humeral heads in conjunction with the labrum design glenoid, the artificial labrum was cut to simulate a standard glenoid design. The experiment was repeated. Overall, each glenoid implant type was evaluated for three humeral head implant sizes. Each head was tested during five abductions cycles.

3.4 Results

3.4.1 Reproducibility

The results for device reproducibility are shown in Table 3.2. The means were calculated for all series and standard deviations for each series of five abductions.

Tableau 3.2 Reproducibility.

The means were calculated for the inter-series (15 abductions). The standard deviations and ICC were calculated for intra-series (3 series of 5 abductions each)

	Maximal means	Standard deviation	Intra-series ICC	Inter-series ICC
Deltoid force	359 N	10 N	0.96	0.93
Total abduction	77°	2°	0.98	0.97
Initial humeral rotation	-31°	3.5°	0.91	0.813
Final humeral rotation	-54°			
Initial humeral flexion	9°	1.4°	0.81	0.561
Final humeral flexion	14°			
Inf-Sup displacement	7.5 mm	0.3 mm	0.95	0.93
Ant-Post displacement	2.2 mm	0.4 mm	0.82	0.70
Humeral elevation	69°	0.6°	0.97	0.96
Scapular rotation	19°	0.5°	0.98	0.98

The mean of maximal deltoid force was 359N, with 10N standard deviation. We compared the measured deltoid forces with values from the literature. They are of the same order of magnitude than previous experimental studies : 300N for 75° (Wuelker *et al.*, 1995), 320N for 30° (Favre *et al.*, 2008) and 377N for 77° in our study.

The mean total abduction was 77°. Mean humeral external rotation varied from 30° to 50°. One should note that the specimen was initially placed at 30° external rotation. The standard devia-

tion was 3.5°. Initial horizontal arm flexion was 9° and increased slightly to 14°. The standard deviation was 1.4°. The range of displacement of the humeral head with respect to the glenoid for IS and AP direction was also reproducible : the standard deviations were 0.30 mm and 0.41mm for inferior-superior and anterior-posterior displacement respectively. Mean Scapulo-Humeral Rhythm (SHR) for the 3 series of 5 abductions was 2.15 :1 (standard deviation : 0.17). All the intra-series and inter-series ICC are higher than 0.9, except for humeral flexion and AP displacement. Consequently, for the next procedure (impact of glenoid implant), the device was used in an intra-series context (i.e. the specimen was not removed from the apparatus).

3.4.2 Impact of glenoid implant design on glenohumeral stability

Table 3.3 and Figure 3.5 show IS and AP prosthetic head displacement with respect to the glenoid implant for both the standard and the labrum designs. The standard design was considered as the reference. The results are presented only for the best fitting of the native humeral head since the other prosthetic head sizes presented similar translations (refer to table 3.1 for native sizes). For specimens 1, 2 and 3, the corresponding mismatch was 6.4mm ; for specimens 4 and 5 it was 6.6mm.

Tableau 3.3 Evolution of AP and IS humeral head displacement for the labrum design implant compared to the standard implant.

The impact of the labrum design is expressed as reduction (by the “-“ sign) or augmentation (by the “+” sign) of the range of both IS and AP humeral head displacement compared to the standard design.

Specimen	1	2	3	4	5
IS displacement	-3.4mm (-26.5%)	+1.2mm (+17.0%)	-2.7mm (-31.9%)	-4.7mm (-44.1%)	+0.6 mm (+4.3%)
AP displacement	-6.1mm (-111%)	-1.2mm (-99.8%)	-1.9mm (-78.0%)	+0.8mm (+23.7%)	+1.5mm (+81.5%)

Results show that the labrum design generally decreased the relative displacement of prosthetic head with respect to the glenoid implant. Table 3.3 shows the values in terms of mm and % of displacement reduction. For specimen #2 (IS displacement slightly increased by 1.2mm) and specimen #4 (AP displacement slightly increased by 0.8mm) the labrum design had no effect

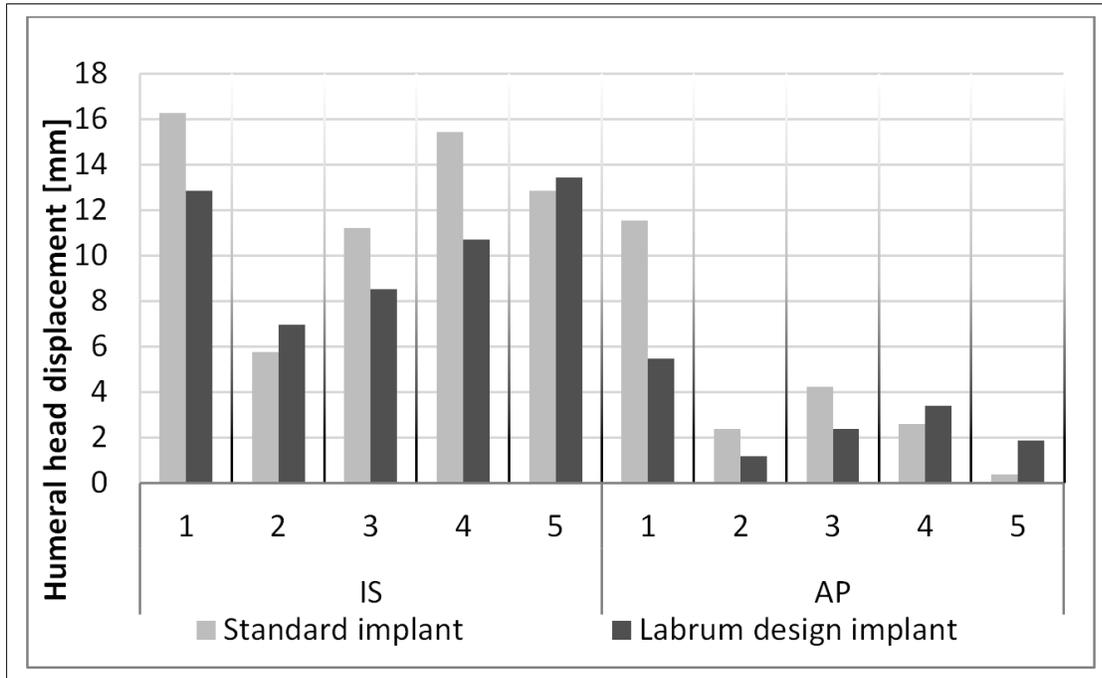


Figure 3.5 AP and IS humeral head displacement for the 5 specimens

on prosthetic head design. These small values are considered to be non-relevant from a clinical point of view. For specimen #5, initial translations were too small to be able to conclude on the effect of glenoid design.

Figure 3.6 shows the pattern of humeral head displacement for both the standard and the labrum designs. In all cases, the displacement took place from bottom to top as a function of abduction cycles. This visual map confirms the effect of the artificial labrum, by decreasing the displacement and/or centering the prosthetic head with respect to the glenoid component.

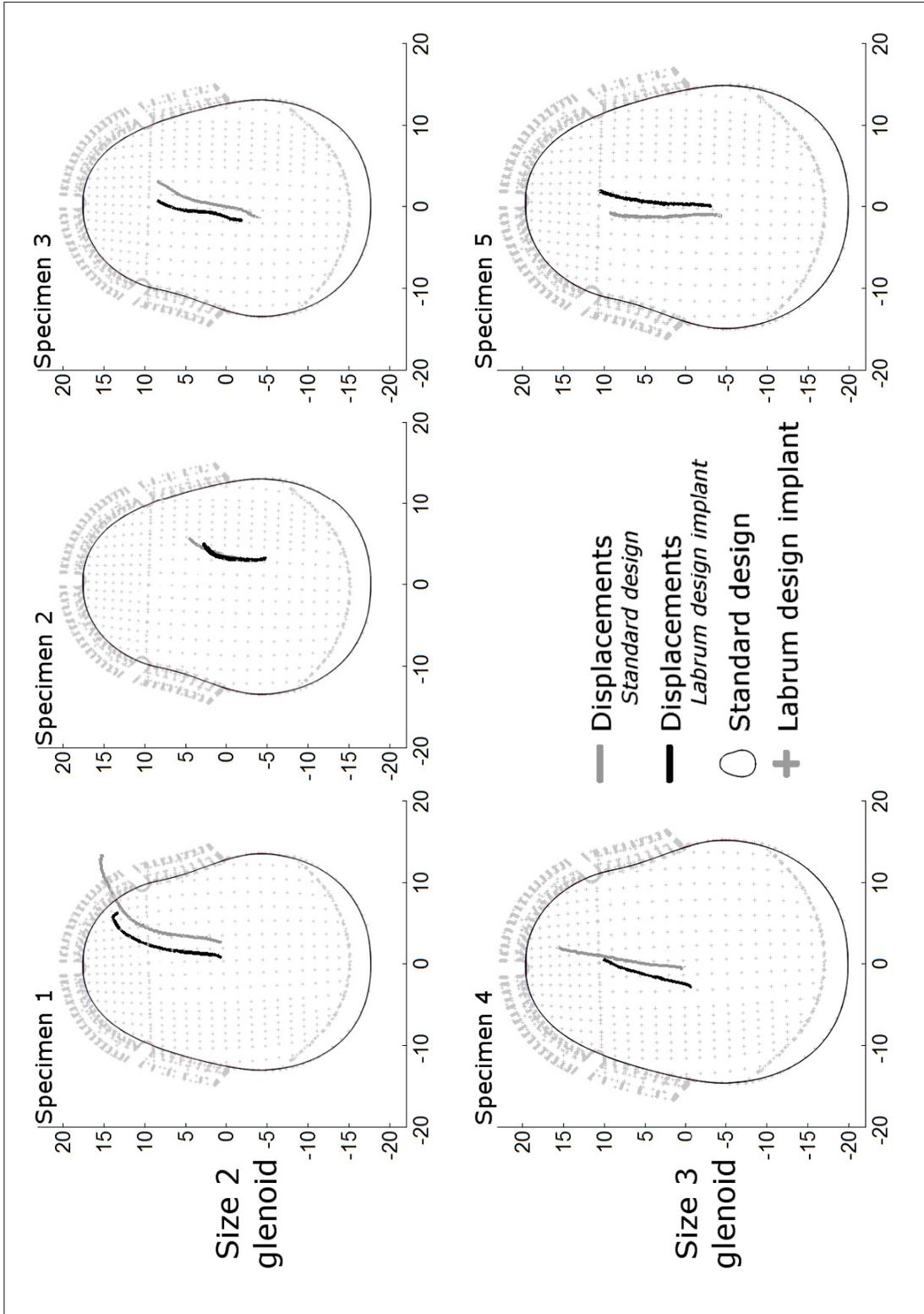


Figure 3.6 AP and IS humeral head displacement for the 5 specimens

3.4.3 Impact of glenoid mismatch on glenohumeral stability

Figure 3.7 illustrates the IS and AP displacement observed when testing the three suggested humeral head sizes for each glenoid component size. For the glenoid size 2, the mismatches were 5mm, 6.6mm, and 7.6mm ; for glenoid size 3, the mismatches were 6.4mm, 8 mm, and 9.6mm.

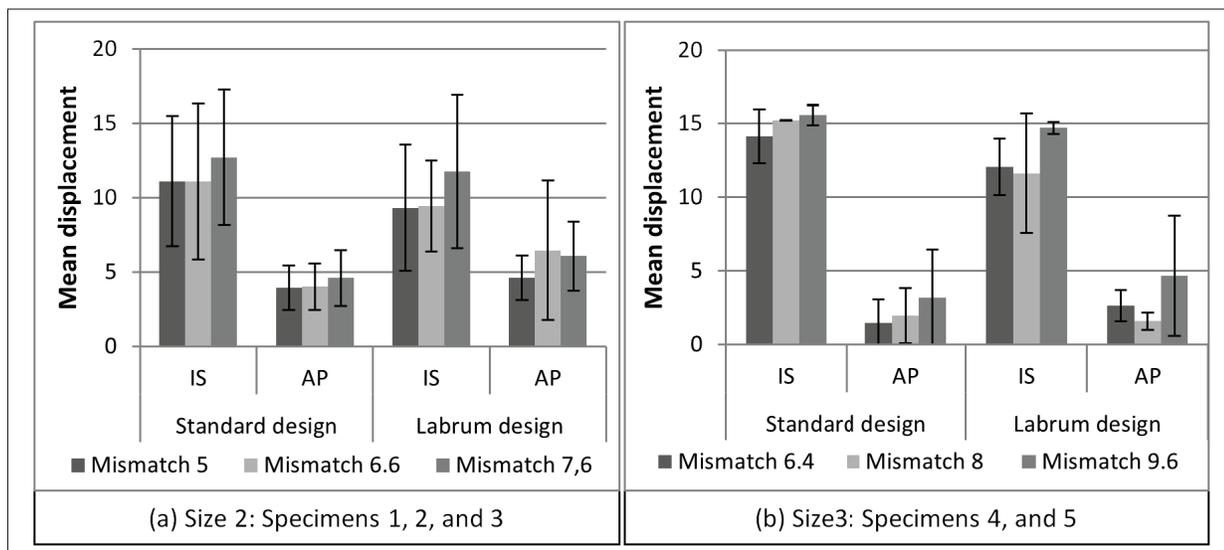


Figure 3.7 IS and AP displacement in function of the mismatch for a) size 2 and b) size 3

These representations show that for both types of glenoid, largest displacements were associated with biggest mismatches. Nevertheless, it is not clear if mismatch has a real impact on the glenohumeral stability. Indeed, differences between series were too small to conclude on the effect of the mismatch.

3.5 Discussion

It has been shown that a non-congruent surface increases the rocking chair effect and also the risk of glenoid loosening (Franklin *et al.*, 1988). Another factor increasing this rocking chair effect is the resection of the labrum. The stabilizing effect of the labrum has in fact already

been demonstrated (Billuart *et al.*, 2008). The proposed artificial labrum design, developed by CERAVÉR (Roissy, France), was based on the assumption that an artificial labrum could reduce the humeral head translations, improving also the stability, and decreasing the risk of glenoid loosening. Therefore, the objective of the present study was to compare the labrum design to a standard design component in terms of glenohumeral stability. Glenohumeral stability was defined as being the prosthetic head translations with respect to glenoid implant in both inferior-superior and anterior-posterior directions. The effect of mismatch was also evaluated.

To evaluate glenohumeral stability, an in-vitro study was conducted. A device was developed and proved reproducible to measure kinematics, deltoid forces, and the humeral and/or prosthetic head displacement. Two original features of the apparatus are noted. The first is the replication of a Scapulo-Humeral Rhythm. To the authors' knowledge, it is the first device to reproduce the SHR during active and continuous abduction movements. The second is the effective use of a fabric to replace the deltoid muscle. Combination of these two features led to an effective abduction of an entire arm. Moreover, the total elevation of 77° was greater than for a previous device without these characteristics (Levasseur *et al.*, 2007). The comparison of deltoid forces with previous experimental studies showed similar values (Wuelker *et al.*, 1995; Favre *et al.*, 2008).

A proof of concept of the labrum design effect was conducted using this experimental device. The results verified the hypothesis that the artificial labrum could improve glenohumeral stability. Indeed, a general decrease in translations in inferior-superior and anterior-posterior directions was observed. Moreover, for some specimens, experimental results showed that the humeral head was more centered compared to the standard design.

Several recommended mismatches (between 5 and 10mm (Walch *et al.*, 2002) were tested. Our study could not show any noticeable effect of this parameter on humeral head translation. Other in-vitro studies evaluated the impact of mismatch on humeral head translations (Diop *et al.*, 2006; Harryman II *et al.*, 1995; Karduna *et al.*, 1997a), and concluded on the contrary, that mismatch was an important parameter to consider. In fact, their results showed that bigger

mismatches resulted in bigger prosthetic head translations. However, it must be noted that they tested smaller mismatches than ours (from 0mm to 6mm depending on the study). Moreover, our results are in accordance with the *in vivo* study of Walch *et al.* (2002) on 319 patients, where no statistical difference was found between radiological and clinical signs as long as mismatch was comprised between 5mm and 10mm (Strauss *et al.*, 2009; Walch *et al.*, 2002). We therefore believe that, when this condition is ensured, implant design has probably more influence in decreasing humeral head translation than the mismatch.

There have been previous attempts to propose a glenoid design in order to decrease the risk of glenoid loosening. Some focused on improving fixation of the glenoid component in the scapula, by changing the keel design ((Neer *et al.*, 1982), DANA implant, GRISTINA implant), by using metal-back systems ((Martin et Thornhill, 2004), Biomodular (BIOMET) implant) or by using screws in the acromial part (Mazas et de la Caffiniere, 1981). Others focused on glenoid surface shape, for example by adding a superior part to the glenoid to limit superior translation (McElwain et English, 1987).

Bigliani and Flatow developed a glenoid component with a conforming center, extending into a nonconforming periphery named Bigliani-Flatow (BF) design (Wang *et al.*, 2005) (Zimmer, USA). Their static experimental study concluded that glenoid design had no noticeable effect on glenohumeral stability. Only the contact pattern was influenced by the glenoid design : contact typically occurred in the outer non-conforming part of the BF. This in turn, may increase the risk of glenoid loosening. As shown in the present study, the labrum design developed by Ceraver (Roissy, France) seems to limit undesired superior translation, and has, therefore the potential to decrease the risk of glenoid loosening.

The limitations of this study are mainly associated with the *in vitro* study. First, this device was designed to simulate the elevation of the arm in the scapular plane only. Therefore, the influence of other movements such as flexion, extension or rotations could not be evaluated. Second, the SHR was simulated as a continuous 2 :1 ratio. It does not reproduce exactly the anatomic SHR, which is in fact not a constant value during the entire movement of abduction

(Ludewig *et al.*, 2009; Poppen et Walker, 1976; Saha, 1971). Nevertheless, the objective of such feature in our device was not to reproduce the exact reality, but rather to allow a greater range of abduction. Third, the weight of the arm was decreased due to the soft tissue removal in the specimen preparation process. However, we do not think that this has an effect on the kinematics results. Another fact that is noteworthy is the use of the woven fabric, which limited anterior/posterior displacements of the humeral head, whereas inferior/superior displacements were increased, due to rotator cuff absence. In fact, our device did not replicate an active cuff. However, this limitation was interesting since it allowed greater translation and therefore a better appreciation of the impact of the design on the glenohumeral stability.

To conclude, this experimental study established a proof of concept of the artificial labrum design glenoid implant. To totally evaluate the risk of glenoid loosening, further studies to evaluate the polyethylene wear and stress on the labrum design glenoid component are needed.

3.5.1 Acknowledgments

We gratefully acknowledge the help of Gerald Parent for the development of the kinematics evaluation. We thank Cynthia Hunt, English language professional, for her assistance. This work was funded by NSERC.

3.5.2 Conflicts of interest

No financial support was received from Ceraver (Roissy, France), but the tested implants were provided by the company.

CHAPITRE 4

ARTICLE 2. AN INVERSE DYNAMIC MUSCULOSKELETAL MODEL TO EVALUATE GLENOID LOOSENING RISK IN NON-CONFORMING TOTAL SHOULDER ARTHROPLASTY.

Sins, Lauranne^{1,2,3}, Tétreault, Patrice^{1,3}, Hagemeister, Nicola^{1,2}, Nuño, Natalia^{1,2}

¹ Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, Centre de recherche, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal (QC), Canada

² École de Technologie Supérieure, Montréal (QC), Canada

³ Orthopedic Surgery, Hôpital Notre-Dame, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal, Canada

Article soumis à la revue Journal of Biomechanical Engineering en Juillet 2014

4.1 Abstract

Current musculoskeletal inverse dynamics shoulder models have two limitations to use them in a context of Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA). First, the ball-and-socket glenohumeral joint simplification avoids any humeral head translations. Second, there is no contact at the glenohumeral joint to compute contact area and center of pressure (COP) between the two components of NC-TSA. In this paper, we adapted the AnybodyTM shoulder model by introducing humeral head translations and contact computation between the two components of a NC-TSA. Abduction in the scapular plane was considered. The main objective of this study was to validate our model by comparing translations, center of pressure, contact area and glenohumeral joint reaction forces to previous numerical, experimental and clinical studies. We believe that humeral head translation and contact computation were successfully introduced in our adapted Anybody shoulder model with strong support for our findings by previous studies.

4.2 Introduction

Interest in musculoskeletal analysis increased in recent years with the aim to better understand joint biomechanics, effect of joint replacement on function, and help with the development of prosthetic devices (Favre *et al.*, 2009). To perform this kind of analysis, musculoskeletal models are developed following the laws of mechanics, especially the Newton-Euler equations, which are applied to the human musculoskeletal system. Two types of musculoskeletal analyses exist : *forward dynamics* analysis, in which muscular forces are the inputs and the result of these forces is the motion, and *inverse dynamics* analysis, in which muscular and internal forces are calculated based on a given motion.

Many musculoskeletal numerical shoulder models have been developed using the inverse dynamics method (Quental *et al.*, 2012; Charlton et Johnson, 2006; Masjedi *et al.*, 2011; Karlsson et Peterson, 1992; Nikooyan *et al.*, 2011). The AnyBody™ Modeling System also uses this method and proposes a shoulder model previously used in several studies (Rasmussen *et al.*, 2007; Lemieux *et al.*, 2012; Lemieux, 2013). All of these models have been validated against in-vivo, in-vitro and other numerical measurements of GlenoHumeral Joint Reaction Forces (GH-JRF) (Bergmann *et al.*, 2007; Favre *et al.*, 2009; van der Helm, 1994a; Nikooyan *et al.*, 2010; Rasmussen *et al.*, 2007; Terrier *et al.*, 2008). However, there are two recurrent limitations, namely the ball-and-socket (B&S) joint simplification and the absence of glenohumeral contact computation, which should be considered as important variables for the study and development of Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA).

The first limitation, the B&S simplification, was necessary in the previous models for solving motion equation and overpass indeterminacy, i.e. the fact to have more equations than unknowns. The B&S simplification can be considered for Reverse Shoulder Arthroplasty (R-TSA) modeling, since this arthroplasty creates a constrained joint. However, this simplification should not be applied to modeling a Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA) because of the small observed glenohumeral translations (Karduna *et al.*, 1997a). Indeed, the

main complication of NC-TSA seems to be linked with these translations, which create the so-called *rocking horse effect* when eccentric loads are applied (Franklin *et al.*, 1988).

The second limitation to the current inverse dynamics shoulder models refers to the absence of glenohumeral contact computation. Consequently, no information is available regarding the glenohumeral contact area and the center of pressure of the humeral head on the glenoid component.

Very advanced forward dynamics models (Terrier *et al.*, 2008, 2010a) have been developed and were used to evaluate clinical questions linked to NC-TSA (Larrea *et al.*, 2011; Terrier *et al.*, 2009b, 2013). These models allow simulation of small translations and a joint contact computation of the humeral head on the glenoid component. However, the main limitations of these models are the simplification of muscle representation as cables and the representation of each muscle by only one cable. In fact, muscles with large attachment sites such as rotator cuff muscles should ideally be modeled with several musculotendinous fibers for a better consideration of the lines of action (van der Helm et Veenbaas, 1991).

The aim of the current study was to adapt the inverse dynamics shoulder model from the Anybody™ Modeling System in order to overpass the recurrent limitations related to the B&S simplification and the absence of glenohumeral contact computation. To do so, we introduced small 3D humeral head translations and considered contact between the two components of a Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA), namely humeral head and glenoid components. We simulated an elevation in the scapular plane from 15° to 120° and calculated, using the inverse dynamic method, the humeral head position relative to the glenoid during movement (abduction in the scapular plane), position of the Center of Pressure of the humeral head on the glenoid, the glenohumeral contact area and the glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF). These results were compared with available results from the Anybody shoulder model and with other studies from literature.

4.3 Methods

This section is divided in three subsections. The first presents the initial Ball-and-Socket shoulder model named "B&S model". The second explains the modifications introduced in the adapted model named "FDK model". The third describes the common parameters of both models.

4.3.1 Original AnyBody™ shoulder model : Ball-and-Socket Model [B&S Model]

The Ball-and-Socket model (B&S model) corresponds to the available shoulder model from the AnyBody™ repository (Anybody Managed Model Repository, v. 1.6.2). A complete description of this model can be found in literature (Damsgaard *et al.*, 2006; Lemieux *et al.*, 2012). Briefly, the B&S model is based on the entire shoulder and forearm morphologies of the Delft shoulder group (van der Helm *et al.*, 1992; Veeger *et al.*, 1991, 1997). It represents an average European male (50th percentile) weighing 75 kg, measuring 1.80m, and for which 32 muscles are modeled using multiple musculotendinous fibers (118). In the B&S model, the segments used to define bones are for visual purpose only. Accordingly, in the B&S model, glenohumeral contact does not exist. The Anybody™ Modeling System inherently imposes two constraints at the glenohumeral joint to ensure stability : 1/ a ball-and-socket joint and 2/ a stability constraint.

The first constraint ensures no humeral head translations, by modeling the glenohumeral joint as a B&S joint, possessing three Degrees of Freedom (DoF), i.e. three rotations.

The second constraint, named stability constraint, ensures that the direction of the glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) stays inside the glenoid cavity. For that purpose, a circle representing the shape of the glenoid implant surface is positioned to approximately fit the glenoid plane. The GH-JRF is defined as the sum of virtual pushing muscles located on this circle and which ensures that the resultant force could not fall outside the cavity of the glenoid implant (Lemieux *et al.*, 2012). These very strong muscles are not close to the activity envelope. In that way, they do not disturb the recruitment of other muscles.

4.3.2 Adapted model : Force Dependant Kinematic Model [FDK Model]

The Force Dependant Kinematic model (FDK model) was adapted from the B&S model. The two constraints (i.e. ball-and-socket joint simplification and stability constraint) of the B&S model imposed to the glenohumeral joint were replaced by two other constraints, respectively : 1/ a release of the DoF of the humeral head translations and 2/ a joint contact constraint. These modifications are described in the sections below.

4.3.2.1 Release of the degrees-of-freedom (DoF) of the humeral head translations for the FDK model

Unlike the B&S model, the glenohumeral joint was not simulated as a ball-and-socket joint (3 DoF). Instead, an algorithm named Force-Dependent Kinematics (FDK) has been introduced. This algorithm has been recently explored by Andersen et Rasmussen (2011) in a total knee arthroplasty model to simulate small joint translations.

To do so, the prosthetic joint was simulated as a universal joint possessing five DoF, i.e. three rotations and two translations. These two translations were in the Inferior-Superior (IS) and Anterior-Posterior (AP) directions relative to the glenoid implant plane.

Briefly, the FDK algorithm consists in describing the joint as force elements rather than solving kinematic constraints equations. The main assumption of this method is the quasi-static equilibrium between the FDK reaction forces (F_{sIS} and F_{sAP}) acting between the two components of a Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA), in the directions of the FDK translations (α_{sIS} and α_{sAP}) (Figure 4.1 (a) Front). Computation of α_{sIS} and α_{sAP} is performed at each increment, by introducing a kinematic driver equation to obtain a kinematically determined system. In other words, the aim is to solve the following system of equations :

$$\begin{cases} F_{sIS}(\alpha_{sIS}) & = & 0 \\ F_{sAP}(\alpha_{sAP}) & = & 0 \end{cases} \quad (4.1)$$

Once this equation is solved, all forces, including the FDK reaction forces F_{sIS} and F_{sAP} , are computed to balance the model for a given translation α_{sIS} and α_{sAP} . Furthermore, since translations as well as muscular and joint reaction forces are computed at each increment, moment arms are also updated. This appears important in musculoskeletal modeling because translations affect the moment arms (Bitter, 2013).

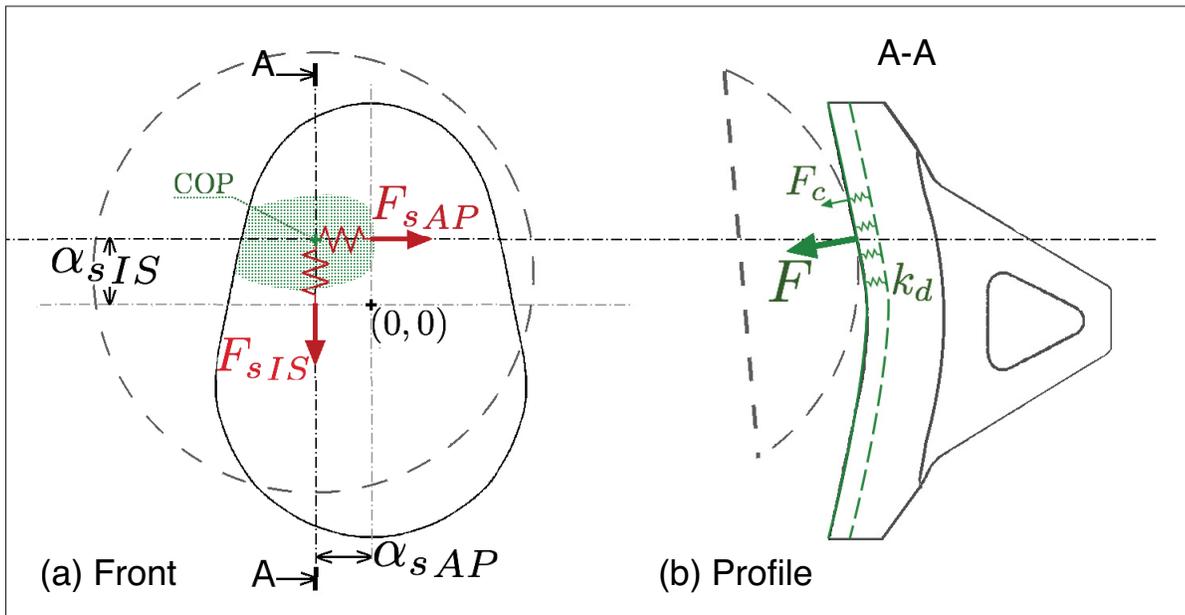


Figure 4.1 Representation of the algorithms implemented in the FDK model
The humeral head is represented by the dot circle and the glenoid part by the solid line. The position of the two components represents a 30° of abduction.

(a) Front View : representation of the Force Dependent Kinematic (FDK) algorithm. α_{sIS} and α_{sAP} : translations in the Inferior-Superior (IS) and Anterior-Posterior (AP) directions respectively. F_{sIS} and F_{sAP} : FDK forces in the IS and AP directions respectively

(b) Profile View : representation of the joint contact algorithm. F_c : contact force at each vertex in contact. F : total contact force for the whole contact area (surface in green on the front view). k_d : pressure modulus

In our model, the FDK algorithm was dedicated to compute humeral head translations α_{sIS} in the IS direction and α_{sAP} in the AP direction relative to the glenoid implant plane. The FDK was not used to compute the translations in the Medio-Lateral (ML) direction. The reason is that only very small translations are observed in ML direction, which are mostly linked to the

penetration between the two prosthetic components. Then, this penetration was computed via the contact algorithm described in the following section.

The translations α_{sIS} and α_{sAP} can be compared to the small elastic deformations of soft tissues surrounding the joint, and mainly counteracted by ligaments. For that reason, a published stress-strain model of the Inferior GlenoHumeral Ligament (IGHL) (Bigliani *et al.*, 1992; Warner *et al.*, 1999) was chosen and introduced in the FDK algorithm. This choice was based on the fact that the primary stabilizer for Inferior-Superior (IS) translations during abduction (see below for further description of the movement) is the IGHL (Bigliani *et al.*, 1992; Motzkin *et al.*, 1998; Urayama *et al.*, 2001; Warner *et al.*, 1992). Moreover it has been shown that the IGHL is a static restrain for anterior subluxation of the humeral head (Massimini *et al.*, 2012). Then, the stress-strain model chosen for the FDK was a polynomial model of 4th order. It was applied in the IS and AP directions and was expressed as following :

$$\left\{ \begin{array}{l} F_{sIS} = 5.62 - 1.68 \alpha_{sIS} - 1.121.68 \alpha_{sIS}^2 \\ \quad \quad \quad + 0.9 \alpha_{sIS}^3 - 0.01 \alpha_{sIS}^4 \\ F_{sAP} = 5.62 - 1.68 \alpha_{sAP} - 1.121.68 \alpha_{sAP}^2 \\ \quad \quad \quad + 0.9 \alpha_{sAP}^3 - 0.01 \alpha_{sAP}^4 \end{array} \right. \quad (4.2)$$

4.3.2.2 Joint contact constraint of the FDK model

The addition of a joint contact algorithm was the second modification to the B&S model. The joint contact algorithm used in this study was adapted from a previous study modeling the knee joint (Bei et Fregly, 2004). In our study, it implied the use of Computer Aided Design (CAD) models of the humeral head component and glenoid implant of a NC-TSA. The joint contact algorithm allows the estimation of humeral head penetration in the glenoid component, gleno-humeral contact area between the two components as well as joint reaction forces. These forces were defined as external forces terms that were then integrated in the motion equations used

to solve the optimization problem briefly described in the section named "Muscular properties for the two models".

A material pairing of metal-on-plastic was considered, in which the non-deformable metallic part was the humeral head component and the deformable plastic part was the glenoid component. The total contact force F [N] corresponded to the glenohumeral joint reaction force (GH-JRF). It was computed as the sum of the contact forces F_c [N] at each vertex in contact (Figure 4.1 (b) Profile). F_c was defined as a linear function of a pressure modulus k_d [N/m³] and the penetration volume V_p [m³] :

$$F = \sum F_c = k_d * V_p \quad (4.3)$$

The pressure modulus k_d was related to the most deformable component, i.e. the plastic glenoid component. The choice of this value was performed by a sensitivity study. The objective was to set a k_d stiff enough to ensure a penetration of the humeral head in the glenoid part less than 0.4mm. This value was chosen to be in accordance with already published studies (Hopkins *et al.*, 2007; Terrier *et al.*, 2009a). The final value was $k_d = 1.10^{10} N/m^3$.

The penetration volume was computed by the algorithm as being the volume of the intersection of the surface geometries. The computation was based on the vertex information contained in the humeral head and glenoid components CAD models. The glenohumeral contact area was then inferred from the volume and the depth of penetration based on the elasticity theory (Johnson, 1985).

The glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) F , resulting from the penetration between the two surfaces in contact, was a 3D force vector located at the center of pressure (COP) of the humeral head on the glenoid component. The position of the COP was computed based on the contact area and was weighted by the force vectors at each penetrating vertices.

4.3.3 Common parameters between models

4.3.3.1 Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty

A Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA) was integrated in both models. The implants were custom-designed using a CAD software (Creo, PTC, USA). The humeral head and glenoid sizes were based on commercially available designs to fit the bones of the AnyBody musculoskeletal model. The humeral head was a 51mm diameter component. The components sizes represented a non-conforming prosthetic design with a 6.4mm mismatch that is the current preferred value (Walch *et al.*, 2002). Our senior orthopaedic surgeon validated sizes and positions of the two components on the shoulder models (Figure 4.2).

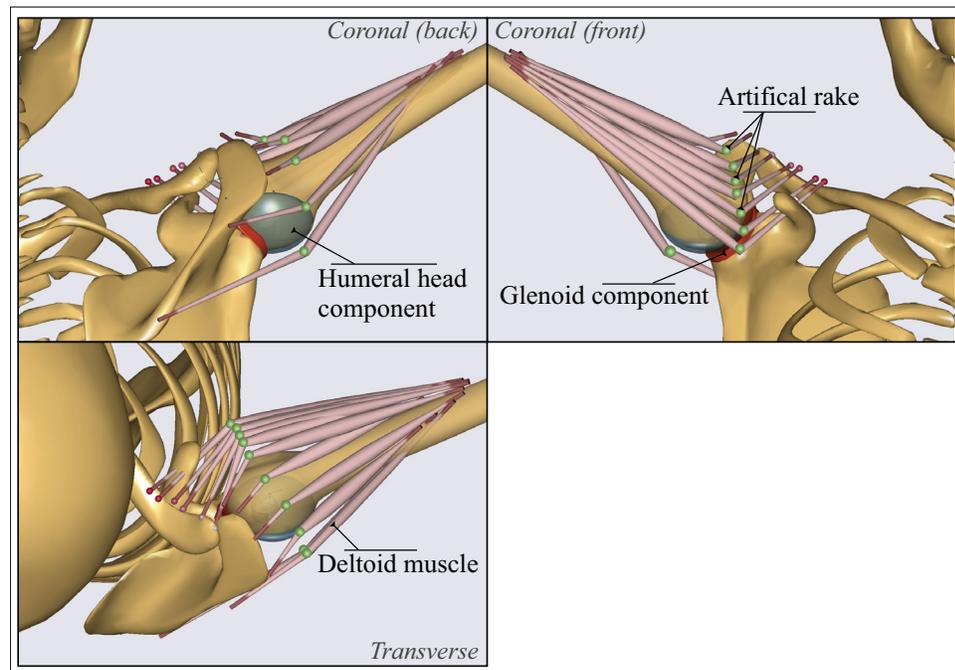


Figure 4.2 Views of the shoulder model

In red, the glenoid component ; in blue-grey the humeral head component ; The configuration creates a 6.4mm mismatch. The deltoid muscle is constrained by an artificial rake (green bullets)

4.3.3.2 Joint and muscular properties for the two models

No friction was assumed between the humeral head and the glenoid components, neither in the B&S model nor in the FDK model. In both models, the muscles were modeled with a Hill type three elements muscular model (Zajac, 1989).

The shoulder muscle paths were the same for both the original AnyBody™ Managed Model Repository (AMMR v.1.6.2, 2013) and our adapted model. For the deltoid muscle in particular, the paths are modeled as a mix between obstacle set and via-point algorithms. In brief, an artificial rake is created around the humeral head to set several fixed via-points (Figure 4.2). In addition, cylinders are defined on these fixed via-points. The shortest path of the muscles is then calculated to wrap around the cylinders at each increment of motion.

Among all the shoulder muscles, fibers of both deltoid and cuff muscles were recruited to ensure proper joint positioning. To do so, an optimization criterion had to be defined. The second-order polynomial criterion, also known as quadratic criterion was chosen. It corresponds to the minimization as a square sum of muscle strengths over all the muscles (Damsgaard *et al.*, 2006). In case of saturation (corresponding to an activity equal to 1), this criterion tries to recruit other muscle fibers to avoid muscle overload (corresponding to an activity higher than 1).

4.3.3.3 Simulated movement for the two models

The initial position of the arm was defined at 15° of abduction. The simulated movement for the two models was an elevation in the scapular plane from 15° to 120° using the International Society of Biomechanics (ISB) joint coordinate system convention (Wu *et al.*, 2005). The combined movements of three bones (humerus, scapula and clavicle) were based on linear regression coefficients (de Groot *et al.*, 2001) which allowed simulation of scapulohumeral rhythm. The hand was constrained to stay in the plane formed by three scapular anatomical landmarks (Angulus Inferior AI, Trigonum Spinae TS, Angulus Acromialis AA). A permanent contact between the AI landmark of the scapula and the thorax was also simulated, via a sliding

constraint between AI and the rib cage. This constraint ensured a realistic tilt of the scapula (Carbes, 2011).

4.4 Results

The original (B&S model) and the adapted (FDK model) models were compared in terms of 1/ position of the humeral head center relative to the glenoid, 2/ position of the center of pressure (COP) of the humeral head on the glenoid, 3/ glenohumeral contact area and 4/ glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF).

4.4.1 Humeral head center position relative to the glenoid

As expected, there was no translation of the humeral head relative to the glenoid for the Ball-and-Socket model (B&S model). In other words, the position of the humeral head center stayed centered relative to the glenoid.

Regarding the Force Dependent Kinematic model (FDK model) (Tab. 4.1), the position of the humeral head center relative to the glenoid was located in the superior - posterior part of the glenoid component at the beginning of the abduction. The range of translations of the position of the humeral head center relative to the glenoid was of 2.0mm in Anterior-Posterior (AP) direction and of 2.3mm in Inferior-Superior (IS) direction. Humeral head center position relative to the glenoid first moved superiorly from the start of abduction (15°) to 60° and then moved anteriorly from 60° to the end of abduction (120°).

Tableau 4.1 Humeral head center position relative to the center of the glenoid component for five abduction angles.

IS : Inferior-Superior direction (minus : position in inferior part)

AP : Anterior-Posterior direction (minus : position in posterior part)

	15°	30°	60°	90°	120°	Range
AP [mm]	-3.0	-3.0	-2.8	-2.1	-1.0	2.0
IS [mm]	3.9	5.4	6.1	6.0	5.1	2.3

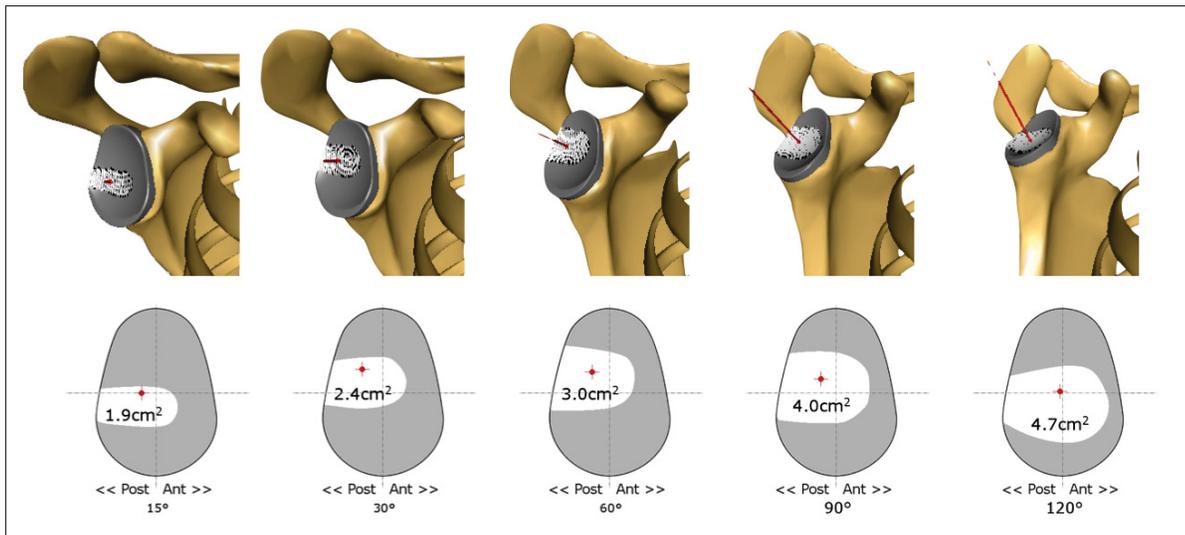


Figure 4.3 Results of contact computation for five abduction angles (Abduction angles : 15°, 30°, 60°, 90°, 120°). Surfaces in white : glenohumeral contact area with values of surface in cm². Dot in red : center of pressure position of the humeral head on the glenoid component

4.4.2 Contact : humeral head center of pressure position on the glenoid and glenohumeral contact area

For the B&S model, there was no simulation of any contact between the components. Therefore no center of pressure (COP) nor contact area was computed.

In the FKD model, the humeral head COP position on the glenoid migrated during abduction (Figure 4.3). The COP position was initially located in the inferior-posterior quarter. The maximal ranges of COP displacement were of 4.3mm in the AP direction and of 8.7mm in the IS direction. The COP position first moved superiorly from the start of abduction (15°) to 30° and then moved anteriorly-inferiorly from 30° to the end of abduction (120°).

Glenohumeral contact area increased linearly with abduction, from about 1.9cm² to 4.7cm² (Tab. 4.1).

We observed that the COP position was not centered relative to the contact area. Since the COP is weighted by the vertices forces, we can conclude that more forces were applied at the top of the contact areas during the whole abduction movement.

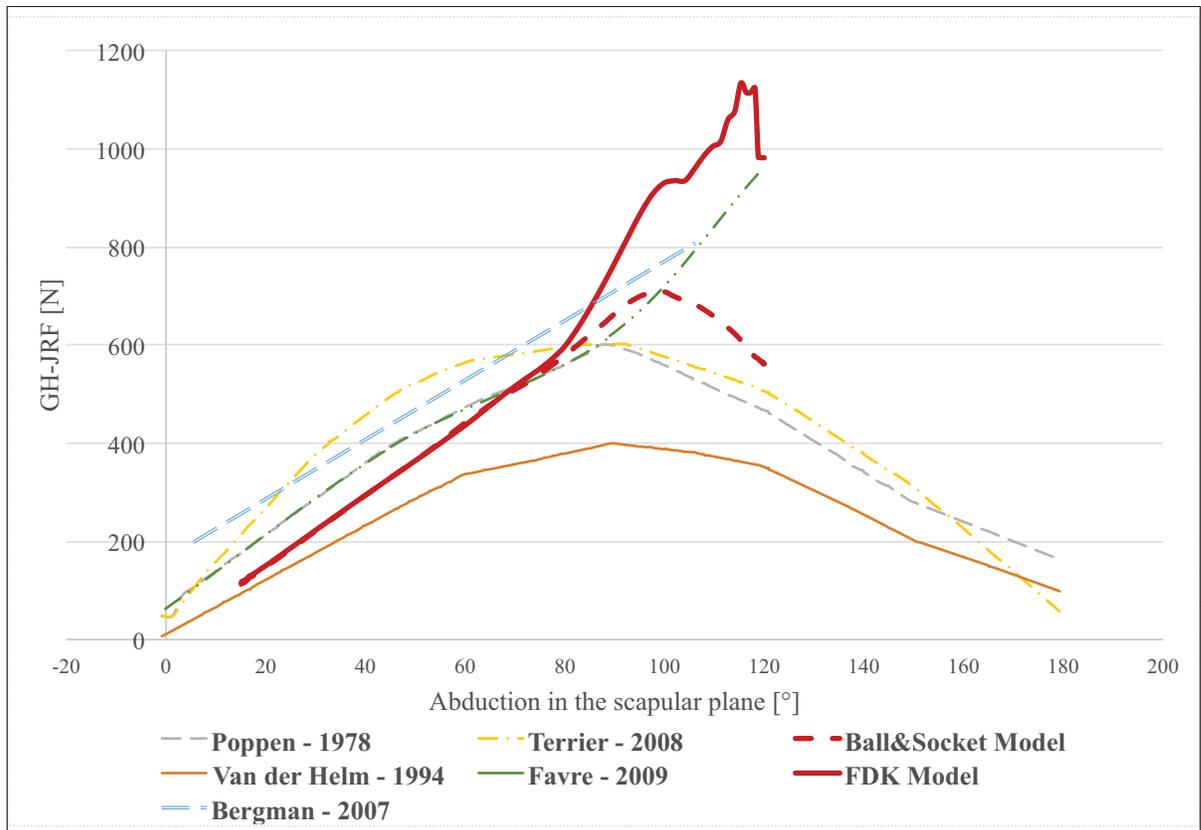


Figure 4.4 Results of contact computation for five abduction angles Glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF) for the two models (B&S model and FDK model) and comparison with other studies (Bergmann *et al.*, 2007; Favre *et al.*, 2009; van der Helm, 1994a; Poppen *et Walker*, 1978; Terrier *et al.*, 2008)

4.4.3 Glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF)

Glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF) are shown on the Figure 4.4. Other GH-JRF from past studies are also depicted for comparison purposes. These validated studies were either in-vitro (Poppen *et Walker*, 1978), in-vivo (Bergmann *et al.*, 2007), or numerical (Favre *et al.*, 2009; van der Helm, 1994a; Nikooyan *et al.*, 2010; Terrier *et al.*, 2008). Regarding the GH-

JRF of our B&S model and of our FDK model, the differences are the most evident at the end of the movement, after 100° of abduction. Indeed, in the case of the FDK model, the GH-JRF increased gradually up to 1100N at 115° of abduction and then abruptly decreasing to 1000N at 120° of abduction. In the B&S model, the GH-JRF reached 700N at 100° of abduction and then decreased to less than 600N at the end of abduction.

4.5 Discussion

Previous in-vivo (Walch *et al.*, 2002) and in-vitro (Karduna *et al.*, 1997b) studies showed the importance of considering the small humeral head translations relative to the glenoid when evaluating Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA). However, it is also well established that integrating small humeral head translations is very complex when using the inverse dynamics approach. One of the main simplification of previous inverse dynamics musculoskeletal shoulder models is the representation of the glenohumeral joint as a ball-and-socket (B&S) joint, allowing three rotations only. Moreover the current inverse dynamics shoulder model do not compute any joint contact. Thus, neither the glenohumeral contact area, nor the center of pressure of the humeral head on the glenoid implant are computed. We believe these variables are actually important parameters to consider for the study of NC-TSA context. Indeed, they give information regarding the risk of glenoid loosening, linked to eccentric loading of the glenoid component (Franklin *et al.*, 1988).

Given the limitations in current inverse and forward dynamics model, our objective was to adapt the inverse dynamics AnybodyTM shoulder model using a two steps method. First we introduced the small humeral head translations using a new approach named Force Dependent Kinematic (FDK). This approach consisted in describing the joint as force elements rather than in solving kinematic constraints equations. Second we applied a contact algorithm to compute the contact area and position of the center of pressure based on the two components of a NC-TSA. We analyzed the effect of these modifications in terms of 1/ position of the humeral head center relative to the glenoid, 2/ position of the center of pressure (COP) of the humeral head on the glenoid, 3/ glenohumeral contact area and 4/ glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF).

The initial position of the humeral head center relative to the glenoid was comparable to an in-vivo study from Bey and coworkers (Bey *et al.*, 2011). The range of translations of the position of the humeral head center in the Anterior - Posterior (AP) direction, which was of the order of 2.0mm, was of the same order than those reported in-vivo on healthy subjects (1.5mm) (Bey *et al.*, 2008). This was less than reported range of translations in previous comparable in-vitro studies that evaluated AP translations on non-pathological cadavers (Wuelker *et al.*, 1994) or after total shoulder arthroplasty (Friedman, 1992). This result seems reasonable due to the absence of passive and active structures in cadavers, which means less joint stability and, therefore, larger ranges of translations. The range of translations of the position of the humeral head center in the Inferior - Superior (IS) direction was of the same order than those found in-vivo on healthy subjects (2.3mm from the current study compared to 2.5mm (Bey *et al.*, 2008; Graichen *et al.*, 2005). Integrating humeral head translations allowed therefore a reasonable representation of glenohumeral translations.

The position of the center of pressure (COP) of the humeral head on the glenoid as well as the glenohumeral contact area was computed in the FDK model only, since no contact was considered in the B&S model. The position of the COP of the humeral head on the glenoid was located in the superior-posterior and in the inferior-posterior quarter of the glenoid, depending on the level of abduction. This result is in accordance with in-vivo measures on patients with arthroplasty, as well as the range of translation of the humeral head COP position on the glenoid in both AP and IS directions (Massimini *et al.*, 2010). The glenohumeral contact areas, ranging from 1.9 cm² to 4.7 cm² were comparable to previous in-vitro studies (Hammond *et al.*, 2012; Soslowsky *et al.*, 1992).

The two models, B&S model and our adapted FDK model, allowed computation of the glenohumeral joint reaction force (GH-JRF), which is of prime importance when evaluating effectiveness of implants since it gives information regarding direction and magnitude of applied loads on the glenoid component. Therefore, it appears necessary to get the most accurate GH-JRF, especially at critical positions such as 90° of abduction (van der Helm, 1994a). Our results showed that the GH-JRF was very similar between our two models until 90° of abduction.

Moreover, our GH-JRF was also close to already validated GH-JRF (Bergmann *et al.*, 2007; Favre *et al.*, 2009; van der Helm, 1994a; Nikooyan *et al.*, 2010; Rasmussen *et al.*, 2007; Terrier *et al.*, 2008). Above 90° of abduction, the GH-JRF computed by our new FDK model increased while the GH-JRF computed by the B&S model decreased. Based on the literature (Figure 4.4), however, no clear consensus exists regarding this force above 90°.

Some limitations have to be noted. The first limitation is linked to the fact that our models (B&S and FDK) represent a healthy shoulder without any rotator cuff tears. In fact, it is known that rotator cuff tears are commonly observed after Total Shoulder Arthroplasty, especially subscapularis tear due to the delto-pectoral surgery approach (Blalock et Galatz, 2012). However, the objective of this study was to develop a model integrating humeral head translations relative to the glenoid rather than to evaluate the effect of tears on the translations.

The second limitation refers to the muscle path representation and the muscle wrapping (Prinold *et al.*, 2013). This problem was already noticed with the B&S model from Anybody™ as well as in other B&S models (Delft shoulder model (van der Helm *et al.*, 1992), UK National shoulder model (Charlton et Johnson, 2006), Waterloo model (Dickerson *et al.*, 2007)). In the AnyBody™ shoulder model, paths of deltoid fibers are defined by via-points on the humeral head (Figure 4.2). The consequence is that, especially at the higher abduction degrees such as above 90°, the deltoid fibers follow a V-path, which is not physiological. Indeed, the lines of action of the deltoid do not properly wrap on the humeral head. Consequence is that muscular forces are necessarily impacted by this path. We believe that computed values at higher degrees of abduction should be carefully considered. It is clear that future developments should be dedicated to improve this deltoid model.

Another limitation is linked to the contact algorithm itself. This algorithm does not integrate any friction between the humeral head and the glenoid components. The main reason of this choice was that the coefficient of friction of a prosthesis is evaluated of the order of 0.1 between metallic and plastic components of a TSA (Westerhoff *et al.*, 2009) and it has been shown that the same behaviour was observed between a coefficient of 0.01 and of 0.1 (Buchler *et al.*, 2002).

For these two reasons, we think that, in case of TSA, this assumption could seem reasonable. However, it would be interesting to evaluate the effect of adding friction on the same kind of results than those proposed in this paper.

Finally, it is important to keep in mind that the objective of such a musculoskeletal model is not to replace verified and validated finite element analyses (Hopkins *et al.*, 2007; Terrier *et al.*, 2012; Zhang *et al.*, 2013). Rather, a different approach is used to consider a musculoskeletal system as a whole. Furthermore, complex motions such as activities of daily living (combing, reaching a shelf, lifting a box...) could be easily implemented in inverse dynamics analysis and would certainly give interesting informations related to the risk of complication following NC-TSA.

In conclusion, this study was a first attempt to introduce three-dimensional humeral head translations as well as contact computation in a complex inverse dynamics musculoskeletal shoulder model. We believe that the proposed model could be of interest for biomechanical analysis of current shoulder prostheses and with future prosthetic design. From a mechanical point of view, the knowledge of the values showed in this study can help with the understanding of common complications, such as glenoid loosening, following Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA). We successfully integrated humeral head translations in our shoulder model and provided reasonable estimation of the glenohumeral joint translation. We also introduced contact computation, which can give crucial knowledge regarding glenohumeral contact area and position of the center of pressure of the humeral head on the glenoid component.

CHAPITRE 5

ARTICLE 3 - EFFECT OF MISMATCH AND SUBSCAPULARIS TEAR ON CENTER OF PRESSURE AND CONTACT AREA OF A TOTAL SHOULDER ARTHROPLASTY : A MUSCULOSKELETAL NUMERICAL ANALYSIS.

Sins, Lauranne^{1,2,3}, Tétreault, Patrice^{1,3}, Nuño, Natalia^{1,2}, Hagemeister, Nicola^{1,2}

¹ Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, Centre de recherche, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal (QC), Canada

² École de Technologie Supérieure, Montréal (QC), Canada

³ Orthopedic Surgery, Hôpital Notre-Dame, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal, Canada

Article soumis à la revue Journal of Shoulder and Elbow Surgery en Août 2014

5.1 Abstract

Background : The main complication of non-conforming total shoulder arthroplasty (NC-TSA) is glenoid loosening, linked to humeral head translations and constraints on the glenoid component. Mismatch and subscapularis (SC) tear are reported as important factors influencing this complication. However, the mechanisms underlying the clinical observations are unclear. The objective is to assess the effects of both mismatch and SC deficiency on the glenoid loosening risk by quantifying humeral head translation and contact patterns.

Methods : An inverse dynamic musculoskeletal model was developed using the AnyBody™ software. Humeral head translations and contact between implants were considered. Abduction in the scapular plane was simulated. We compared five mismatches (1.4mm, 3.4mm, 6.4mm, 8.6mm, 9mm) and normal vs deficient SC. Humeral head translations, center-of-pressure (COP), contact area, contact pressure and glenohumeral joint contact forces were evaluated.

Results : Minimal humeral head translations contact pressure, as well as maximal contact area were found for the 3.4mm mismatch. Position of COP was more posterior in the intact case than

in shoulder with a SC deficiency. COP displacement pattern changed between intact shoulder (dis- placement in inferior-superior direction) and shoulder with a SC deficiency (displacement in anterior direction).

Conclusions : Based on humeral head translations, contact area and contact pressure, we would recommend choosing a 3.4mm mismatch to limit the glenoid loosening risk. The changes in displacement patterns in our musculoskeletal model emphasizes the importance of good muscle balance to avoid anterior glenoid erosion that is clinically observed on retrieved glenoids.

5.2 Introduction

Complications following Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA) remains a concern despite recent improvements in component design and operative technique (Bohsali *et al.*, 2006; Strauss *et al.*, 2009). The main complication is related to glenoid loosening at a rate of 14.7% within 12 years (Bohsali *et al.*, 2006) accounting for up to 59% of the unsatisfactory results (Hasan *et al.*, 2002). This mode of failure is mainly attributed to the so-called "rocking horse effect", which is characterized by excessive humeral head translations and therefore an eccentric loading of the humeral head on the glenoid component (Franklin *et al.*, 1988). Multiple factors lead to eccentric loading, among which conformity (mismatch) of implant surfaces and rotator cuff deficiency are the most recognized (Bohsali *et al.*, 2006; Matsen *et al.*, 2008; Sperling *et al.*, 2013). In addition, glenoid prosthetic wear is commonly observed on retrieved glenoids due to the component loosening, which confirms the large humeral head displacements (Bohsali *et al.*, 2006; Hertel et Ballmer, 2003).

The mismatch, defined as the difference in radii of curvatures between humeral head and glenoid components, has been shown to affect both the humeral head translation and the size of the contact area. However, it appears that no clear consensus exists on the optimal value of the mismatch. On the one hand, several in-vitro studies showed that larger mismatches lead to larger translations (Karduna *et al.*, 1997a,b; Sins *et al.*, 2012d) and consequently a higher risk of eccentric loading. On the other hand, due to the geometry of the surfaces in contact (a spher-

rical humeral head on a concave glenoid surface), larger mismatches would imply a smaller contact area and consequently higher stress concentrations. A radiological study of Walch and collaborators highlighted that a mismatch between 5 mm and 10 mm would be the value of choice (Walch *et al.*, 2002). In a recent clinical study by Gleyze and collaborators a mismatch of 3 mm or 4 mm, which was not correlated to any complication was recommended instead (Gleyze *et al.*, 2013).

The rotator cuff dysfunction has also been reported as an important factor increasing the risk of glenoid loosening (Matsen *et al.*, 2008; Sperling *et al.*, 2013), with subscapularis (SC) tears reported in more than 60% of rotator cuff dysfunctions (Miller *et al.*, 2003). It is the most common tear observed after NC-TSA, resulting frequently from the deltopectoral approach (Blalock et Galatz, 2012).

Interest in numerical studies has increased in recent years to better understand the shoulder joint kinematics or to predict arthroplasty issues (Favre *et al.*, 2009). Despite this, few numerical studies to date have sought to explain the roles of the mismatch (Patel *et al.*, 2014) or SC tear (Terrier *et al.*, 2013) in the glenoid loosening process. Moreover, no inverse dynamic musculoskeletal model was developed to address these specific questions. Two recurrent characteristics, namely the absence of humeral head translations and lack of contact computation between the humeral and the glenoid components render the existing models maladapted to the study of glenoid loosening.

Therefore, the aims of this study are to assess the impacts of mismatch and subscapularis (SC) deficiency on the risk of glenoid loosening. To evaluate these two parameters, we used the AnyBody™ Modeling Software to develop an inverse dynamic musculoskeletal model of the shoulder joint, which allowed humeral head translations and contact computation between humeral head and glenoid components. We hypothesized that larger mismatches and SC deficiency increase the glenoid loosening risk. To test this hypothesis we quantified the humeral head translations, the contact patterns (contact area and displacement of the center of pres-

sure (COP)), the GlenoHumeral Joint Reaction Forces (GH-JRF), as well as the glenohumeral contact pressures.

5.3 Methods

5.3.1 Shoulder model

5.3.1.1 Inverse dynamic musculoskeletal analysis

We used the AnyBody™ Modeling System (version 6.0.2), which is an inverse dynamic musculoskeletal analysis based software. Such analysis allows computation of muscular and joint reaction forces based on a given motion. The process of such an analysis is depicted on the Figure 5.1. Briefly, the inputs are the positions (q) of each segment and joint. They are derived twice to obtain velocity (\dot{q}) and acceleration (\ddot{q}). These three values as well as external forces applied by the environment on the body are then integrated into the motion equation to solve it. The main output values are muscular and joint forces (F_{MT} in the Figure 5.1).

5.3.1.2 AnyBody shoulder model

We developed our shoulder model (Sins *et al.*, 2012a, 2014b) from the AnyBody shoulder model, available in the AnyBody Managed Model Repository (AMMR, version 1.6.3). It is based on data of the Delft shoulder group (van der Helm *et al.*, 1992; Veeger *et al.*, 1991, 1997), representing a 50th percentile European male of 75kg (Rasmussen *et al.*, 2007). Several musculotendinous fibers are used to represent each muscle : 12 fibers for the deltoid and 6 fibers for each of the rotator cuff muscles (supraspinatus, infraspinatus, subscapularis, teres minor). All of the muscles are modeled with a Hill type three elements muscular model (Zajac, 1989). The quadratic criterion was chosen as optimisation criterion. It corresponds to the minimization function, defined as the squared sum of muscle strengths over all the muscles (Damsgaard *et al.*, 2006). In case of saturation, this criterion tries to recruit other muscle fibers to avoid muscle overload.

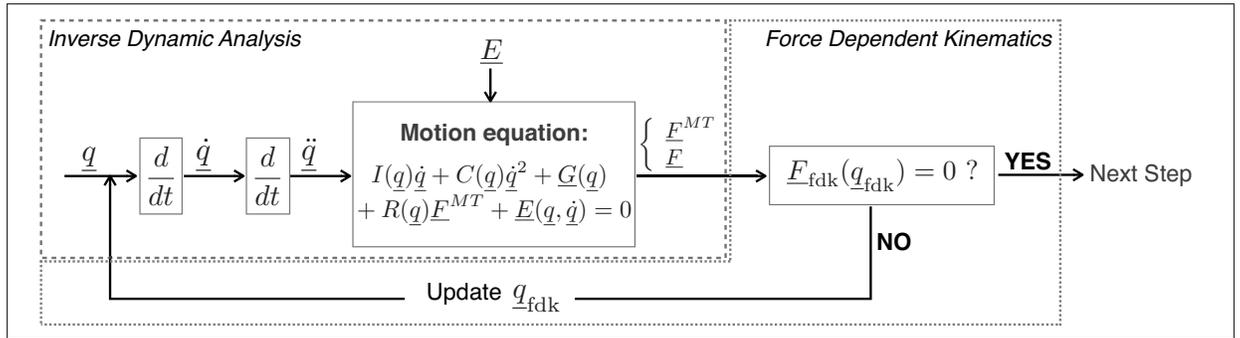


Figure 5.1 Inverse dynamic analysis and integration of the Force Dependent Algorithm (Adapted from (Pandy, 2001)).

q, \dot{q}, \ddot{q} : respectively position, velocity, acceleration of each segment representing the bones

$I(\underline{q})\underline{\ddot{q}}$: vector of inertial forces and torques

$C(\underline{q})\underline{\dot{q}}^2$: vector of centrifugal and Coriolis forces and torques

$\underline{G}(\underline{q})$: vector of gravitational forces and torques

$R(\underline{q})$: matrix of muscle moment arms ; \underline{F}^{MT} : Vector of musculotendon forces ; $R(\underline{q})\underline{F}^{MT}$: vector of musculotendon torques

\underline{E} : joint forces

$\underline{E}(\underline{q}, \underline{\dot{q}})$: vector of external forces and torques applied to the body by the environment

The initial position of the arm was defined at 15° of abduction. The simulated movement was an abduction (elevation in the scapular plane) from 15° to 120°. The International Society of Biomechanics (ISB) joint coordinate system convention (Wu *et al.*, 2005) was used to describe the motion. The scapulohumeral rhythm was simulated, based on linear regression coefficients (de Groot *et al.*, 2001) allowing the combined movements of three bones (humerus, scapula and clavicle).

5.3.1.3 Humeral head translations

The humeral head translations were integrated in the AnyBody shoulder model through the "Force Dependent Kinematic" (FDK) algorithm. This algorithm allows the simulation of the glenohumeral joint as a five degrees-of-freedom (DoF) joint rather than a three DoF joint (Ball & Socket joint) as is usually done (Charlton et Johnson, 2006; Karlsson et Peterson, 1992; Masjedi *et al.*, 2011; Nikooyan *et al.*, 2011; Quental *et al.*, 2012). It was integrated after the inverse dynamic process (Figure 5.1). The main assumption was the quasi-static equilibrium between joint forces (\underline{F}_{fdk}) and positions (\underline{q}_{fdk}) at the joint of interest. In the case of the gle-

nohumeral joint, we were specifically interested in adding translations in the inferior-superior (IS) and anterior-superior (AP) directions relative to the glenoid. Then, the following system of equation had to be solved :

$$\begin{cases} F_{\text{fdk}_{IS}}(q_{\text{fdk}_{IS}}) = 0 \\ F_{\text{fdk}_{AP}}(q_{\text{fdk}_{AP}}) = 0 \end{cases} \quad (5.1)$$

5.3.1.4 Implant contact computation

The contact computation between the two components of a Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA) was adapted from a previous study modeling the knee joint (Bei et Fregly, 2004). The contact algorithm allowed the estimation of the center of pressure (COP), the glenohumeral contact area between the two components as well as the GlenoHumeral Joint Reaction Force (GH-JRF).

A material pairing of metal-on-plastic was considered in which the non-deformable metallic part was the humeral head component and the deformable plastic part was the glenoid component. The contact between the two components was modeled as frictionless. The glenohumeral contact area was computed based on the elasticity theory (Johnson, 1985). The total contact force F [N] corresponded to the GH-JRF. It was computed as the sum of the contact forces F_c [N] at each vertex in contact. The GH-JRF F was a 3D force vector located at the center of pressure (COP) of the humeral head on the glenoid component. The position of the COP was computed based on the contact area and was weighted by the contact force vectors F_c at each penetrating vertex.

5.3.2 Parameters of the study

5.3.2.1 Conformity

Two components of a NC-TSA, namely humeral head and glenoid components, were positioned in the numerical model by a senior orthopaedic surgeon. Based on commercially available sizes, we simulated five mismatches by combining three glenoid size (small, medium, large) and three humeral head sizes ($\text{Ø}45$ mm, $\text{Ø}48$ mm, $\text{Ø}51$ mm). The five mismatches were : 1.4mm, 3.4mm, 6.4mm, 8mm and 9.6mm. The combinations are summed up in Table 5.1 and a visual representation of the 6.4 mm mismatch is shown on Figure 5.2.

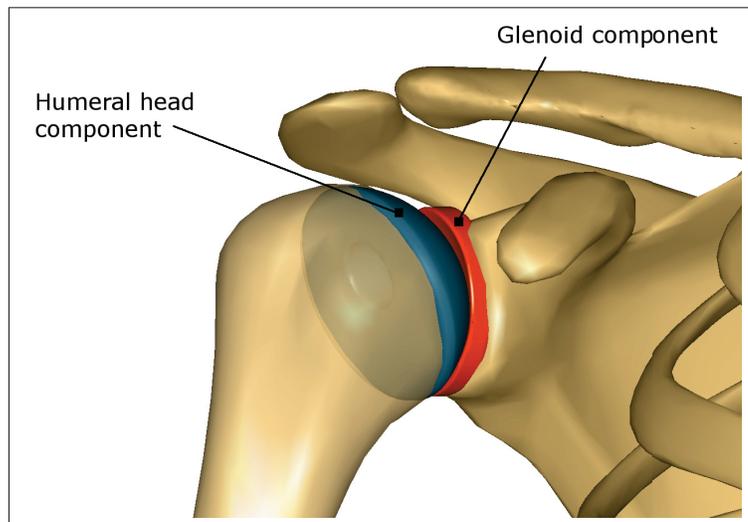


Figure 5.2 Representation of the two components (humeral head and glenoid) placed in the shoulder model.

Tableau 5.1 Combination of humeral head and glenoid sizes for the five mismatches.

Mismatch	Glenoid size	Humeral head size
1.4 mm	Small	$\text{Ø}51$ mm
3.4 mm	Medium	$\text{Ø}51$ mm
6.4 mm	Large	$\text{Ø}51$ mm
8.0 mm	Large	$\text{Ø}48$ mm
9.6 mm	Large	$\text{Ø}45$ mm

5.3.2.2 Subscapular deficiency

In order to assess the impact of a subscapularis (SC) deficiency, we simulated two shoulder conditions. The first condition was an intact shoulder, with all muscle fibers of the rotator cuff. The second condition was a shoulder with a SC deficiency. The choice of simulating such a deficiency was based on the fact that SC is often torn during surgery due to the deltopectoral approach. In order to test the worst possible case, we simulated a complete SC tear in our shoulder model by deleting the force production for all fibers of this muscle.

5.3.2.3 Results analysis

For the five simulations of mismatches, in combination with the two shoulder conditions (intact or with a SC deficiency), the glenoid loosening risk was assessed by evaluating the humeral head translations relative to the glenoid, the center of pressure (COP), the glenohumeral contact area between the two components and the GlenoHumeral Joint Reaction Force (GH-JRF). Finally, the contact pressure [MPa], corresponding to the GH-JRF applied on the GH contact area, was estimated by dividing the GH-JRF [N] by the GH contact area [mm²].

5.4 Results

5.4.1 Humeral head translations relative to the glenoid

The range of humeral head translations in both directions (anterior-posterior -AP- and inferior-superior -IS-) for the five mismatches in both shoulder conditions (intact and subscapularis -SC- deficiency) is shown in Figure 5.3.

In an intact shoulder (black bars), the range of translations in both AP and IS directions is minimal for the 3.4 mm mismatch. At 1.4 mm mismatch, the range of translations is significantly larger. The translations increases as the mismatch increases for the 3.4 mm - 9.6 mm mismatch range. In a shoulder with SC deficiency (grey bars), the greater the mismatch, the larger the range of translations in both AP and IS directions.

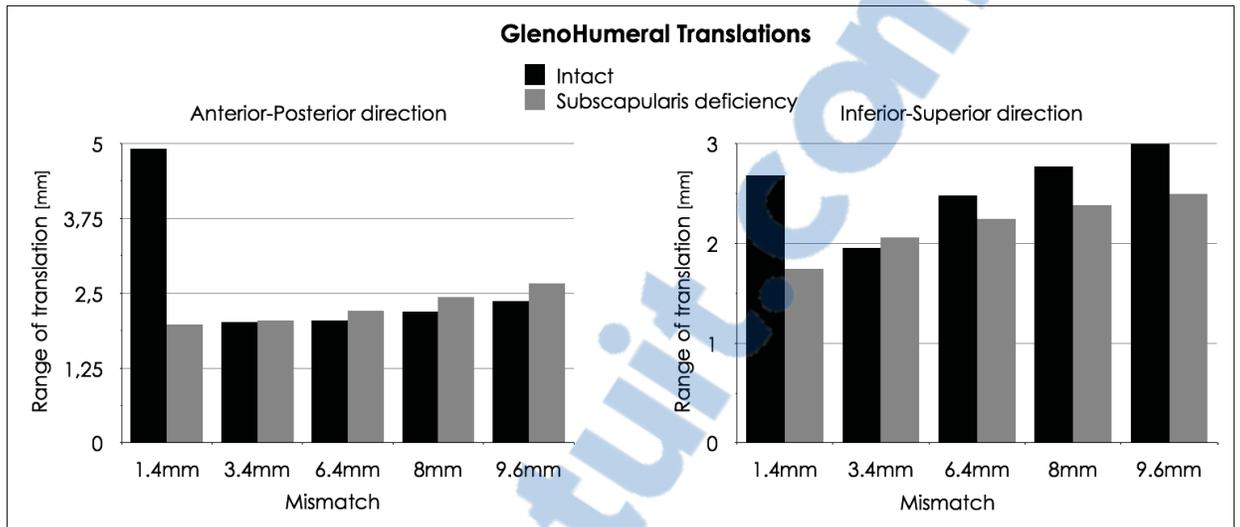


Figure 5.3 Range of glenohumeral translations in Anterior-Posterior (AP) and Inferior-Superior (IS) directions.

When comparing the range of translations in intact vs. SC-deficient shoulders, there is a slight increase in the GH translation range in the AP direction for the SC-deficient shoulder between 3.4mm-9.6mm, while in the IS direction, the opposite is observed, with intact shoulders displaying larger translation range.

5.4.2 Contact area

Figure 5.4 shows the contact area as well as the position of the center of pressure -COP- for the five mismatches (1.4 mm, 3.4 mm, 6.4 mm, 8.0 mm, 9.6 mm), at five degrees of abduction (15°, 30°, 60°, 90°, 120°) and for the two shoulder conditions (intact and with a SC deficiency). Regardless of the case (combination mismatch and condition), the contact area increases as the abduction increases, with the larger contact areas found at higher abduction angles.

The contact area between intact and SC deficiency shoulders are rather similar as depicted on Figure 5.5. The contact area is slightly larger in the intact shoulder at the four larger mismatches (from 3.4 mm to 9.6 mm mismatch). Conversely, in the shoulder with a SC deficiency with a 1.4 mm mismatch the contact area is larger.

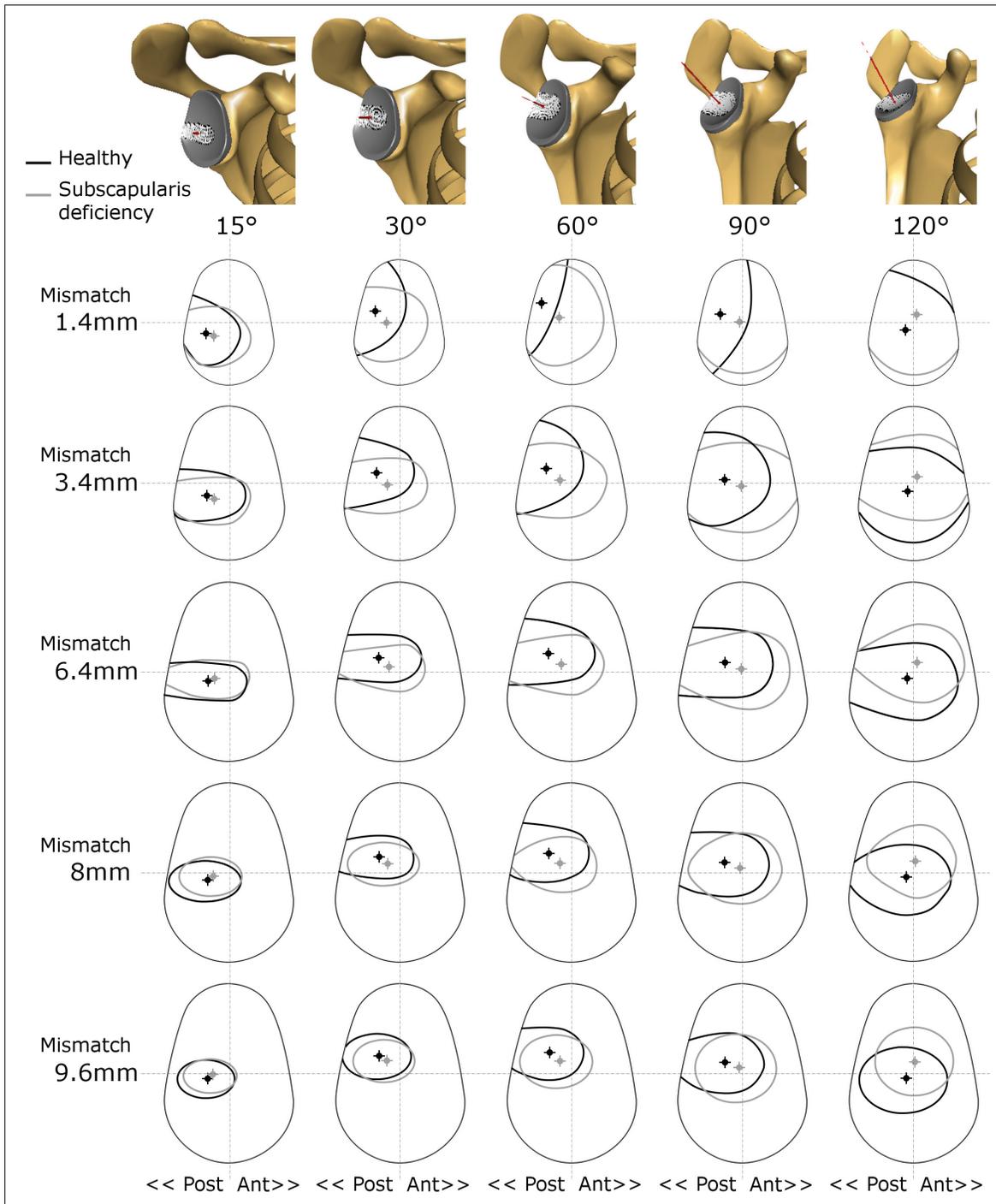


Figure 5.4 Positions of contact area and center of pressure (COP).

The five mismatches are depicted, at five degrees of abduction (15°, 30°, 60°, 90°, 120°). For each case, the contact area for an intact shoulder (black line) and a shoulder with subscapularis deficiency (grey line) are drawn. The centers of pressure is represented by the cross sign.

Moreover, the largest contact area is found in the 3.4 mm mismatch in the two shoulder conditions. As the mismatch increases from 3.4 mm to 9.6 mm, the contact area decreases. In the case of the intact shoulder, the contact area for the 1.4 mm mismatch appears smaller than for the 3.4 mm. In case of a shoulder with a SC deficiency, the contact area is very similar for the 1.4 mm and 3.4 mm mismatches. In comparison with the intact shoulder, especially at higher abduction angles, the contact area position is located more anteriorly, resulting in a more centered contact area position (Figure 5.4).

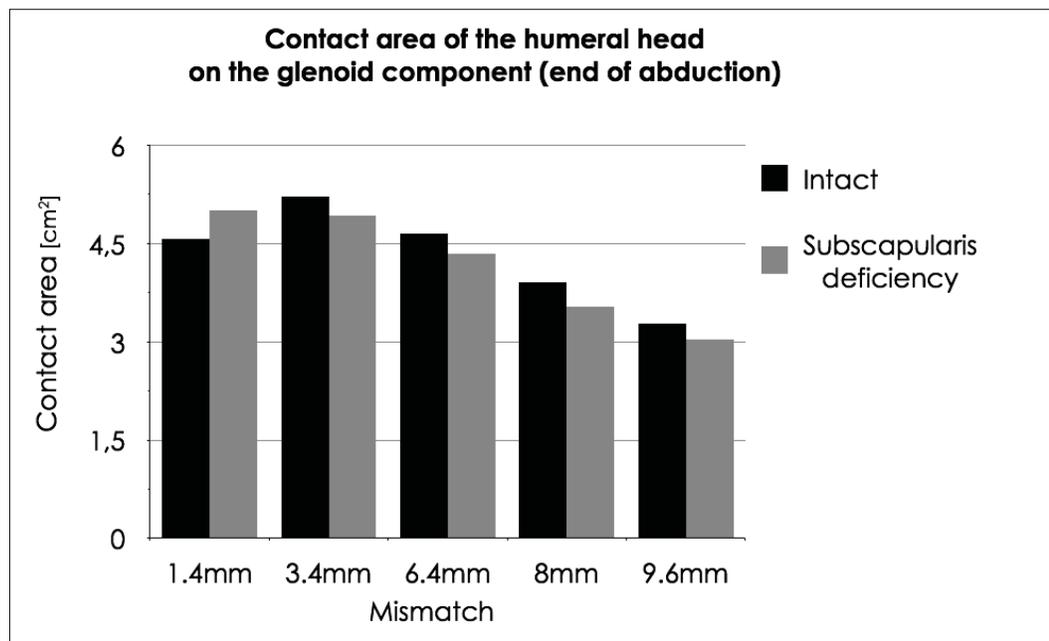


Figure 5.5 Values of contact area at the end of abduction (maximal values).

5.4.3 Center of Pressure (COP)

With regards to the COP, it seems that for all tested configurations its position is located in the posterior part of the glenoid (Figure 5.4). This position seems a little more anterior in case of a SC deficiency. In fact, the pattern of COP displacement is different between the two shoulder conditions (Figure 5.6). In an intact shoulder, the COP displacement seems to be mainly in the IS direction. It moves superiorly (7.5 mm) from 15° to 60° of abduction and then moves mainly inferiorly (7.5 mm) with a small anterior component (3.5 mm) up to 120° of abduction. In case

of the shoulder with a SC deficiency, the direction of the COP is mainly anterior. From 15° to 60° of abduction the COP moves a little in the anterior (1 mm) - superior (4 mm) direction. From there up to the end of abduction at 120° the displacement is in the anterior direction (3.5mm).

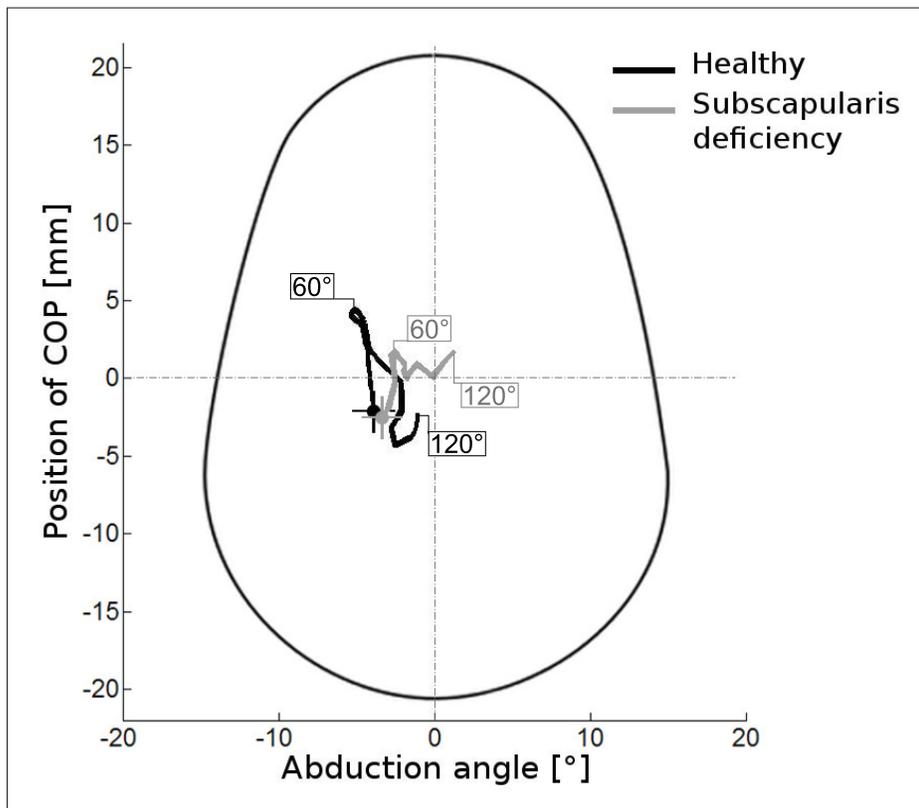


Figure 5.6 Pattern of displacement of the center of pressure (COP) during abduction.

The figure shows the values for the 6.4mm mismatch, corresponding to a combination of a medium glenoid size and a Ø51mm humeral head size. Position of COP for the intact shoulder are in black and for subscapularis deficiency in grey.

5.4.4 Glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) and glenohumeral contact pressure

As described earlier, the contact pressure [MPa], corresponds to the GH-JRF applied on the GH contact area and was estimated by dividing the GH-JRF [N] by the GH contact area [mm²].

For the most commonly used mismatch (6.4 mm mismatch) the glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) for the intact shoulder at 45° of abduction is of 326N (43 %BW) and of 547 N (51 %BW) at 75°.

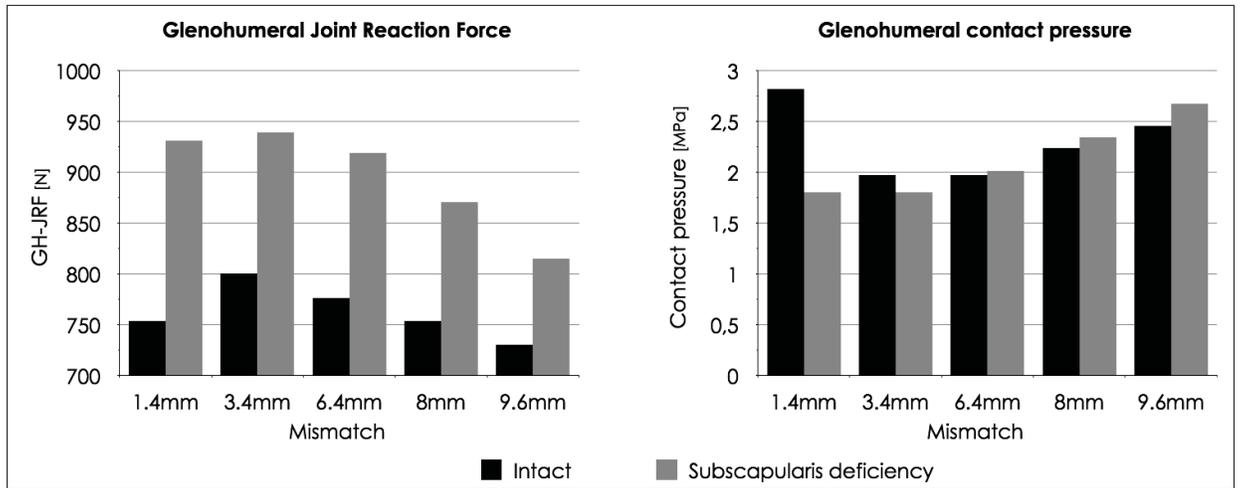


Figure 5.7 Glenohumeral Joint Reaction Force and glenohumeral contact pressure at 90° of abduction.

The GH-JRF and the glenohumeral contact pressure at 90° of abduction for the two shoulder conditions (intact and with SC deficiency) and the five mismatches is shown in Figure 5.7.

The comparison of the two shoulder conditions shows higher GH-JRF in a shoulder with a SC deficiency than in an intact shoulder. The difference is of the order of 100-150N depending on the mismatch. Whatever the shoulder condition, the maximal GH-JRF is found at the 3.4 mm mismatch. As the mismatch increases from 3.4 mm to 9.6 mm, the GH-JRF decreases. This decrease in the case of SC deficiency (125N) is more significant than in the case of an intact shoulder (70N).

From the 3.4 mm to 9.6 mm mismatch, the contact pressure increases as the mismatch increases, ranging from 2MPa to 2.5MPa for the intact shoulder and from 1.8MPa to 2.7MPa for the shoulder with a SC deficiency. In an intact shoulder, the contact pressure is higher at

the 1.4mm mismatch than the 3.4 mm mismatch. The glenohumeral contact pressure is stable between the 1.4 mm and 3.4 mm mismatches for the SC deficiency shoulder condition.

5.5 Discussion

The main complication of Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty (NC-TSA) is the glenoid loosening, which is linked to the rocking horse effect. The latter corresponds to an eccentric loading on the glenoid rim and is certainly due to shoulder instability, i.e. too excessive humeral head translations relative to the glenoid. It is known that these translations can be linked to several parameters, such as the mismatch or the presence of rotator cuff tear (Bohsali *et al.*, 2006; Matsen *et al.*, 2008).

In order to evaluate these two parameters we developed an inverse dynamic musculoskeletal shoulder model allowing humeral head translations and contact computation between the two components of a NC-TSA. We evaluated the humeral head translations, the center of pressure, the contact area, the glenohumeral joint reaction force (GH-JRF) and the contact pressure to quantify the risk of glenoid loosening.

With the exception of the 1.4mm mismatch, the humeral head translations were found to be of the same order than those reported in the literature : about 2.0 mm in the anterior-posterior (AP) direction (Bey *et al.*, 2008) and 2.5 mm in the inferior-superior (IS) direction (Bey *et al.*, 2008; Graichen *et al.*, 2005). As expected, from the 3.4 mm mismatch in the intact shoulder and for all mismatches in the SC deficient shoulder, the humeral head translations increase with mismatch (Strauss *et al.*, 2009; Patel *et al.*, 2014). In this study, we observed that for the 1.4mm mismatch the humeral head translations are larger for the 1.4 mm mismatch in an intact shoulder, especially in the AP direction. This is certainly due to the fact that the humeral head was no longer centered on the glenoid and moved on its rim. This observation is confirmed by the posterior localisation of the contact area as well as the center of pressure of the humeral head on the glenoid. In fact, the smaller prosthetic conformity does not help to constraint the humeral head and poses instead a higher risk of eccentric loading. To reduce this risk, it is

recommended to limit the humeral head translations as much as possible. Then, based on this parameter only, we would suggest choosing a 3.4 mm or 6.4 mm mismatch, which implies lower humeral head translations in both AP and IS directions.

For the two shoulder conditions (intact and SC deficiency), the center of pressure (COP) and the contact area are located in the posterior part of the glenoid. This is in accordance with other numerical studies (Hopkins *et al.*, 2007; Patel *et al.*, 2014) and clinical observations on retrieved glenoids (Hertel et Ballmer, 2003; Nho *et al.*, 2008). In our study, these positions are located more anteriorly in the case of a SC deficiency. This interesting finding corroborates a recent observation about a glenoid loosening due to deficient subscapularis (Utz *et al.*, 2011). In fact, our model suggests that the pattern of displacement of the COP changes with the presence of a SC deficiency. In the case of an intact shoulder the COP mainly moves upwards from 15° to 60° of abduction and then downwards up to 90° of abduction. Rather, for a shoulder with a SC deficiency we observed a general trend of the COP displacement in an anterior direction. An explanation of these results could be that a deficient SC is associated with a loss of centering forces, leading to a lack of shoulder balance and an anteriorly COP sliding.

On the whole, the contact areas calculated using our model are of the same order than those reported in previous in-vitro studies (Hammond *et al.*, 2012; Soslowsky *et al.*, 1992). In case of an intact shoulder, the contact area for the 1.4 mm mismatch was lower than for the 3.4 mm mismatch since the humeral head was located on the posterior rim of the glenoid. Except for this 1.4 mm mismatch in the intact shoulder, the contact area decreases as the mismatch increases, corresponding to what it is expected (Strauss *et al.*, 2009) and already shown in other numerical models (Patel *et al.*, 2014; Terrier *et al.*, 2006). If the objective is to maintain the highest contact area in order to lessen the glenoid loosening risk, we then recommend selecting a 3.4mm or 6.4mm mismatch.

The glenohumeral joint reaction forces (GH-JRF) estimated by our numerical model approximate in-vivo measurements (Bergmann *et al.*, 2007) and another musculoskeletal model (Terrier *et al.*, 2013). The GH-JRF values at 45° and 75° calculated in our study for the 6.4 mm mis-

match in an intact shoulder are of 43%BW (326N) and 73%BW (547N) respectively. These are in support of the telemetric data results (respectively 51%BW and 73%BW) (Bergmann *et al.*, 2007) and the results from a numerical study (respectively 63%BW and 76%BW) (Terrier *et al.*, 2013). In all of these studies, the BW was of 75kg. Our model showed that compared with the intact shoulder, the presence of a SC deficiency lead to higher GH-JRF. This aspect could be undesirable for the glenoid survival in particular in case of eccentric loading, which could increase the rocking-horse effect.

Dividing GH-JRF by the contact area at 90° gives an approximation of the glenohumeral contact pressure. The latter can be a good quantitative indicator of component wear. The increase of glenohumeral contact pressure with the increase in mismatch from the 3.4 mm mismatch follows the same trend than other numerical results simulating abduction (Hopkins *et al.*, 2007). Consequently, the stress concentration could be higher for the larger mismatches, leading to a higher risk of polyethylene wear. It has to be noted that values of the study by Hopkins and collaborators are higher than those found in our study. One explanation for these differences probably relates to the type of numerical model and to the loading conditions at the glenohumeral joint. Indeed, in the Hopkin's model, a generic load of 406N is applied on the glenoid, corresponding to a previous computed value at 90° of abduction (van der Helm, 1994b) and no muscles are simulated. These aspects are noted as the main limitation in their model.

The main limitation of our musculoskeletal model relates to the simplicity of the simulated movement; elevation in the scapular plane is a simple motion and more complex movements may lead to other findings. For example, we think that flexion in the sagittal plane or other daily living activities would induce higher humeral head translations and probably a higher risk of glenoid loosening. This aspect should be evaluated in a future studies.

5.6 Conclusion

A new musculoskeletal shoulder model, integrating humeral head translation and implant contact computation, was used to evaluate the glenoid loosening risk for several mismatches and two shoulder conditions. Based on humeral head translation, contact area and contact pressure, we would recommend choosing a 3.4mm or 6.4 mm mismatch, that could be considered as the two optimum mismatches. Indeed, for these values, humeral head translation and contact pressure are the lowest and contact area is the highest.

The main conclusion regarding the comparison between intact and SC deficiency shoulders is a change in term of center of pressure (COP). In fact, during the whole movement of abduction, the intact shoulder has a COP located in a more posterior position than a shoulder with SC deficiency. Moreover, the pattern of COP displacement, superior-inferior for an intact shoulder, is changed to an anterior direction in presence of SC deficiency.

All of these findings seem to corroborate well to clinical observations and are a good indicator of the interest of musculoskeletal analysis to study clinical questions.

CHAPITRE 6

RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : VERS UNE INTERFACE UTILISATEUR

6.1 Introduction et raison d'être

Les chapitres précédents ont permis de décrire les deux volets de cette thèse. La première partie concerne la conception et l'utilisation du montage expérimental mis en œuvre au cours de l'étude *in-vitro*. La seconde partie se divise en deux. La première sous-partie s'intéresse au développement du modèle musculosquelettique par dynamique inverse de l'épaule. La seconde sous-partie met l'accent sur l'utilisation de ce modèle pour évaluer l'effet de différentes configurations prothétiques et d'une rupture partielle des muscles de la coiffe des rotateurs sur les risques de descellements des implants glénoïdiens dans les prothèses totales anatomiques non-conformes.

Le présent chapitre s'intéresse plus spécifiquement aux difficultés en lien avec le développement de tels modèles numériques musculosquelettiques et surtout leur utilisation dans un contexte clinique.

Outre la nécessité d'acheter et de maintenir la licence AnyBody™ Modeling System (environ 4 000\$/an), l'emploi de ce logiciel de modélisation par dynamique inverse a mis en lumière les difficultés inhérentes à ce type d'outil. Celles-ci peuvent globalement être regroupées en deux catégories. La première difficulté se rapporte à la modélisation à proprement parler ainsi qu'aux modèles physiques et mathématiques permettant de décrire le corps humain et les concepts physiologiques. La seconde difficulté fait référence au langage de programmation et à la maîtrise du logiciel choisi. Ces deux aspects conduisent à un temps d'apprentissage et de développement relativement important. Aussi, la véritable utilisation des modèles musculosquelettiques développés n'est possible que tardivement après le début du projet et surtout uniquement par le développeur du modèle.

Il s'agit donc de facteurs limitant de façon importante l'utilisation et l'attrait de la modélisation musculosquelettique. En effet, celle-ci devrait permettre la réalisation d'études de sensibilité. Or, même si le modèle est mis en place et validé pour une utilisation précise, répondant à des objectifs clairement prédéfinis, la barrière du langage de développement reste trop présente pour que des cliniciens, chirurgiens ou physiothérapeutes puissent l'utiliser pour répondre à diverses questions cliniques.

Compte tenu de cet état de faits, il paraît particulièrement intéressant et important de mettre en place un outil, sous forme d'une interface utilisateur simplifiée, qui permette d'utiliser le modèle musculosquelettique de l'épaule développé dans AnyBodyTM. Les chapitres suivants visent à décrire les fonctionnalités actuelles ainsi que les objectifs futurs, en particulier en termes de recommandations sur les fonctions qu'il serait pertinent d'y implémenter.

6.2 Fonctionnalités implémentées

Différentes options doivent pouvoir être contrôlées par l'utilisateur depuis l'interface graphique. Compte tenu du développement actuel du modèle musculosquelettique de l'épaule, quatre aspects sont paramétrables à savoir la mise à l'échelle du modèle générique, l'intégration ou non de différents types de ruptures de muscles de la coiffe des rotateurs, le choix du type et de la taille des implants d'une prothèse totale anatomique non-conforme et enfin le positionnement de ces implants sur les os. Ces quatre aspects sont décrits dans les sections suivantes.

6.2.1 Mise à l'échelle

La personnalisation des modèles est une étape de plus en plus considérée comme nécessaire pour la mise en place d'une médecine mieux adaptée au patient. Plusieurs méthodes commencent à émerger, plus ou moins précises et complexes dans la prise en compte de la variabilité entre les individus. Ces aspects sont décrits plus en détail dans le chapitre 7.

Actuellement, le modèle de l'épaule développé dans le cadre de projet de doctorat intègre une mise à l'échelle basée sur les valeurs anthropométriques suivantes :

- poids,
- taille,
- dimensions de plusieurs parties du corps : hauteur de la tête, hauteur du tronc, largeur du pelvis, longueur du bras, longueur de l'avant bras, longueur et largeur de la main (Figure 6.1).

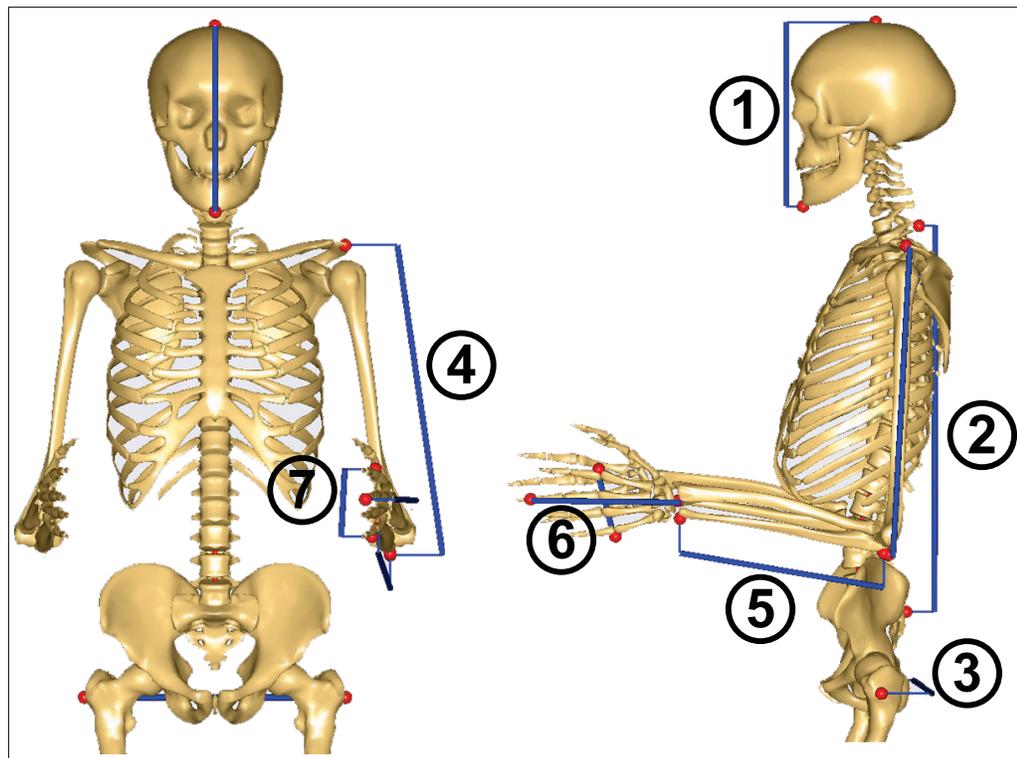


Figure 6.1 Dimensions à spécifier pour une mise à l'échelle basée sur les valeurs anthropométriques

- ① Hauteur de la tête ; ② Hauteur du tronc ; ③ Largeur du pelvis ;
 ④ Longueur de bras ; ⑤ Longueur de l'avant-bras ;
 ⑥ Longueur de la main ; ⑦ Largeur de la main

FONCTION IMPLÉMENTÉE

F_i1.1 Permettre à l'utilisateur de rentrer l'ensemble des paramètres anthropométriques dès l'ouverture du modèle dans l'interface visuelle afin de réaliser une mise à l'échelle du modèle générique

6.2.2 Rupture de muscles de la coiffe des rotateurs

La simulation de ruptures des muscles de la coiffe des rotateurs est une variable à intégrer dans le modèle, principalement pour deux raisons. D'une part, des ruptures de la coiffe des rotateurs sont observées suite aux arthroplasties totales anatomiques (Bohsali *et al.*, 2006; Chin *et al.*, 2006). D'autre part, on sait que les muscles de la coiffe des rotateurs assurent la stabilité dynamique de l'épaule (Veeger et van der Helm, 2007) et qu'une rupture d'un ou plusieurs de ces muscles conduit à une instabilité plus ou moins prononcée en fonction de l'atteinte (Bezer *et al.*, 2005). Or cette instabilité, caractérisée par de trop grandes translations de la tête humérale par rapport à la glène, est justement la cause principale du descellement glénoïdien (Gonzalez *et al.*, 2011).

Les ruptures de la coiffe des rotateurs les plus courantes sont les suivantes :

- **ruptures du supraspinatus** : elles sont rapportées comme les ruptures de la coiffe des rotateurs les plus courantes ;
- **ruptures du subscapulaire** : elles semblent être les plus courantes suite à une arthroplastie totale anatomique. Elles seraient directement liées à l'approche delto-pectorale lors de la chirurgie ; l'atteinte touche principalement les deux-tiers supérieurs des fibres musculaires (Blalock et Galatz, 2012; Miller *et al.*, 2003) ;
- **ruptures massives de la coiffe des rotateurs (RMCR)** : elles impliquent une rupture du supraspinatus et d'au moins un autre des muscles de la coiffe des rotateurs (Gerber *et al.*, 2000). Plus le nombre de muscles rompus est important plus les risques de complications sont importants. D'ailleurs, une RMCR est une contre-indication aux prothèses totales anatomiques non-conformes et il s'agit dans ce cas de réaliser une arthroplastie totale inverse.

Toutefois, il peut être intéressant d'étudier les phénomènes en jeu au moyen d'outils de modélisation musculo-squelettique.

FONCTION IMPLÉMENTÉE

- F_i2.1 Permettre à l'utilisateur de sélectionner une des conditions de la coiffe des rotateurs parmi les suivantes :
- sain,
 - rupture complète du supraspinatus,
 - rupture complète du subscapulaire,
 - rupture des deux-tiers supérieurs du subscapulaire,
 - ruptures complètes du supraspinatus et de l'infraspinatus,
 - rupture massive de la coiffe des rotateurs : ruptures du supraspinatus, de l'infraspinatus et des deux-tiers supérieurs du subscapulaire.

6.2.3 Choix d'implants

Le modèle numérique par dynamique inverse développé au cours de ce doctorat nécessite l'intégration des deux composantes prothétiques d'arthroplasties anatomiques non-conformes. Quelques modèles de têtes prothétiques et d'implants glénoïdiens sont disponibles, dans un format 3D surfacique (modèle CAD, format *.stl). À noter que ce type de format est nécessaire pour que l'utilisation de l'algorithme de contact surfacique (cf. chapitre 1.5.5.4) soit possible.

Le choix de la taille des composantes est basé sur l'anatomie du patient. Ainsi, il paraît pertinent d'informer l'utilisateur quant aux dimensions des surfaces anatomiques suivantes, en faisant l'hypothèse qu'elles peuvent être approximées par des sphères :

- diamètre de la tête humérale anatomique,
- diamètre de la surface glénoïdienne anatomique.

6.2.4 Positionnement des implants

Le positionnement des implants est une étape clé dans une arthroplastie totale anatomique d'épaule. En effet, un bon placement assure une meilleure reproduction de la cinématique

FONCTIONS IMPLÉMENTÉES

- F_i3.1 Informer l'utilisateur de dimensions anatomiques (diamètres de tête humérale et de glène) pour l'aider dans son choix de tailles d'implants
- F_i3.2 Permettre à l'utilisateur de choisir un modèle et une taille d'implant (une tête prothétique et une composante glénoïdienne)

normale de l'épaule et réduit les risques d'accrochage (impingement) sous-acromial (Iannotti *et al.*, 2005; Terrier *et al.*, 2010b; Williams *et al.*, 2001). La version et l'inclinaison de la glène sont également des paramètres importants à considérer pour éviter des tensions musculaires indésirables de certains muscles de la coiffe des rotateurs ainsi qu'une instabilité de l'épaule, liée à un risque de descellement glénoïdien et d'usure accrue (Ganapathi *et al.*, 2011; Rosenberg *et al.*, 2013; Tétreault *et al.*, 2004). L'étude de ces aspects de façon plus systématique et détaillée au moyen d'un modèle musculosquelettique paraît donc intéressant et c'est la raison pour laquelle les fonctions décrites à la fin de cette section ont été implémentées.

Afin de s'assurer que le placement des implants soit effectivement représentatif de la réalité, il est nécessaire de décomposer ce travail en deux étapes, à savoir le positionnement à proprement parler et la validation du placement tel que désiré. Tant que la validation n'est pas satisfaite, il faut donner la possibilité de réviser la position précédente. Par ailleurs, tel que décrit dans la section précédente, le choix de la taille des implants se base sur certaines mesures anatomiques du patient. Or ce choix initial peut ne pas être optimal, par exemple lorsque les tailles disponibles ne correspondent pas parfaitement aux dimensions anatomiques. Il faut donc donner la possibilité à l'utilisateur de choisir un autre composant prothétique au cours du placement.

Il est clair qu'une telle interface doit être adaptée au public visé, dans notre cas des cliniciens : chirurgiens, résidents, physiothérapeutes,... Ainsi, il s'agit de fournir un outil ne demandant que peu d'adaptation, notamment en termes de représentation graphique de l'anatomie et de maniabilité. S'il est vrai qu'un modèle en trois dimensions permet une bonne représentation de l'épaule et facilite la compréhension, le placement des implants sur les os est, de son côté, difficilement réalisable avec des tels modèles 3D. D'un autre côté, les représentations anatomiques couramment employées en clinique sont soit des radiographies 2D, soit des clichés provenant

de CT-scans ou d'IRM. Ainsi, une avenue de recherche intéressante est de combiner ces deux approches : un visuel de type "CT-scan" pour le placement des implants et un modèle 3D pour la validation du placement.

FONCTIONS IMPLÉMENTÉES

- F_i4.1 Représenter l'anatomie de la scapula et de l'humérus de façon similaire aux clichés issus de CT-scans (trois vues : latéral, sagittal, frontal) pour permettre le placement des implants sur les os
- F_i4.2 Représenter l'anatomie de l'épaule en 3D pour permettre une validation visuelle du placement des implants
- F_i4.3 Permettre à l'utilisateur de visualiser les os à tour de rôle pour faciliter le placement des implants
- F_i4.4 Permettre à l'utilisateur de changer de taille ou de modèle d'implant si celui choisi initialement ne convient pas

6.3 Recommandations pour de futures fonctionnalités

L'objectif principal de l'interface est, à court ou moyen terme, de permettre à des cliniciens de répondre à des questions cliniques précises au moyen du modèle musculosquelettique de l'épaule. Les fonctionnalités déjà implémentées leur permettront probablement de réaliser quelques études de sensibilité. Toutefois, d'autres paramètres tels que le type de mouvement, la simulation d'un renforcement musculaire, ou encore l'amélioration de la mise à l'échelle devraient être ajoutés afin de véritablement prendre en compte l'aspect multifactoriel des prothèses totales non-conformes.

6.3.1 Type de mouvement

Actuellement, le mouvement simulé est une abduction dans le plan de la scapula, qui présente l'intérêt d'être facilement modélisable et pour lequel la littérature est relativement bien fournie afin de valider les résultats obtenus en terme de forces musculaires, de forces à l'articulation glénohumérale, d'instabilité de l'épaule,...

Un mouvement de flexion a également été implémenté dans le modèle de l'épaule. Celui-ci correspond à une élévation dans le plan sagittal. Toutefois, il nécessiterait une validation rigoureuse, basée sur d'autres études numériques et/ou cliniques. La motivation sous-jacente à l'intégration de la flexion est que ce mouvement, en comparaison à l'abduction, pourrait potentiellement générer une instabilité accrue du fait de la perte d'alignement quasi-symétrique des muscles et de la capsule (Kedgley *et al.*, 2007a; Poppen et Walker, 1976; Terrier *et al.*, 2008). De plus, la flexion semble avoir un rôle dans l'instabilité postérieure (Tannenbaum et Sekiya, 2011), rapportée comme une cause des descellements glénoïdiens dans les prothèses totales anatomiques non conformes (Bohsali *et al.*, 2006; Chin *et al.*, 2006).

Il faut cependant noter que des mouvements simples tels que l'abduction et la flexion ne sont que rarement réalisés lors de nos tâches de la vie quotidienne. Ces dernières correspondent plutôt à des mouvements complexes faisant intervenir abduction, flexion et rotation. C'est par exemple le cas lorsque l'on veut attraper un objet sur une étagère, mettre un manteau ou encore se coiffer. Un des points forts de la dynamique inverse est de pouvoir simuler ce genre de mouvements complexes en modifiant les contraintes appliquées aux différents os (segments) et/ou articulations (joints). Si l'on prend l'exemple de l'action de se coiffer les cheveux vers l'arrière, une solution pour modéliser ce mouvement serait de contraindre la main à suivre une trajectoire elliptique partant du bras le long du corps vers le dessus de la tête. Ce sont les techniques d'optimisation musculaire et de résolution des équations de mouvement qui permettront ensuite le calcul des positions de chacun des os ainsi que des forces articulaires et musculaires.

De plus en plus d'études cliniques *in-vivo* s'intéressent à évaluer la cinématique lors de tâches de la vie quotidienne (van Andel *et al.*, 2008; Magermans *et al.*, 2005; Namdari *et al.*, 2012; Roren *et al.*, 2012) et certaines intègrent les mesures des forces de réaction glénohumérales au cours de ces mouvements au moyen de prothèses instrumentées (Bergmann *et al.*, 2007; Westerhoff *et al.*, 2009). Une revue de ces études aurait un double intérêt. D'une part, elles permettraient de simuler des tâches réalistes en terme de cinématique et aideraient à leur inté-

gration dans le présent modèle. D'autre part, elles pourraient être utilisées pour la validation de la mise en oeuvre ainsi que des résultats du modèle numérique développé.

FONCTION FUTURE

- F_f1.1 Permettre à l'utilisateur de simuler différents mouvements :
- mouvements simples : abduction, flexion,
 - mouvements de la vie quotidienne : se coiffer, soulever une charge, attraper un objet sur une étagère en hauteur, marcher avec des cannes,...

6.3.2 Simulation de renforcements musculaires

La question du renforcement musculaire est largement d'actualité, en particulier dans le cas de ruptures de la coiffe des rotateurs. Il ne semble en effet pas encore y avoir de réel consensus à ce sujet et les avis divergent concernant la nécessité d'un renforcement des abaisseurs ou des éleveurs de la coiffe (ANAES, 2001; Danieli, 2011; Gouilly, 2006; Marc *et al.*, 2009).

Une autre application du modèle musculosquelettique développé au courant de cette thèse pourrait, à terme, aider à répondre à ce type de questionnement. Un renforcement musculaire pourrait être simulé en augmentant la force maximale disponible dans certaines fibres musculaires. Son effet serait testé et évalué, par exemple, en terme d'instabilité de l'articulation glénohumérale en quantifiant les déplacements de la tête humérale par rapport à la glène.

FONCTION FUTURE

- F_f2.1 Permettre à l'utilisateur de simuler le renforcement musculaire de différents muscles / fibres musculaires de la coiffe des rotateurs

6.3.3 Mise à l'échelle et considération des variabilités morphologiques

Un premier pas vers la personnalisation a été fait avec l'intégration d'une mise à l'échelle basée sur certaines dimensions anthropométriques. Cet effort peut être jugé satisfaisant par exemple dans le cas de recherches visant à évaluer l'effet d'une tâche sur la fonction de l'épaule.

Toutefois, les différences morphologiques inter-individus sont des paramètres majeurs lorsqu'il s'agit de la question de recherche à proprement parler. On sait par exemple que la version de la glène joue un rôle clé dans l'issue des arthroplasties totales anatomiques et qu'il est important de rétablir la neutralité de la version pour éviter des instabilités glénohumérales (Matsen *et al.*, 2008; Farron *et al.*, 2006; Nyffeler *et al.*, 2006) (voir section 1.3.3.1. D'autres paramètres, tels que l'inclinaison, la forme de la glène ou encore la disposition de l'acromion, sont variables entre les individus (Churchill *et al.*, 2001b; De Wilde *et al.*, 2004; Mansat *et al.*, 1998) et pourraient jouer un rôle sur la restauration globale de la fonction, la capacité à réaliser différents mouvements ou encore les risques post-opératoires des arthroplasties tels que le descellement glénoïdien.

Afin de prendre ces facteurs en considération, il est donc nécessaire de les intégrer lors de la personnalisation du modèle générique. Deux méthodes pourraient être envisagées. La première consisterait à déformer ponctuellement le modèle osseux générique afin de le faire correspondre au paramètre que l'on souhaite étudier. Par exemple dans le cas d'une étude de l'effet de la rétroversion sur la fonctionnalité de l'épaule, il s'agirait de permettre à l'utilisateur de modifier la version selon un angle préalablement mesuré sur des clichés radiologiques. La seconde méthode utiliserait directement des reconstructions 3D des os, créées à partir de CT-scans, afin de déformer le modèle générique pour qu'il corresponde précisément à la forme du patient. Il s'agirait d'une technique plus complète que la déformation ponctuelle puisqu'elle se baserait directement sur le modèle 3D et assurerait que l'os du modèle correspond précisément à celui du patient.

Les avantages et limitations de la personnalisation des modèles numériques sont discutés dans le chapitre .

FONCTION FUTURE

F_f3.1 Permettre à l'utilisateur de personnaliser le modèle :

- par déformation ponctuelle en renseignant spécifiquement certains paramètres morphologiques tels que la version et l'inclinaison de la glène, la forme de l'acromion,...
- par déformation globale au moyen de modèles 3D des os reconstruits à partir de CT-scans.

6.3.4 Validation de l'interface utilisateur

Cette étape importante n'a pour l'instant pas été abordée. Mais il va de soi qu'elle devra être réalisée avant l'utilisation et la diffusion auprès d'un public de cliniciens. En particulier, il est recommandé d'évaluer les aspects suivants :

- **efficience** : temps nécessaire pour réaliser une tâche sans être un utilisateur expert ; possibilité de comparaison du temps nécessaire avant/après ou avec/sans l'utilisation de l'interface utilisateur développée ;
- **utilisabilité** : intuitivité pour des personnes qui n'ont jamais utilisé ce type d'interface ;
- **fonctionnalités** : vérifier que les besoins, définis par un groupe d'experts (dans notre cas des cliniciens), sont tous remplis. Il est donc question de s'assurer que les fonctions disponibles sont effectivement utiles pour répondre à des questions de recherche précises.

CHAPITRE 7

DISCUSSION GÉNÉRALE

7.1 Synthèse des travaux

Cette thèse se plaçait dans un contexte global de l'étude d'arthroplastie totale non-conforme (NC-TSA) de l'épaule. Bien que cette chirurgie apporte de bons résultats en termes de soulagement de la douleur et de restauration de la fonction, il n'en reste pas moins que plus de 15% des opérations conduisent à des complications, 40% d'entre elles concernant un descellement glénoïdien (Bohsali *et al.*, 2006).

L'objectif de cette thèse était la mise en place d'outils biomécaniques de type expérimental et numérique afin d'évaluer les facteurs liés au risque de descellement glénoïdien. Il s'agissait donc de développer des méthodes permettant de quantifier des paramètres tels que les déplacements de la tête humérale par rapport à la glène, la force de réaction glénohumérale ou encore la force et la surface de contact entre les deux composants prothétiques.

La partie expérimentale, correspondant au premier article, a permis de développer un montage expérimental pour la simulation d'abductions actives avec rythme scapulo-huméral d'un bras entier. La reproductibilité des mesures a été testée et validée. Le montage a ensuite été utilisé afin d'évaluer l'effet de mismatches recommandés dans la littérature (entre 5 mm et 9.6 mm) (Walch *et al.*, 2002) et de deux designs de NC-TSA sur les translations de la tête humérale. Les résultats ont montré l'intérêt d'une augmentation de la surface de contact en partie supérieure de l'implant glénoïdien. Celle-ci permet en effet une réduction des translations humérales et donc possiblement du risque de descellement glénoïdien. Par contre, aucune différence significative n'a été notée pour les mismatches testés.

La partie numérique, décrite dans les articles deux et trois, se divisait en deux parties. Le premier objectif était le développement à proprement parler d'un modèle d'épaule adapté au contexte de NC-TSA, c'est-à-dire incluant d'une part les translations de la tête humérale et

d'autre part le contact articulaire pour le calcul de paramètres tels que la surface de contact entre les implants et le centre de pression. Le second objectif consistait en l'évaluation de deux facteurs majeurs dans le processus de descellement glénoïdien à savoir le mismatch (entre 1.4 mm et 9.6 mm) et la rupture du muscle subscapulaire (SC). Les résultats ont mis en avant qu'il semble exister un mismatch optimal, de 3.4 mm, permettant de limiter les translations de la tête humérale tout en ayant une surface de contact tête - glène maximale ; ces deux aspects combinés laissent à penser que dans ce cas le risque de descellement devrait être minimal. Par ailleurs, il a été démontré que la position du centre de pression de la tête humérale est situé en position postérieure sur l'implant glénoïdien, ce qui est bien corroboré par les observations cliniques (Hertel et Ballmer, 2003; Matsen *et al.*, 2008; Utz *et al.*, 2011). Enfin, une rupture du SC entraîne une modification du patron de déplacement du centre de pression de la tête humérale sur l'implant glénoïdien. Ainsi, alors que les déplacements avec une coiffe fonctionnelle sont de nature supérieure puis inférieure, ceux observés dans le cas d'une rupture du SC se font plutôt dans une direction antéro-supérieure.

7.2 Limitations et recommandations

Cette section a pour but de présenter les limitations liées d'une part à l'étude expérimentale et d'autre part à l'étude numérique. De plus, lorsque ceci est approprié, des recommandations quant à ces limitations, à l'utilisation des outils biomécaniques ainsi qu'à d'éventuels développements futurs sont proposés.

7.2.1 Étude expérimentale

7.2.1.1 Type de mouvement

La limitation la plus évidente du montage concerne le type de mouvement pouvant être simulé. En effet, seule une abduction dans le plan de la scapula peut être réalisée. Ce choix a été fait en raison de la simplicité de mise en oeuvre en comparaison à d'autres mouvements plus complexes comme la flexion (élévation du bras vers l'avant). Il serait toutefois intéressant

d'inclure ce genre de mouvements, car ils impliquent des forces déstabilisatrices dans des directions antérieures et postérieures, plutôt que seulement inférieures - supérieures comme c'est le cas dans l'abduction.

7.2.1.2 Utilisation de spécimens cadavériques

Une limitation inhérente aux études *in-vitro* concerne l'utilisation de spécimens cadavériques. En effet, bien que les géométries anatomiques et musculaires sont celles de sujets vivants, les propriétés mécaniques sont, elles, bien différentes. En particulier, la contraction musculaire ne peut être reproduite, rendant complexe la génération d'un mouvement actif. Il est également difficile, voir impossible de tirer de façon répétée directement sur un seul muscle au risque de le rompre.

Dans cette étude, cette difficulté a été résolue en générant un mouvement d'abduction au moyen d'un muscle deltoïde artificiel représenté par un tissu de mêmes forme et dimension. La partie supérieure de la coiffe des rotateurs était présente mais inactive ; elle assurait donc uniquement un rôle de stabilisation passive. L'hypothèse principale derrière ces choix était que le deltoïde est un des deux principaux abducteurs (Rockwood *et al.*, 2009). Bien que ceci ait effectivement permis de simuler une abduction, le tissu représentant le deltoïde n'a pas été optimisé en termes de tensions appliquées sur la tête humérale. Ainsi, il est possible que la stabilité latérale de l'articulation ait été plus importante que dans un cas *in-vivo*, limitant en particulier les risques de dislocations antérieures et postérieures. Afin de vérifier cet aspect, il serait intéressant de quantifier les translations de la tête humérale pour des cas d'épaules intactes versus avec des ruptures massives des muscles de la coiffe des rotateurs afin de simuler la perte de stabilisation passive. Une autre possibilité serait de connaître l'effet d'une simulation active plutôt que passive des muscles de la coiffe des rotateurs

7.2.1.3 Rythme scapulo-huméral

Le rythme scapulo-huméral (RSH) a été simulé au moyen d'un ressort adapté à la masse du bras afin d'obtenir un ratio global de deux degrés d'élévation de l'humérus pour un degré de rotation de la scapula. Toutefois, certains auteurs semblent avancer le fait que le RSH serait variable en fonction de l'angle d'élévation (Dayanidhi *et al.*, 2005; Graichen *et al.*, 2001). De plus, les études rapportant un RSH de 2 :1 ont été réalisées sur des sujets sains (voir Table 1.2) (Dayanidhi *et al.*, 2005; De Wilde *et al.*, 2004; Freedman et Munro, 1966; Illyés et Kiss, 2007; Inman *et al.*, 1944; McClure *et al.*, 2001). Or il semblerait que ce ratio puisse varier notamment dans le cas de douleurs (Scibek *et al.*, 2009).

Une évolution intéressante pourrait être l'intégration de telles variabilités. En particulier, puisque l'implantation de prothèses est souvent corrélée à des scores de douleur élevés, on pourrait supposer que le RSH est affecté par des systèmes de compensations lors de l'élévation du bras. Il pourrait être pertinent d'évaluer de quelle manière une modification du RSH influence les translations de la tête humérale et donc les potentiels risques de descellements glénoïdiens.

7.2.2 Étude numérique musculosquelettique

7.2.2.1 Modèles 3D de prothèses

Le modèle numérique de l'épaule développé dans le cadre de ce projet de doctorat impose l'utilisation de modèles d'implants 3D CAD afin de pouvoir calculer les paramètres de contact tels que le centre de pression, la surface de contact et la force de réaction glénohumérale. L'utilisation de modèles CAD issus directement des compagnies orthopédiques est à privilégier afin d'utiliser des géométries effectivement utilisées en pratique chirurgicale. En particulier, il est important d'obtenir avec suffisamment de précision la géométrie de la glène, celle de la tête humérale étant assimilable à une sphère. C'est d'ailleurs ce qui a été fait au cours de ce doctorat.

L'obtention de tels modèles peut être vue comme une limitation devant la difficulté pour obtenir ces modèles CAD directement des compagnies et pour pouvoir les utiliser à grande échelle, compte tenu des conditions d'utilisation très restreintes imposées dans les ententes industrie - université.

L'autre solution est d'obtenir les modèles 3D par rétroingénierie à partir des implants physiques. Cette approche a été évaluée durant cette thèse au moyen de deux techniques de scanners disponibles au laboratoire de métrologie de l'ÉTS.

La première consistait à utiliser un scanner manuel EXAscan (Handyscan 3D, Creaform, Lévis, Qc, Canada) (Figure 7.1). Le principe est attrayant puisqu'il suffit de balayer l'ensemble de la pièce en se déplaçant autour de celle-ci. La précision est de l'ordre de $40\mu\text{m}$. Toutefois, de nombreuses difficultés techniques ont été rencontrées, notamment en terme de liaison entre le périphérique et l'ordinateur utilisé pour l'enregistrement, de calibrage ou d'autonomie de l'appareil. De plus, nous ne sommes jamais parvenu à une précision correspondant à celle annoncée. De plus, cette méthode d'acquisition n'est pas forcément à privilégier si l'on souhaite scanner plusieurs pièces car il n'est pas possible de créer une routine permettant l'automatisation des acquisitions.

Compte tenu de ces limitations, une seconde technique a été évaluée, au moyen d'une machine à commande numérique cinq axes Bright Strato 7106 avec une tête laser Metris LC50 (Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Kanagawa, Japon) (Figure 7.1). La précision est environ 10 fois supérieure au Handyscan, de l'ordre de $5\mu\text{m}$. Cette méthode permet l'automatisation du scannage grâce à des macros contenant l'ensemble des instructions de calibrage et de déplacements. Les données issues de l'acquisition sont un nuage de points, dont les coordonnées sont écrites dans un format propriétaire. En comparaison au Handyscan, le laser monté sur la machine cinq axes nécessite une approche beaucoup plus rigoureuse mais également plus efficace en terme de calibrage. Toutefois, d'autres difficultés ont été notées notamment concernant le post-traitement des nuages de points. En premier lieu, le format de fichiers impose l'utilisation d'un logiciel spécifique, dont la maniabilité et la stabilité sont très variables. Ensuite, plusieurs

données ont été corrompues lors de l'enregistrement, rendant leur utilisation impossible et donc générant un manque d'informations pour certaines parties de la pièce.

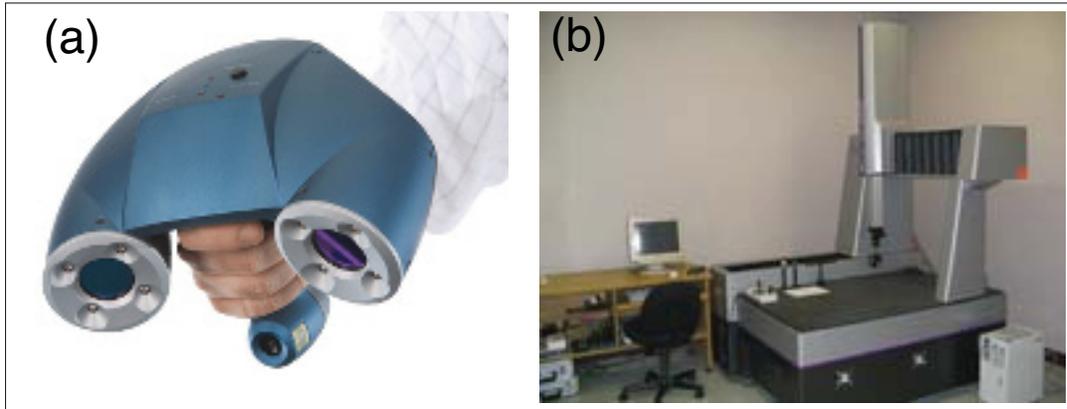


Figure 7.1 Scanners utilisés pour la rétroingénierie

(a) EXAscan (Handyscan 3D, Creaform, Lévis, Qc, Canada) ; Tirée de (3dscanco, 2014)

(b) Machine à commande numérique M.M.C 5 axes Bright Strato 7106 avec tête laser Metris LC50 (Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Kanagawa, Japon) ; Tirée de (LIPPS, 2014)

Quelle que soit la technique utilisée, une des difficultés résidait dans le fait que l'implant glénoïdien, en plastique transparent, n'est pas ou peu visible par les scanners et ce malgré le calibrage. Afin d'améliorer ce point, une peinture opaque peut être appliquée. Des tests préliminaires ont toutefois démontré que malgré une nette amélioration de la détection, de nombreux points ne sont pas captés durant le processus.

Cette expérience de rétroingénierie a mis en avant que le temps de travail nécessaire pour obtenir une seule pièce est de l'ordre de deux jours, pour une précision très médiocre (Figure 7.2). Aussi, il a été décidé de s'intéresser à la possibilité d'un accord avec une compagnie orthopédique (DePuy, Warsaw, IN, USA). Cette entente est encore actuellement en cours de négociation. La recommandation principale à ce sujet est donc la finalisation de cet accord et/ou avec d'autres compagnies, tout en s'assurant que le modèle musculosquelettique de l'épaule pourra être librement utilisé pour de futures études et que son développement ne sera pas entravé par les obligations au contrat.

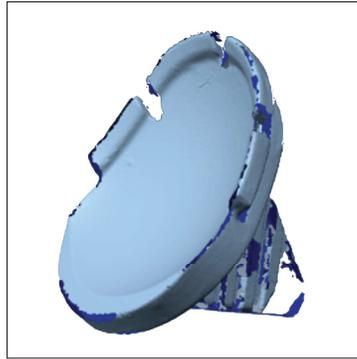


Figure 7.2 Pièce reconstruite par rétroingénierie

7.2.2.2 Modèle générique versus modèle personnalisé

La question de la personnalisation des modèles musculosquelettiques (MS) est plus que d'actualité notamment compte tenu des avancées importantes dans les domaines de l'acquisition et de la reconstruction de modèles osseux 3D à partir d'images médicales. Toutefois, il est nécessaire de se poser la question du but recherché et des réponses que le modèle MS doit apporter. Bolsterlee *et al.* (2013), dans une revue récente à ce sujet, décrivent quatre catégories pour trier les études, en fonction du type de question auxquelles ils veulent répondre :

1. **Principes généraux** : compréhension de la biomécanique globale de l'épaule,
2. **Étude de différentes tâches** : comparaison de différents chargements ou positions sur la fonction,
3. **Étude d'altérations structurelles** : évaluation de l'effet de changements dans la structure morphologique (transfert de tendons, arthroplasties,...) sur la fonction de l'épaule,
4. **Étude de différences morphologiques inter-individus** : prédictions de l'effet de spécificités morphologiques sur les chargements à l'épaule.

Contrairement aux *a priori*, il n'est pas évident qu'un modèle totalement personnalisé réponde mieux à la question posée. En effet, les trois premières catégories peuvent être abordées grâce à des modèles génériques représentatifs d'une population moyenne. Cette approche simplifie évidemment la complexité du développement. Il est également possible d'évaluer l'effet de dif-

férents groupes morphologiques et l'impact que cela a sur la fonction de l'épaule. La solution revient alors à réaliser une mise à l'échelle en se basant sur des dimensions anthropométriques spécifiques. Ceci est abordé dans le chapitre concernant l'interface utilisateur (chapitre 6, section 6.2.1).

La quatrième catégorie est évidemment la plus complexe. Ce choix de type de développement est basé sur l'hypothèse principale qu'un modèle spécifique au patient apportera des prédictions plus précises en termes de chargements à l'épaule et de fonctionnalité. Toutefois, l'individualisation à grande échelle est pour l'instant particulièrement difficile, principalement en raison de difficultés liées aux aspects détaillés ci-après.

1. Reconstruction de modèles osseux 3D

Il s'agit d'un processus qui reste pour l'instant long et fastidieux particulièrement dans le cas d'os complexes tels que la scapula, caractérisée par une géométrie fine.

2. Déformation des modèles osseux 3D (méthodes RBF, déformation STL, etc.)

Les techniques permettant de déformer un maillage 3D pour le faire correspondre à un second maillage sont de plus en plus précises et permettent une assez bonne adaptation dans le cas de modèles simples tels que des os longs (fémur, humérus, tibia,...). Toutefois, leur utilisation de manière facile et rapide n'est pas encore garantie pour des modèles osseux complexes.

Très succinctement, la méthode dans AnyBody™ consiste à appliquer une série de transformations afin de déformer un os source (os AnyBody) sur un os cible (reconstruction osseuse 3D à partir d'images CT-scan par exemple) :

- *transformation linéaire* : elle est principalement utilisée dans le but de placer l'os cible au niveau de l'os source ;
- *transformation non linéaire basée sur des repères anatomiques au moyen de méthodes utilisant les fonctions de base radiales (radial basis function, RBF)* : il s'agit de l'étape principale pour la déformation. Elle consiste à modifier l'os source de

manière non linéaire afin d'obtenir un modèle déformé le plus proche possible de l'os cible. Pour cela, il faut indiquer une à une les coordonnées de plusieurs points similaires de chacune des deux géométries osseuses (Figure 7.3) ;

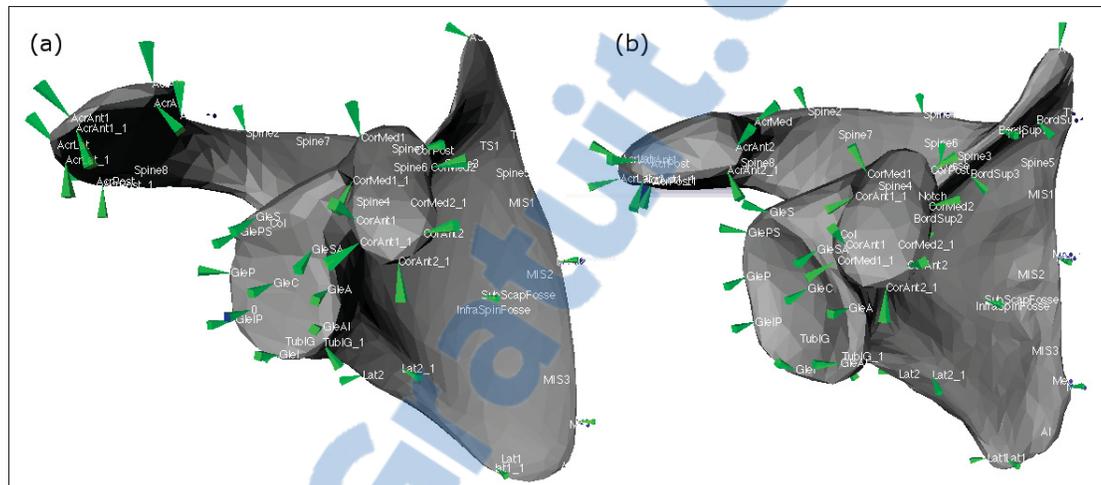


Figure 7.3 Relevé de coordonnées pour la déformation osseuse non linéaire
(a) Os source (os AnyBody) ; (b) Os cible (reconstruction à partir d'images CT-scan)

- *transformation non linéaire utilisant les données surfaciques des modèles 3D source et cible au moyen de méthodes basées sur les RBF. Elle permet d'adapter plus précisément les positions de chaque sommet du modèle source sur le maillage du modèle cible. La méthode de déformation est également de type RBF, mais en utilisant une approche point surface basée sur les données de maillage de chacun des modèles (format *.stl).*

Plusieurs développements au cours de ce doctorat ont mis en avant les difficultés inhérentes à ce processus, en particulier pour la scapula. Les obstacles rencontrés sont principalement en lien avec la méthode de déformation non-linéaire basée sur les repères anatomiques. En effet, elle implique d'une part un nombre important de points et d'autre part que les coordonnées relevées correspondent entre le modèle source et le modèle cible ; ce qui n'est pas forcément évident. De plus, plusieurs types de fonctions peuvent être utilisées pour la déformation : bi-harmonique, tri-harmonique, multi-quadratique

pour n'en citer que quelques-uns. Or il ne semble pas y avoir de recommandations quant à la fonction la plus adaptée en fonction de la géométrie ou de la dimension des os à déformer.

3. Positions des points d'origines et d'insertions musculaires

La manière la plus précise de personnaliser ces valeurs serait de relever leurs coordonnées sur un IRM et de les entrer directement dans le modèle. Or, actuellement, une telle approche n'est pas facilement réalisable car les coordonnées sont très difficilement modifiables de manière précise dans les modèles existants. Une des raisons principales vient du fait que ces points sont exprimés dans un référentiel global plutôt que dans le référentiel local de l'os auquel ils sont liés.

La méthode proposée dans AnyBody consiste plutôt à appliquer les mêmes lois de déformations que celles qui sont définies au cours de la personnalisation des os. Cette stratégie peut sembler attrayante puisqu'elle permet de considérer automatiquement les variations morphologiques. Dans la pratique, ceci est bien au point dans le cas de l'humérus mais ne l'est pas dans le cas d'un os comme la scapula. En effet, la déformation peut conduire à un mauvais positionnement des points d'insertion musculaire. Par exemple, certaines fibres du subscapulaire se retrouvent sous l'épine, face postérieure, de la scapula. De ce fait les lignes d'actions ne sont pas respectées et des conflits apparaissent lors de la génération du mouvement.

4. Caractéristiques musculaires, par exemple l'aire de la section transverse (PCSA)

Il a été démontré que le PCSA varie du simple au triple chez une population saine (Holzbaur *et al.*, 2007); la personnalisation de ce paramètre devrait donc être considérée, ce qui n'est que rarement le cas.

5. Caractéristiques musculo-tendineuses

Il s'agit par exemple des longueurs optimums des tendons et des fibres. Les connais-

sances et méthodes pour adapter ces paramètres sont très limitées ; or une personnalisation des os et des muscles devrait être associée à une adaptation de paramètres mécaniques musculo-tendineux.

6. Validation

Si certaines validations, comme la déformation des os ou encore la modification des valeurs de PCSA, peuvent être assez aisément réalisées, ceci n'assure pas pour autant que le modèle obtenu, dans sa globalité, est effectivement représentatif du patient. Par exemple, on sait que les stratégies cinématiques diffèrent entre des sujets sains et pathologiques, ce qui aurait potentiellement des conséquences sur les chargements aux articulations. L'intégration de critères d'optimisations utilisant des données cinématiques ou EMG sont des méthodes de plus en plus employées afin de répondre à cette problématique. Toutefois ceci augmente encore le nombre de données à obtenir pour adapter le modèle.

Cette section a permis de souligner certaines des limitations en lien avec la mise au point de modèles spécifiques à chaque patient. Il est clair que notre médecine tend à se diriger vers ce genre d'outils de plus en plus personnalisés. Il faut toutefois garder à l'esprit que de tels modèles, du fait des limites des techniques actuelles, comportent des incertitudes pouvant influencer les résultats des analyses de simulation. Ainsi, la principale recommandation serait de se poser la question de l'objectif de l'étude : est-il nécessaire de complexifier le modèle pour l'adapter à un patient en particulier ou un (ensemble de) modèle(s) générique(s) est-il suffisant ? À l'heure actuelle, les techniques de personnalisation ne paraissent pas suffisamment rapides et faciles de mise en œuvre, et n'assurent pas suffisamment d'obtenir des résultats valides, pour pouvoir les inclure dans une routine clinique adaptée au patient.

7.2.2.3 Représentation musculaire

Tel qu'expliqué dans la revue de littérature (chapitre 1), les muscles sont représentés au moyen d'un certain nombre de fibres musculaires (Tableau 1.7). La variabilité de ce paramètre entre les modèles musculo-squelettiques est assez représentatif d'un certain manque de connaissances

à ce sujet. Quelques études commencent à s'intéresser, notamment pour le membre inférieur, à déterminer un optimum permettant de réduire le nombre de fibres, et donc de simplifier le modèle afin d'accélérer les calculs, tout en assurant une bonne représentation de la géométrie et de la mécanique musculaires (Klein Horsman *et al.*, 2007; Valente *et al.*, 2011). Notons que ce travail est probablement plus complexe dans le cas du membre supérieur du fait de son instabilité importante. À ce jour il semble qu'aucun travail de recherche concernant le membre supérieur n'ait été publié.

L'autre limitation touche la représentation du deltoïde dans le modèle de l'épaule d'AnyBody™. Ce muscle est modélisé au moyen de fibres glissant sur une sphère représentative de la tête humérale, et dont chacune est contrainte à passer par un via-point fixe sur cette même sphère. La conséquence en est qu'au-delà de 90° d'abduction les fibres musculaires sont contraintes à suivre un chemin en V alors que, physiologiquement, on le sait linéaire. Ceci influence nécessairement les résultats de forces musculaires et de réaction, qu'il est préférable de considérer avec précaution au-delà de cet angle d'élévation. Ainsi, cet aspect devrait être considéré comme une amélioration à prioriser pour de futurs développements, afin d'obtenir des estimations de forces musculaires plus réalistes.

7.2.2.4 Développement et utilisation des modèles musculosquelettiques

Cette section se rapporte au chapitre de résultats complémentaires (chapitre 6). Pour résumer, l'utilisation des modèles musculosquelettiques est largement réservé à un public de développeurs plutôt que de cliniciens. Or les questions de recherche sont issues de ces professionnels et les outils numériques doivent donc absolument leur être adaptés.

Dans ce but, une interface est en cours de développement. Toutefois, il est clair que certains aspects sont à améliorer. La figure 7.4 résume les différentes fonctionnalités déjà implémentées ainsi que celles qu'il serait intéressant d'intégrer. De plus, l'étape de validation pour l'utilisation et l'intérêt de cette interface devra être réalisée.

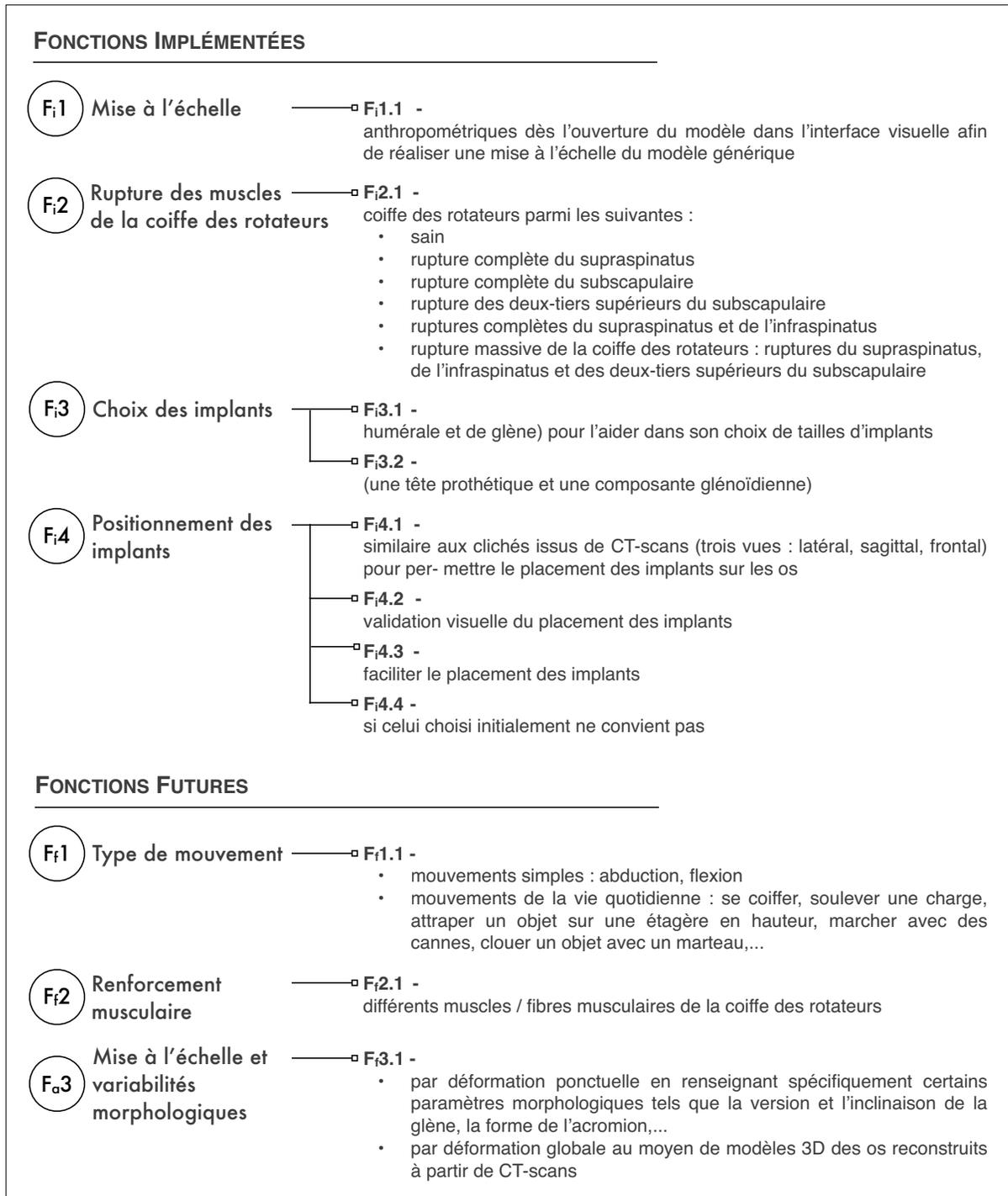


Figure 7.4 Fonctionnalités actuelles et recommandées de l'interface utilisateur

CONCLUSION GÉNÉRALE

Malgré des résultats assez satisfaisants en termes de réduction de la douleur et de restauration de la fonction, plus de la moitié des personnes opérées pour une prothèse totale d'épaule non-conforme (NC-TSA) risquent d'être confrontés à une complication. Le descellement glénoïdien est la plus préoccupante, comptant pour environ un tiers de l'ensemble des complications. Dans le pire des cas, il sera même nécessaire de procéder à une réintervention pour l'installation d'une nouvelle prothèse.

Divers outils biomécaniques peuvent aider à comprendre les mécanismes impliqués dans le cas de modifications anatomiques et/ou musculaires comme on peut le rencontrer suite à une chirurgie. Toutefois, l'utilisation des modèles actuels, tant expérimentaux que numériques, limitent leur utilisation pour l'étude des facteurs en lien avec les complications dues aux arthroplasties. En particulier, ces outils ne permettent qu'une évaluation restreinte des translations de la tête humérale par rapport à la glène, alors que ce sont ces petits mouvements qui semblent être la cause majeure des descellements glénoïdiens.

La première contribution de ce travail concerne le **montage expérimental** développé. Il permet de mesurer les forces et la cinématique d'un bras entier au cours d'un mouvement d'abduction avec reproduction du rythme scapulo-huméral. La répétabilité a été validée, en particulier pour les résultats de déplacements de la tête humérale par rapport à la glène. L'angle d'élévation, en moyenne de 77° , est supérieur à d'autres appareils expérimentaux. L'utilisation du montage a permis en outre d'apporter une preuve de concept pour un nouveau design d'implant glénoïdien destiné à réduire le risque de descellement glénoïdien en réduisant les translations de la tête humérale par rapport à la glène.

La deuxième contribution fait référence au **développement d'un modèle numérique musculosquelettique destiné à l'étude de l'épaule dans un contexte de NC-TSA**. Le modèle mis en place durant ce doctorat permet de simuler de petits mouvements de la tête humérale par rapport à la glène et intègre la notion de contact entre les deux implants d'une NC-TSA ; aspects qui n'étaient jusqu'alors pas simulés, puisque l'épaule était représentée de manière

idéalisée. Il est ainsi maintenant possible d'estimer le risque de descellement glénoïdien grâce à la quantification, d'une part, des translations de la tête prothétique par rapport au composant glénoïdien et d'autre part des surfaces de contact entre les deux implants.

La troisième contribution concerne la **meilleure connaissance de deux des principaux facteurs influençant l'apparition de mécanismes impliqués dans les descellements glénoïdiens**.

Dans un premier temps il a été démontré que le **mismatch** optimum serait de l'ordre de 3 mm. En effet, à cette valeur, les translations de la tête humérale sont minimales et la surface de contact maximale, résultats généralement associés à un risque de descellement moindre. Dans un second temps il a été mis en avant qu'une **rupture du subscapularis (SC)** est associée à une modification de déplacement du centre de pression (COP) de la tête humérale sur la glène. Ainsi, le COP, localisé dans la partie postérieure de la glène en cas d'une épaule intacte, est relevé en position plus antérieure en présence d'une déficience du SC. Ceci a d'ailleurs été corroboré par des observations cliniques.

La quatrième contribution se rapporte aux **connaissances acquises et surtout transférées à d'autres chercheurs au sujet de la modélisation musculosquelettique**. Cet aspect se retrouve notamment au niveau du forum AnyScriptTM. Celui-ci permet d'obtenir un soutien professionnel de la part des développeurs mêmes de AnyBodyTM, mais il laisse aussi la communauté scientifique se supporter elle-même. En ce sens, il m'a été donné de renseigner d'autres chercheurs désireux de travailler sur le même genre de modèles et de problématiques que ceux faisant l'objet du présent doctorat. De plus, les développeurs d'AnyBodyTM, rencontrés à plusieurs reprises lors d'une formation ou de congrès, ont montré leur intérêt à obtenir le modèle adapté au contexte de NC-TSA afin de le rendre disponible à l'ensemble de la communauté.

La cinquième contribution, regroupant deux aspects, fait référence aux **pistes de réflexion proposées quant à l'utilisation que l'on souhaite faire de tels modèles musculosquelettiques (MS)**. D'une part la question de l'importance de développer des **modèles spécifiques aux patients** a été soulevée. Il est vrai que l'on entend de plus en plus parler de médecine personnalisée. Cependant, la modélisation MS est un outil destiné à répondre à un vaste nombre de

questions, allant de la compréhension du corps humain à l'évaluation de différences morphologiques sur la fonctionnalité. Il paraît donc nécessaire de se questionner sur les véritables enjeux en estimant le rapport bénéfices versus difficultés d'une personnalisation (trop ?) détaillée ainsi que de la validation nécessaire. D'autre part, le développement d'une **interface utilisateur** a été amorcé, afin de réduire la limitation importante quant à l'utilisation du modèle MS par un public de clinicien non expert en développement.

Pour conclure, les principales recommandations issues de ce travail sont liées au modèle musculosquelettique. Tout d'abord, il est proposé d'améliorer le modèle musculaire du deltoïde afin d'obtenir une représentation musculaire plus physiologique, en particulier au-delà de 90° d'abduction. Ensuite, il s'agira d'introduire d'autres mouvements que la seule abduction dans le plan de la scapula. En particulier il sera pertinent de s'intéresser à des mouvements de la vie quotidienne. Par ailleurs, il est recommandé d'améliorer les méthodes de personnalisation du modèle, tout en les adaptant à la question clinique posée. Enfin, il est proposé de poursuivre le développement de l'interface utilisateur destinée à rendre l'utilisation du modèle musculosquelettique plus accessible à un public de cliniciens.

BIBLIOGRAPHIE

- 3dscanco. 2014. « Handyscan 3D EXAscan ». <<http://www.3dscanco.com/products/3d-scanners/3d-laser-scanners/handyscan-3d/exascan.cfm>>.
- Ackland, D. C. et M. G. Pandy. 2009. « Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature ». *Journal of Anatomy*, vol. 215, n° 2, p. 184–197.
- Ackland, D. C., P. Pak, M. L. Richardson, et M. G. Pandy. 2008. « Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder ». *Journal of Anatomy*, vol. 213, n° 4, p. 383–390.
- American Society of Mechanical Engineers (ASME). 2006. « Guide for Verification and Validation in Computational Solid Mechanics ».
- Amstutz, H. C., B. J. Thomas, J. M. Kabo, R. H. Jinnah, et F. J. Dorey. 1988. « The Dana total shoulder arthroplasty ». *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 70-A, n° 8, p. 1174–1182.
- An, K.-N., A. O. Browne, S. Korinek, S. Tanaka, et B. F. Morrey. 1991. « Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 9, n° 1, p. 143–149.
- ANAES. 2001. « Pathologies non opérées de la coiffe des rotateurs et masso-kinésithérapie ». p. 9.
- Andersen, M. S. et J. Rasmussen. 2011. « Total knee replacement musculoskeletal model : using a novel simulation method for non conforming joints ». In *Proceedings of the International Society of Biomechanics Conference*. (Brussels (Belgium) 2011). International Society of Biomechanics, ISB.
- Andersen, M. S., M. Damsgaard, et J. Rasmussen. 2011. « Force-dependent kinematics : a new analysis method for non-conforming joints ». In *XIII International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*. (Leuven (Belgium) 2011), p. 2–3.
- Anglin, C., U. P. Wyss, et D. R. Pichora. 2000a. « Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 9, n° 4, p. 323–331.
- Anglin, C., U. P. Wyss, et D. R. Pichora. 2000b. « Shoulder prosthesis subluxation : theory and experiment ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 9, n° 2, p. 104–114.
- Anglin, C., U. P. Wyss, R. W. Nyffeler, et C. Gerber. 2001. « Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 16, n° 2, p. 144–150.
- Apreleva, M., I. M. Parsons, 4th, J. J. Warner, F. H. Fu, et S. L. Woo. 2000. « Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 9, n° 5, p. 409–417.

- Bassett, R. W., A. O. Browne, B. F. Morrey, et K.-N. An. 1990. « Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability ». *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n° 5, p. 405–407, 409–415.
- Beaulieu, C. F., D. K. Hodge, a. G. Bergman, K. Butts, B. L. Daniel, C. L. Napper, R. D. Darrow, C. L. Dumoulin, et R. J. Herfkens. 1999. « Glenohumeral relationships during physiologic shoulder motion and stress testing : initial experience with open MR imaging and active imaging-plane registration. ». *Radiology*, vol. 212, n° 3, p. 699–705.
- Bei, Y. et B. J. Fregly. 2004. « Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics. ». *Medical engineering & physics*, vol. 26, n° 9, p. 777–789.
- Bell, J.-E. et L. U. Bigliani. 2007. « Reverse Shoulder Arthroplasty : A Role Defined ». *Seminars in Arthroplasty*, vol. 18, n° 1, p. 49–54.
- Bergmann, G., F. Graichen, A. Bender, M. Kääh, A. Rohlmann, et P. Westerhoff. 2007. « In vivo glenohumeral contact forces—measurements in the first patient 7 months postoperatively. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 10, p. 2139–2149.
- Bernstein, N., 1967. *The Coordination and Regulation of Movements*. Oxford : Pergamon Press.
- Bey, M. J., S. K. Kline, R. Zauel, T. R. Lock, et P. a. Kolowich. 2008. « Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics : technique and preliminary results. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 3, p. 711–714.
- Bey, M. J., C. D. Peltz, K. Ciarelli, S. K. Kline, G. W. Divine, M. van Holsbeeck, S. Muh, P. a. Kolowich, T. R. Lock, et V. Moutzouros. 2011. « In vivo shoulder function after surgical repair of a torn rotator cuff : glenohumeral joint mechanics, shoulder strength, clinical outcomes, and their interaction. ». *The American journal of sports medicine*, vol. 39, n° 10, p. 2117–2129.
- Bezer, M., Y. Yildirim, U. Akgun, B. Erol, et O. Guven. 2005. « Superior excursion of the humeral head : a diagnostic tool in rotator cuff tear surgery ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 14, n° 4, p. 375–379.
- Bigliani, L. U., R. G. Pollock, L. J. Soslowky, E. L. Flatow, R. J. Pawluk, et V. C. Mow. 1992. « Tensile properties of the inferior glenohumeral ligament. ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 10, n° 2, p. 187–197.
- Billuart, F., L. Devun, O. Gagey, W. Skalli, et D. Mitton. 2007. « 3D kinematics of the glenohumeral joint during abduction motion : an ex vivo study ». *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 29, n° 4, p. 291–295.
- Billuart, F., L. Devun, W. Skalli, D. Mitton, et O. Gagey. 2008. « Role of deltoid and passives elements in stabilization during abduction motion (0 degrees-40 degrees) : an ex vivo study ». *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 30, n° 7, p. 563–568.

- Bitter, J. 2013. « Effects of the Glenohumeral Joint Center on the Role of the Middle Deltoid : Implications for Reverse Total Shoulder Arthroplasty ». Master of science, Faculty of Baylor University, 106 p.
- Blaimont, P Taheri, A., 2006. *Biomécanique de l'épaule : de la théorie à la clinique*. Springer, 141 p.
- Blalock, R. et L. M. Galatz. 2012. « Rotator Cuff Tears After Arthroplasty ». *Seminars in Arthroplasty*, vol. 23, n° 2, p. 114–117.
- Boardman, N. D., S. L. Y. Woo, J. P. Warner, R. E. Debski, E. Taskiran, L. Maddox, A. B. Imhoff, et F. H. Fu. 1996. « Tensile properties of the superior glenohumeral and coracohumeral ligaments ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 5, n° 4, p. 249–254.
- Bohsali, K. I., M. A. Wirth, et C. A. Rockwood, Jr. 2006. « Complications of total shoulder arthroplasty ». *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 88, n° 10, p. 2279–2292.
- Boileau, P. et G. Walch. 1997. « The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. ». *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 79-B, n° 5, p. 857–864.
- Boileau, P. et G. Walch. 2001. « Techniques de resurfaçage de la glène au cours des prothèses totales d'épaule ». *Maîtrise orthopédique*, vol. 106.
- Bolsterlee, B., D. H. E. J. Veeger, et E. K. J. Chadwick. 2013. « Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb. ». *Medical & biological engineering & computing*, vol. 51, n° 9, p. 953–963.
- Bono, C. M., R. Renard, R. G. Levine, et A. S. Levy. 2001. « Effect of displacement of fractures of the greater tuberosity on the mechanics of the shoulder ». *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 83, n° 7, p. 1056–1062.
- Broström, L. A., R. Wallensten, E. Olsson, et D. Anderson. 1992. « The Kessel prosthesis in total shoulder arthroplasty. A five-year experience. ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 277, p. 155–160.
- Brownlee, R. C. et R. H. Cofield. 1986. « Shoulder replacement for rotator cuff arthropathy ». *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 10, p. 230.
- Buchler, P., N. A. Ramaniraka, L. Rakotomanana, J. P. Iannotti, A. Farron, et P. Büchler. 2002. « A finite element model of the shoulder : application to the comparison of normal and osteoarthritic joints ». *Clinical Biomechanics*, vol. 17, n° 9-10, p. 630–639.
- Carbes, S. 2011. *Shoulder Rhythm*. Technical Report 26367042. Aalborg (Denmark) : AnyBody Technology A/S : AnyBody Technology A/S, 16 p.

- Chao, E. Y. 2003. « Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, n° 3, p. 201–212.
- Charlton, I. et G. Johnson. 2006. « A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, n° 8, p. 801–812.
- Checroun, A. J., C. Hawkins, F. J. Kummer, et J. D. Zuckerman. 2002. « Fit of current glenoid component designs : An anatomic cadaver study ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 11, n° 6, p. 614–617.
- Chiavassa-Gandois, H., S. Sethom, J. Vial, C. Barcelo, G. Moscovitch, P. Mansat, N. Sans, et J. Railhac. 2010. « Aspect normal, anomalies morphologiques et pathologies à connaître ». In *Journées françaises de radiologie*. p. 64.
- Chin, P. Y. K., J. W. Sperling, R. H. Cofield, et C. D. Schleck. 2006. « Complications of total shoulder arthroplasty : Are they fewer or different ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 15, n° 1, p. 19–22.
- Churchill, R. S., J. J. Brems, et H. Kotschi. 2001a. « Glenoid size, inclination, and version : an anatomic study ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, n° 4, p. 327–332.
- Churchill, R. S., J. J. Brems, et H. Kotschi. 2001b. « Glenoid size, inclination, and version : an anatomic study. ». *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, vol. 10, n° 4, p. 327–332.
- Cofield, R. H., 2008. *Revision and Complex Shoulder Arthroplasty*. Lippincott., Lippincott Williams and Wilkins.
- Collet, Y. 2007. « Modélisation de l'épaule et développement d'une nouvelle forme prothétique dans le cas d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs ». PhD thesis, Montréal, 179 p.
- Cooper, D. E., S. P. Arnoczky, S. J. O'Brien, R. F. Warren, E. F. Dicarlo, et A. A. Allen. 1992. « Anatomy, histology, and vascularity of the glenoid labrum. An anatomical study. ». *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 74, n° 1, p. 46–52.
- Crosbie, J., S. L. Kilbreath, L. Hollmann, et S. York. 2008. « Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 23, n° 2, p. 184–192.
- Cyprien, J., H. Vasey, A. Burdet, J. Bonvin, N. Kritsikis, et V. P. 1983. « Humeral retro-torsion and glenohumeral relationship in the normal shoulder and in recurrent anterior dislocation (scapulometry). ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 175, p. 8–17.

- Damsgaard, M., J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma, et M. de Zee. 2006. « Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System ». *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 14, p. 1100–1111.
- Danieli, F. 2011. « Cinématique de l'épaule et ratio rotateurs médiaux / rotateurs latéraux ». PhD thesis, Institut de formation en masso-kinésithérapie de Rennes, 33 p.
- Dayanidhi, S., M. Orlin, S. Kozin, S. Duff, et A. Karduna. 2005. « Scapular kinematics in adults and children ». *Clinical Biomechanics*, vol. 20, p. 600–606.
- de Groot, J. H., E. R. Valstar, et H. J. Arwert. 1998. « Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 13, n° 8, p. 593–602.
- de Groot, J. H., R. Brand, et J. H. Groot. 2001. « A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm ». *Clinical Biomechanics*, vol. 16, n° 9, p. 735–743.
- De Wilde, L. F., E. A. Audenaert, et B. M. Berghs. 2004. « Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy : a comparative biomechanical study ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 22, n° 6, p. 1222–1230.
- De Wilde, L. F., B. M. Berghs, E. Audenaert, G. Sys, G. O. Van Maele, et E. Barbaix. 2004. « About the variability of the shape of the glenoid cavity. ». *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, vol. 26, n° 1, p. 54–59.
- De Wilde, L. F., T. Verstraeten, W. Speeckaert, et A. Karelse. 2010. « Reliability of the glenoid plane. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 19, n° 3, p. 414–422.
- Debski, R. E., P. J. McMahon, W. O. Thompson, S. L. Y. Woo, J. P. Warner, et F. H. Fu. 1995. « A new dynamic testing apparatus to study glenohumeral joint motion ». *Journal of Biomechanics*, vol. 28, n° 7, p. 869–874.
- Deshmukh, A. V., M. Koris, D. Zurakowski, et T. S. Thornhill. 2005. « Total shoulder arthroplasty : long-term survivorship, functional outcome, and quality of life ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 14, n° 5, p. 471–479.
- Dickerson, C. R., D. B. Chaffin, et R. E. Hughes. 2007. « A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 10, n° 6, p. 389–400.
- Diop, A., N. Maurel, J. Grimberg, et O. Gagey. 2006. « Influence of glenohumeral mismatch on bone strains and implant displacements in implanted glenoids. An in vitro experimental study on cadaveric scapulae ». *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n° 16, p. 3026–3035.
- Doody, S. G., L. Freedman, et J. C. Waterland. 1970. « Shoulder movements during abduction in the scapular plane ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 51, n° 10, p. 595–604.

- Drake, G. N., D. P. O'Connor, et T. B. Edwards. 2010. « Indications for reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff disease ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 468, n° 6, p. 1526–1533.
- Erdemir, A., S. McLean, W. Herzog, et A. J. van den Bogert. 2007. « Model-based estimation of muscle forces exerted during movements ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 2, p. 131–154.
- Exactech. 2014. « The Equinoxe Shoulder : How will it feel? ». <<http://www.exac.com/patients-caregivers/joint-replacement-surgery/shoulder-replacement/equinoxe-shoulder/how-will-it-feel>>.
- Familiari, F., G. Huri, et E. G. McFarland. 2014. « Supraspinatus tears after total shoulder arthroplasty : a review of diagnosis and treatment ». *Seminars in Arthroplasty*, p. 1–26.
- Farron, A. 2006. « Les prothèses d'épaule ». *Forum Médical Suisse*, vol. 6, p. 53–58.
- Farron, A., A. Terrier, et P. Büchler. 2006. « Risks of loosening of a prosthetic glenoid implanted in retroversion ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 15, n° 4, p. 521–526.
- Favard, L., S. Lautmann, et P. Clement, 1999. *Shoulder Arthroplasty*, chapter Osteoarthritis with massive rotator cuff-tear, p. 261–266. Berlin : Springer-Verlag.
- Favre, P., B. Moor, J. G. Snedeker, et C. Gerber. 2008. « Influence of component positioning on impingement in conventional total shoulder arthroplasty ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 23, n° 2, p. 175–183.
- Favre, P., J. G. Snedeker, et C. Gerber. 2009. « Numerical modelling of the shoulder for clinical applications. ». *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, vol. 367, n° 1895, p. 2095–2118.
- Franklin, J. L., W. P. Barrett, S. E. Jackins, et F. A. Matsen. 1988. « Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency ». *The journal of Arthroplasty*, vol. 3, n° 1, p. 39–46.
- Freedman, L. et R. Munro. 1966. « Abduction of the arm in the scapular plane : scapular and glenohumeral movements. A roentgenographic study ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 48, n° 8, p. 1503–1510.
- Friedman, R. J. 1992. « Glenohumeral translation after total shoulder arthroplasty ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 1, n° 6, p. 312–316.
- Funk, L. 2005. « Rotator Cuff Biomechanics ». <<http://www.shoulderdoc.co.uk/article.asp?article=384>>.
- Gallino, M., E. Santamaria, et T. Doro. 1998. « Anthropometry of the scapula : surgical considerations Clinical and ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 7, n° 3, p. 284–291.

- Ganapathi, A., J. a. McCarron, X. Chen, et J. P. Iannotti. 2011. « Predicting normal glenoid version from the pathologic scapula : a comparison of 4 methods in 2- and 3-dimensional models. ». *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, vol. 20, n° 2, p. 234–44.
- Gerber, C., B. Fuchs, et J. Hodler. 2000. « The results of repair of massive tears of the rotator cuff ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 82, n° 4, p. 505–515.
- Giori, N. J., G. S. Beaupré, et D. R. Carter. 1990. « The influence of fixation peg design on the shear stability of prosthetic implants. ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, n° 6, p. 892–898.
- Gleyze, P., D. Katz, P. Valenti, P. Sauziere, K. Elkhotti, et J. Kany. 2013. « Analyse des incidences de la différence de rayon de courbure entre tête humérale et glène dans les prothèses totales anatomiques – À propos de 107 cas ». *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, vol. 99, n° 7, Supplement, p. S364.
- Gomoll, A. H., J. N. Katz, J. J. P. Warner, et P. J. Millett. 2004. « Rotator cuff disorders : recognition and management among patients with shoulder pain. ». *Arthritis and Rheumatism*, vol. 50, n° 12, p. 3751–3761.
- Gonzalez, J.-F., G. B. Alami, F. Baque, G. Walch, et P. Boileau. 2011. « Complications of unconstrained shoulder prostheses ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 20, n° 4, p. 666–682.
- Gouilly, P. 2006. « Les recommandations de l’HAS dans les tendinopathies de la coiffe des rotateurs ». *Kinésithérapie scientifique*, , p. 27–28.
- Graichen, H., T. Stammberger, H. Bonel, Karl-Hans Englmeier, M. Reiser, F. Eckstein, et K.-H. Englmeier. 2000. « Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 33, n° 5, p. 609–613.
- Graichen, H., T. Stammberger, H. Bonk, E. Wiedemann, K.-H. Englmeier, M. Reiser, et F. Eckstein. 2001. « Three-dimensional analysis of shoulder girdle and supraspinatus motion patterns in patients with impingement syndrome ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 19, p. 1192–1198.
- Graichen, H., S. Hinterwimmer, R. von Eisenhart-Rothe, T. Vogl, K.-H. Englmeier, et F. Eckstein. 2005. « Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 4, p. 755–760.
- Grammont, P. et E. Baulot. 1993. « Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. ». *Orthopedics*, vol. 16, n° 1, p. 65–68.
- Gristina, A. G., R. L. Romano, G. C. Kammire, et L. X. Webb. 1987. « Total shoulder replacement ». *The Orthopedic clinics of North America*, vol. 18, n° 3, p. 445–453.

- Halder, A. M., S. Kuhl, M. Zobitz, D. Larson, et K. N. An. 2001. « Effects of the Glenoid Labrum and Glenohumeral Abduction on Stability of the Shoulder Joint Through Concavity-Compression : An in Vitro Study ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 83, n° 7, p. 1062–1069.
- Hammond, G., J. E. Tibone, M. H. McGarry, B.-j. J. Jun, et T. Q. Lee. 2012. « Biomechanical Comparison of Anatomic Humeral Head Resurfacing and Hemiarthroplasty in Functional Glenohumeral Positions ». *The Journal of bone and joint surgery American volume*, vol. 94, n° 1, p. 68–76.
- Harryman II, D. T., J. A. Sidles, S. L. Harris, et F. A. Matsen. 1992. « Laxity of the normal glenohumeral joint : A quantitative in vivo assessment ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 1, n° 2, p. 66–76.
- Harryman II, D. T., J. A. Sidles, S. L. Harris, S. B. Lippitt, et F. A. Matsen. 1995. « The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. A study in cadavera ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 77, n° 4, p. 555–563.
- Hasan, S. S., J. M. Leith, B. Campbell, R. Kapil c, K. L. Smith, et F. a. Matsen. 2002. « Characteristics of unsatisfactory shoulder arthroplasties ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 11, n° 5, p. 431–441.
- Hawkins, R. J., R. H. Bell, et B. Jallay. 1989. « Total shoulder arthroplasty ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 242, p. 188–194.
- Henninger, H. B., S. P. Reese, a. E. Anderson, et J. a. Weiss. 2010. « Validation of computational models in biomechanics ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 224, n° 7, p. 801–812.
- Hereter Gregori, J., F. Billuart, N. Bureau, et N. Hagemester. 2012. « A coaptation/elevation forces ratio of the middle deltoid ». *Journal of Biomechanics*, vol. 45, n° S1, p. S558.
- Hertel, R. et F. T. Ballmer. 2003. « Observations on retrieved glenoid components ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 18, n° 3, p. 361–366.
- Hill, A. V. 1953. « The mechanics of active muscle ». *Proceedings of the Royal Society of London*, vol. 141, n° 902, p. 104–117.
- Holzbour, K. R. S., W. M. Murray, et S. L. Delp. 2005. « A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, n° 6, p. 829–840.
- Holzbour, K. R. S., W. M. Murray, G. E. Gold, et S. L. Delp. 2007. « Upper limb muscle volumes in adult subjects. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 4, p. 742–749.

- Hopkins, A. R., U. N. Hansen, A. A. Amis, L. Knight, M. Taylor, O. Levy, et S. A. Copeland. 2007. « Wear in the prosthetic shoulder : Association with design parameters ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 129, n° 2, p. 223–230.
- Howell, S. M. et B. J. Galinat. 1989. « The glenoid-labral socket. A constrained articular surface. ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 243, p. 122–125.
- Hsu, H. C., Z. P. Luo, R. H. Cofield, et K.-N. An. 1997. « Influence of rotator cuff tearing on glenohumeral stability ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 6, n° 5, p. 413–422.
- Hurov, J. 2009. « Anatomy and Mechanics of the Shoulder : Review of Current Concepts ». *Journal of Hand Therapy*, vol. 22, n° 4, p. 328–343.
- Iannotti, J. P. et G. R. Williams, 1999. *Prothèses d'épaule*, chapitre Facteurs anatomiques et biomécaniques influençant le "design" des prothèses. Elsevier Masson.
- Iannotti, J. P. et G. R. Williams, 2007. *Disorders of the Shoulder : Diagnosis and Management*. éd. 2nd. Lippincott Williams and Wilkins, 1363 p.
- Iannotti, J. P., J. Gabriel, S. Schneck, B. Evans, et S. Misra. 1992. « The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders ». *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 74, p. 491–500.
- Iannotti, J. P., E. E. Spencer, U. Winter, D. Deffenbaugh, et G. Williams. 2005. « Prosthetic positioning in total shoulder arthroplasty ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 14, n° 1 Suppl S, p. 111S-121S.
- Iannotti, J. P., E. T. Ricchetti, E. J. Rodriguez, et J. Bryan. 2013. « Development and validation of a new method of 3-dimensional assessment of glenoid and humeral component position after total shoulder arthroplasty. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 22, n° 10, p. 1413–1422.
- Illyés, A. et R. M. Kiss. 2007. « Electromyographic analysis in patients with multidirectional shoulder instability during pull, forward punch, elevation and overhead throw ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 15, n° 5, p. 624–631.
- Inman, V. T., J. B. Saunders, et L. C. Abbott. 1944. « Observations of the function of the shoulder joint. ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 330, p. 3–12.
- Johnson, K., 1985. *Contact Mechanics*. Cambridge University Press, 452 p.
- Juvenspan, M., G. Nourissat, et L. Doursounian. 2005. « La prothèse inversée d'épaule dans les ruptures massives et irréparables de la coiffe des rotateurs ». *Maîtrise orthopédique*, vol. 148.

- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton, et G. V. B. Cochran. 1989. « Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 7, n° 6, p. 849–860.
- Kapandji, I. A., 2005. *Physiologie articulaire - tome 1 : membre supérieur*. éd. 6th. Édition Maloine, 384 p.
- Karduna, A. R., G. R. Williams, J. L. Williams, et J. P. Iannotti. 1997a. « Glenohumeral joint translations before and after total shoulder arthroplasty. A study in cadavera ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 79, n° 8, p. 1166–1174.
- Karduna, A. R., G. R. Williams, J. L. Williams, et J. P. Iannotti. 1997b. « Joint stability after total shoulder arthroplasty in a cadaver model ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 6, n° 6, p. 506–511.
- Karlsson, D. et B. Peterson. 1992. « Towards a model for force predictions in the human shoulder. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n° 2, p. 189–199.
- Katz, D. et P. Valenti. 2005. « Historique des prothèses d'épaule inversées ». *Maîtrise orthopédique*, vol. 149, p. En Ligne.
- Kedgley, A. E., G. A. Mackenzie, L. M. Ferreira, D. S. Drosdowech, G. J. W. King, K. J. Faber, et J. A. Johnson. 2007a. « The effect of muscle loading on the kinematics of in vitro glenohumeral abduction ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 13, p. 2953–2960.
- Kedgley, A. E., G. A. Mackenzie, L. M. Ferreira, J. A. Johnson, et K. J. Faber. 2007b. « In vitro kinematics of the shoulder following rotator cuff injury ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n° 10, p. 1068–1073.
- Kedgley, A. E., G. A. Mackenzie, L. M. Ferreira, D. S. Drosdowech, G. J. W. King, K. J. Faber, et J. A. Johnson. 2008. « The effect of active loading on translation of the humeral head during glenohumeral abduction ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, vol. 90-B, n° SUPP_I, p. 123–124.
- Klein Breteler, M., C. W. Spoor, et F. C. T. van der Helm. 1999. « Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 32, n° 11, p. 1191–1198.
- Klein Horsman, M. D., H. F. J. M. Koopman, F. C. T. van der Helm, L. P. Prosé, et H. E. J. Veeger. 2007. « Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modeling of the lower extremity. ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 22, n° 2, p. 239–247.
- Krueger, A. 1951. « A vitallium replica arthroplasty on the shoulder ; a case report of aseptic necrosis of the proximal end of the humerus. ». *Surgery*, vol. 6, n° 30, p. 1005–1016.

- Kuechle, D. K., S. R. Newman, E. Itoi, B. F. Morrey, et K. N. An. 1997. « Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 6, n° 5, p. 429–439.
- Labriola, J. E., T. Q. Lee, R. E. Debski, et P. J. McMahon. 2005. « Stability and instability of the glenohumeral joint : the role of shoulder muscles. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 14, n° 1 Suppl S, p. 32S-38S.
- Langenderfer, J. E., S. a. Jerabek, V. B. Thangamani, J. E. Kuhn, et R. E. Hughes. 2004. « Musculoskeletal parameters of muscles crossing the shoulder and elbow and the effect of sarcomere length sample size on estimation of optimal muscle length. ». *Clinical Biomechanics*, vol. 19, n° 7, p. 664–670.
- Larrea, X., A. Farron, D. P. Pioletti, et A. Terrier. 2011. « Shoulder muscle forces during abduction with subscapularis deficiency after total shoulder arthroplasty ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 14, n° sup1, p. 19–20.
- Lazarus, M. D., K. L. Jensen, C. Southworth, et F. A. Matsen. 2002. « The radiographic evaluation of keeled and pegged glenoid component insertion. ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 84-A, n° 7, p. 1174–1182.
- Lee, S.-B., K. Kim, S. W. O'Driscoll, B. F. Morrey, et K.-N. An. 2000. « Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. A study in cadavera ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 82, n° 6, p. 849–857.
- Lemieux, P. O., P. Tétreault, N. Hagemeister, et N. Nuño. 2013. « Influence of prosthetic humeral head size and medial offset on the mechanics of the shoulder with cuff tear arthroplasty : a numerical study. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 46, n° 4, p. 806–812.
- Lemieux, P.-O. 2013. « Analyse numérique des paramètres biomécaniques influençant la fonction de l'épaule atteinte d'arthropathie de rupture de coiffe ». Phd thesis, École de technologie supérieure (Montréal, QC, Canada), 157 p.
- Lemieux, P.-O., N. Nuño, N. Hagemeister, et P. Tétreault. 2012. « Mechanical analysis of cuff tear arthropathy during multiplanar elevation with the AnyBody shoulder model. ». *Clinical Biomechanics*, vol. 27, n° 8, p. 801–806.
- Lettin, A. W. F., S. A. Copeland, et J. T. Scales. 1982. « The Stanmore total shoulder replacement ». *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 64, n° 1, p. 47–51.
- Levasseur, A., P. Tétreault, J. de Guise, N. Nuño, et N. Hagemeister. 2007. « The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 22, n° 7, p. 758–66.

- Li, G., M. Sakamoto, et E. Y. S. Chao. 1997. « Technical note : A comparison of different methods in predicting static pressure distribution in articulating joints ». *The Journal of biomechanics*, vol. 30, n° 6, p. 635–638.
- LIPPS. 2014. « Laboratoire d'ingénierie des produits, procédés et systèmes (LIPPS) de l'École de technologie supérieure (ÉTS) ». <<http://www.etsmtl.ca/Unites-de-recherche/LIPPS/Recherche-et-innovation/Equipements>>.
- Liu, J., R. E. Hughes, W. P. Smutz, G. Niebur, et K. Nan-An. 1997. « Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation ». *Clinical Biomechanics*, vol. 12, n° 1, p. 32–38.
- Ludewig, P. M., V. Phadke, J. P. Braman, D. R. Hassett, C. J. Cieminski, et R. F. LaPrade. 2009. « Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 91, n° 2, p. 378–389.
- Lund, M. E., M. de Zee, M. S. Andersen, et J. Rasmussen. 2012. « On validation of multibody musculoskeletal models ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 226, n° 2, p. 82–94.
- Magermans, D. J., F. C. T. Van der Helm, E. K. J. Chadwick, et D. H. E. J. Veeger. 2005. « Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. ». *Clinical Biomechanics*, vol. 20, n° 6, p. 591–599.
- Mallon, W. J., H. R. Brown, J. B. Vogler, et S. Martinez. 1992. « Radiographic and geometric anatomy of the scapula. ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 277, p. 145–154.
- Mansat, P., C. Barea, M.-C. Hobatho, R. Damana, et M. Mansat. 1998. « Anatomic variation the glenoid of the mechanical properties of the glenoid ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 7, n° 2, p. 109–115.
- Marc, T., T. Gaudin, J. Teissier, et F. Bonnel., 2009. *Le kinésithérapeute face à la pathologie de la coiffe des rotateurs et TMS*, p. 174–184. Sauramps médical. <http://www.sfre.org/sfre/professionnels/reeducation/epaule_non_operee/pathologie_coiffe_rotateurs_et_tms>.
- Marra, G. et E. L. Flatow, 1999. *Prothèses d'épaule*, chapitre Considérations sur le "design" de l'arthroplastie totale d'épaule, p. 57–67. Elsevier Masson.
- Martin, S. D. et T. S. Thornhill. 2004. « Total shoulder arthroplasty with an uncemented glenoid component ». *Techniques in Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 5, n° 4, p. 184–192.
- Masjedi, M., C. Lovell, et G. R. Johnson. 2011. « Comparison of range of motion and function of subjects with reverse anatomy Bayley-Walker shoulder replacement with those of normal subjects. ». *Human movement science*, vol. 30, n° 6, p. 1062–1071.

- Massimini, D. F., G. Li, et J. P. Warner. 2010. « Glenohumeral contact kinematics in patients after total shoulder arthroplasty. ». *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 92, n° 4, p. 916–926.
- Massimini, D. F., P. J. Boyer, R. Papannagari, T. J. Gill, J. P. Warner, et G. Li. 2012. « In-vivo glenohumeral translation and ligament elongation during abduction and abduction with internal and external rotation. ». *Journal of orthopaedic surgery and research*, vol. 7, n° 29.
- Matsen, F. A. 2013. « Mechanics of Glenohumeral Arthroplasty ». <<http://www.orthop.washington.edu/?q=patient-care/articles/shoulder/mechanics-of-glenohumeral-arthroplasty.html>>.
- Matsen, F. A. et S. B. Lippitt, 2004. *Shoulder Surgery : Principles and Procedures*. Saunders, 744 p.
- Matsen, F. A., S. B. Lippitt, J. A. Sidles, et D. T. Harryman II, 1994. *Practical Evaluation and Management of the Shoulder*. Saunders, 256 p.
- Matsen, F. a., J. Clinton, J. Lynch, A. Bertelsen, et M. L. Richardson. 2008. « Glenoid component failure in total shoulder arthroplasty. ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 90, n° 4, p. 885–896.
- Maurer, A., S. F. Fucentese, C. W. a. Pfirrmann, S. H. Wirth, A. Djahangiri, B. Jost, et C. Gerber. 2012. « Assessment of glenoid inclination on routine clinical radiographs and computed tomography examinations of the shoulder. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 21, n° 8, p. 1096–1103.
- Mazas, F. et J. Y. de la Caffiniere. 1981. « [Total shoulder replacement by an unconstrained prosthesis. Report of 38 cases (author's transl)] ». *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur*, vol. 68, n° 3, p. 161–170.
- McClure, P. W., L. A. Michener, B. J. Sennett, et A. R. Karduna. 2001. « Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, n° 3, p. 269–277.
- McElwain, J. P. et E. English. 1987. « The early results of porous-coated total shoulder arthroplasty ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 218, p. 217–224.
- McMahon, P. J., R. E. Debski, W. O. Thompson, J. P. Warner, F. H. Fu, et S. L. Y. Woo. 1995. « Shoulder muscle forces and tendon excursion during glenohumeral abduction in the scapular plane ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 4, n° 3, p. 199–208.
- McMahon, P. J., J. R. Dettling, M. D. Sandusky, et T. Q. Lee. 2001. « Deformation and strain characteristics along the length of the anterior band of the inferior glenohumeral ligament ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, n° 5, p. 482–488.

- McPherson, E. J., R. J. Friedman, C. Fracs, et Y. H. An. 1997. « Anthropometric glenohumeral study of normal relationships ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 6, n° 2, p. 105–112.
- McQuade, K. J. et G. L. Smidt. 1998. « Dynamic scapulohumeral rhythm : the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane ». *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 27, n° 2, p. 125–133.
- Miller, S. L., Y. Hazrati, S. Klepps, A. Chiang, et E. L. Flatow. 2003. « Loss of subscapularis function after total shoulder replacement : A seldom recognized problem. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 12, n° 1, p. 29–34.
- Motzkin, N. E. E., E. Itoi, B. F. Morrey, et K.-N. An. 1998. « Contribution of capsuloligamentous structures to passive static inferior glenohumeral stability ». *Clinical Biomechanics*, vol. 13, n° 1, p. 54–61.
- Murphy, L. A., P. J. Prendergast, et H. Resch. 2001. « Structural analysis of an offset-keel design glenoid component compared with a center-keel design ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, n° 6, p. 568–579.
- Murray, W. M., T. S. Buchanan, et S. L. Delp. 2002. « Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 1, p. 19–26.
- Nam, D., C. K. Kepler, A. S. Neviasser, K. J. Jones, T. M. Wright, E. V. Craig, et R. F. Warren. 2010. « Reverse total shoulder arthroplasty : current concepts, results, and component wear analysis ». *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 92 Suppl 2, p. 23–35.
- Namdari, S., D. P. Goel, D. Romanowski, James AND Glaser, et J. J. Warner. 2011. « Principles of glenoid component design and strategies for managing glenoid bone loss in revision shoulder arthroplasty in the absence of infection and rotator cuff tear ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 20, p. 1016–1024.
- Namdari, S., G. Yagnik, D. D. Ebaugh, S. Nagda, M. L. Ramsey, G. R. Williams, Jr, et S. Mehta. 2012. « Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 21, n° 9, p. 1177–1183.
- Neer, C. S. I., 1990. *Shoulder reconstruction*. Saunders (W. B.), 562 p.
- Neer, C. S. I., K. C. Watson, et F. J. Stanton. 1982. « Recent experience in total shoulder replacement ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 64-A, n° 3, p. 319–337.
- Neer, C. S. I., E. V. Craig, et H. Fukuda. 1983. « Cuff-Tear Arthropathy ». *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 65, n° 9, p. 1232–1244.
- Neumann, D. A., 2009. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. éd. 2ème. Mosby, 640 p.

- Nho, S. J., O. L. Ala, C. C. Dodson, M. P. Figgie, T. M. Wright, E. V. Craig, et R. F. Warren. 2008. « Comparison of conforming and nonconforming retrieved glenoid components. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 17, n° 6, p. 914–920.
- Nigg, B. M. et W. Herzog, 1999. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. éd. 2^e édition. Wiley, 676 p.
- Nikooyan, A. A., D. H. E. J. Veeger, P. Westerhoff, F. Graichen, G. Bergmann, et F. C. T. Van der Helm. 2010. « Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 15, p. 3007–3014.
- Nikooyan, A. A., D. H. E. J. Veeger, E. K. J. Chadwick, M. Praagman, et F. C. T. Van der Helm. 2011. « Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow. ». *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, n° 12, p. 1425–1435.
- Nobuhara, K., 2003. *The shoulder : its function and clinical aspects*. World Scientific, 540 p.
- Nolan, B. M., E. Ankersen, et J. M. Wiater. 2011. « Reverse total shoulder arthroplasty improves function in cuff tear arthropathy ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 469, n° 9, p. 2476–2482.
- Nuño, N. et a. M. Ahmed. 2001. « Sagittal Profile of the Femoral Condyles and Its Application to Femorotibial Contact Analysis ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, n° 1, p. 18–26.
- Nyffeler, R. W., R. Sheikh, T. S. Atkinson, H. a. C. Jacob, P. Favre, et C. Gerber. 2006. « Effects of glenoid component version on humeral head displacement and joint reaction forces : an experimental study. ». *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, vol. 15, n° 5, p. 625–629.
- O'Brien, S. J., M. C. Neves, S. P. Arnoczky, S. R. Rozbruch, E. F. Dicarlo, R. F. Warren, R. Schwartz, et T. L. Wickiewicz. 1990. « The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. ». *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 18, n° 5, p. 449–456.
- O'Connell, P. W., G. W. Nuber, R. A. Mileski, et E. Lautenschlager. 1990. « The contribution of the glenohumeral ligaments to anterior stability of the shoulder joint. ». *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 18, n° 6, p. 579–584.
- Ovesen, J. et S. Nielsen. 1986. « Anterior and posterior shoulder instability : A cadaver study ». *Acta Orthopaedica*, vol. 57, n° 4, p. 324–327.
- Pagare, V. 2014. « Scapulohumeral Rhythm ». *Physiopedia*.
- Pallot, A. 2011. « Le rythme scapulo-huméral de la scaption ». *Kinésithérapie, la revue*, vol. 11, n° 118, p. 41–47.

- Pandy, M. G. 2001. « Computer modeling and simulation of human movement ». *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 3, p. 245–273.
- Parsons, I. M., M. Apreleva, F. H. Fu, et S. L. Y. Woo. 2002. « The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 20, n° 3, p. 439–446.
- Pascoal, A. G., F. F. van der Helm, P. Pezarat Correia, et I. Carita. 2000. « Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 15 Suppl 1, p. S21–24.
- Patel, R. J., D. Choi, T. Wright, et Y. Gao. 2014. « Nonconforming glenoid increases posterior glenohumeral translation after a total shoulder replacement. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, p. 1–7.
- Peterson, D. R. et J. D. Bronzino, 2007. *Biomechanics : principles and applications*. CRC Press, 352 p.
- Pierrynowski, M. R. et J. B. Morrison. 1985. « Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking : a physiological solution ». *Mathematical Biosciences*, vol. 75, n° 1, p. 43–68.
- Poitras, P., S. P. Kingwell, O. Ramadan, D. L. Russell, H. K. Uthoff, et P. Lapner. 2010. « The effect of posterior capsular tightening on peak subacromial contact pressure during simulated active abduction in the scapular plane ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 19, n° 3, p. 406–413.
- Poppen, N. K. et P. S. Walker. 1976. « Normal and abnormal motion of the shoulder ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 58, n° 2, p. 195–201.
- Poppen, N. K. et P. S. Walker. 1978. « Forces at the glenohumeral joint in abduction ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, , p. 165–170.
- Popper, K., 1959. *The Logic of Scientific Discovery*. Routledge, 480 p.
- Prescher, A. et T. Klümpen. 1995. « Does the area of the glenoid cavity of the scapula show sexual dimorphism ? ». *Journal of Anatomy*, vol. 186, p. 223–226.
- Prinold, J. A. L., M. Masjedi, G. R. Johnson, et A. M. Bull. 2013. « Musculoskeletal shoulder models : a technical review and proposals for research foci. ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 227, n° 10, p. 1041–1057.
- Quental, C., J. a. Folgado, J. Ambrósio, et J. Monteiro. 2012. « A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle ». *Multibody System Dynamics*, vol. 28, p. 83–108.

- Racine, J.-O. 2010. « Estimation de l'effet d'une force virtuelle sur les forces de contact lors de la transition assis-debout ». Maîtrise en génie, École de technologie supérieure (Montréal, 109 p.
- Rasmussen, J., M. Damsgaard, et M. Voigt. 2001. « Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 3, p. 409–415.
- Rasmussen, J., M. de Zee, S. Torholm, et M. Damsgaard. 2007. « Comparison of a musculoskeletal shoulder model with in vivo joint forces ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° Supplement 2, p. S67.
- Rockwood, C. A., F. A. Matsen, S. B. Lippitt, et M. A. Wirth, 2009. *The shoulder*. éd. 4th. MD consult, 552 p.
- Roren, A., M.-M. Lefevre-Colau, A. Roby-Brami, M. Revel, J. Fermanian, V. Gautheron, S. Poiraudau, et F. Fayad. 2012. « Modified 3D scapular kinematic patterns for activities of daily living in painful shoulders with restricted mobility : A comparison with contralateral unaffected shoulders. ». *Journal of Biomechanics*, p. 3–9.
- Rosenberg, N., M. Haddad, et D. Norman. 2013. « Glenoid Loosening in Total Shoulder Arthroplasty », . p. 469–478.
- Rundquist, P. J., D. D. Anderson, C. A. Guanche, et P. M. Ludewig. 2003. « Shoulder kinematics in subjects with frozen shoulder ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 84, n° 10, p. 1473–1479.
- Saha, A. 1971. « Dynamic stability control during volitional stepping : A focus on the reestablishment phase at movement termination. ». *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 42, p. 491–505.
- Saha, A. 1983. « The classic. Mechanism of shoulder movements and a plea for the recognition of "zero position" of glenohumeral joint. ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 173, p. 3–10.
- Sahara, W., K. Sugamoto, M. Murai, H. Tanaka, et H. Yoshikawa. 2007. « The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open MRI ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, p. 304–3012.
- Scalise, J. J., M. J. Codsì, J. Bryan, et J. P. Iannotti. 2008. « The three-dimensional glenoid vault model can estimate normal glenoid version in osteoarthritis ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 17, n° 3, p. 487–491.
- Schamblin, M., R. Gupta, B. Y. Yang, M. H. McGarry, W. C. McMaster, et T. Q. Lee. 2009. « In vitro quantitative assessment of total and bipolar shoulder arthroplasties : A biomechanical study using human cadaver shoulders ». *Clinical Biomechanics*, vol. 24, n° 8, p. 626–631.

- Schünke, M., E. Schulte, et U. Schumacher, 2006. *General anatomy and musculoskeletal system (THIEME Atlas of anatomy)*. Thieme, 560 p.
- Scibek, J. S., J. E. Carpenter, et R. E. Hughes. 2009. « Rotator Cuff Tear Pain and Tear Size and Scapulohumeral Rhythm ». *Journal of Athletic Training*, vol. 44, n° 2, p. 148–159.
- Senk, M. et L. Chèze. 2006. « Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 21 Suppl 1, p. S3–8.
- Severt, R., B. J. Thomas, M. J. Tsenter, H. C. Amstutz, et J. M. Kabo. 1993. « The influence of conformity and constraint on translational forces and frictional torque in total shoulder arthroplasty ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 292, n° 151-158.
- Sharkey, N. a. et R. a. Marder. 1995. « The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head ». *The American journal of sports medicine*, vol. 23, n° 3, p. 270–275.
- Sins, L., P. Tétreault, N. Hagemeister, et Y. Petit. 13th December 2010. « Validation d'un montage de simulation d'abduction de l'épaule par l'évaluation de la cinématique et des forces du deltoïde ». In *13è congrès annuel du CRCHUM*. (Montréal, QC, Canada 2010).
- Sins, L., P. Tétreault, N. Hagemeister, et Y. Petit. 04th-07th September 2011a. « Validation of a device to simulate shoulder abduction by kinematics and deltoid forces evaluation ». In *23è congrès de la Société Européenne de Chirurgie de l'Epaule et du Coude / 23rd Congress of the European Society for Surgery of the Shoulder and Elbow (SECEC/ESSSE)*. (Lyon, France 2011).
- Sins, L., P. Tétreault, N. Hagemeister, et Y. Petit. 09th-13th May 2011b. « Validation d'un montage de simulation d'abduction de l'épaule par l'évaluation de la cinématique et des forces du deltoïde ». In *79ème congrès de l'Acfas*. (Sherbrooke (Canada) 2011).
- Sins, L., P. Tétreault, Y. Petit, et N. Hagemeister. 6th May 2011c. « Validation d'un montage de simulation d'abduction de l'épaule par l'évaluation de la cinématique et des forces du deltoïde ». In *31ème journée de la recherche du POES et de la division d'orthopédie de l'université de Montréal*. (Montréal, QC, Canada 2011).
- Sins, L., P.-O. Lemieux, P. Tétreault, N. Nuño, et N. Hagemeister. 22nd-24th August 2012a. « A numerical model of total shoulder arthroplasty for implant reaction forces estimation ». In *9th Conference of the International Shoulder Group*. (Aberystwyth, Walwa, UK 2012).
- Sins, L., P. Tétreault, Y. Petit, N. Nuño, F. Billuart, et N. Hagemeister. 06th-09th June 2012b. « An experimental study of the effect of glenoid implant design on glenohumeral stability ». In *17th Biennial Meeting of the Canadian Society of Biomechanics/17ème congrès biennuel de la Société Canadienne de Biomécanique (CSB/SBC)*. (Burnaby (Canada) 2012).

- Sins, L., P. Tétreault, Y. Petit, N. Nuño, F. Billuart, et N. Hagemeister. 11th May 2012c. « Effet d'un nouvel implant glénoïdien sur la stabilité gléno-humérale ». In *32ème journée de la recherche du POES et de la division d'orthopédie de l'université de Montréal*. (Montréal, QC, Canada 2012).
- Sins, L., P. Tétreault, Y. Petit, N. Nuño, F. Billuart, et N. Hagemeister. 2012d. « Effect of glenoid implant design on glenohumeral stability : an experimental study ». *Clinical Biomechanics*, vol. 27, n° 8, p. 782–788.
- Sins, L., P. Tétreault, Y. Petit, N. Nuño, F. Billuart, et N. Hagemeister. 07th-09th May 2012e. « Effet d'un nouvel implant glénoïdien sur la stabilité glénohumérale ». In *80ème congrès de l'Acfas*. (Montréal, QC, Canada 2012).
- Sins, L., P. Tétreault, Y. Petit, N. Nuño, et N. Hagemeister. 2012f. « Effect of glenoid implant design on glenohumeral stability an experimental study ». *Journal of Biomechanics*, vol. 45, n° Supplement 1, p. S552.
- Sins, L., P. Tétreault, N. Hagemeister, et N. Nuño. 2014a. « An Inverse Dynamic Musculoskeletal Model to Evaluate Glenoid Loosening Risk in Non-Conforming Total Shoulder Arthroplasty ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. In Review.
- Sins, L., P. Tétreault, N. Nuño, et N. Hagemeister. 6th-11th July 2014b. « Introducing Force Dependant Kinematics in the Anybody Shoulder Model ». In *7th World Congress of Biomechanics*. (Boston (MA, USA) 2014).
- Sins, L., P. Tétreault, N. Nuño, et N. Hagemeister. 2014c. « Effect of Mismatch and subscapularis tear on center of pressure and contact area of a total shoulder arthroplasty : a musculoskeletal numerical analysis ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. In Review.
- Sins, L., P. Tétreault, N. Nuño, et N. Hagemeister. 16th May 2014d. « Utilisation d'un modèle musculosquelettique pour déterminer le mismatch optimal d'une arthroplastie totale non-conforme d'épaule ». In *34ème journée de la recherche du POES et de la division d'orthopédie de l'université de Montréal*. (Montréal, QC, Canada 2014).
- Sins, L., P. Tétreault, N. Nuño, et N. Hagemeister. 30th May 2014e. « A musculoskeletal shoulder model simulating glenohumeral translations to evaluate prosthetic designs ». In *1ère conférence sur la recherche en biomécanique au Québec / 1st Biomechanics Research in Quebec Conference (CRBQ/BRQC)*. (Montréal, QC, Canada 2014).
- Soslowsky, L. J., E. L. Flatow, L. U. Bigliani, R. J. Pawluk, G. A. Ateshian, et V. C. Mow. 1992. « Quantitation of in situ contact areas at the glenohumeral joint : a biomechanical study ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 10, n° 4, p. 524–534.
- Soslowsky, L. J., D. M. Malicky, et R. B. Blasler. 1997. « Active and passive factors glenohumeral stabilization : A biomechanical model ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 6, n° 4, p. 371–379.

- Sperling, J. W., R. J. Hawkins, G. Walch, et J. D. Zuckerman. 2013. « Complications in total shoulder arthroplasty. ». *The Journal of bone and joint surgery American volume*, vol. 95, n° 6, p. 563–569.
- Strauss, E. J., C. Roche, P.-H. Flurin, T. Wright, et J. D. Zuckerman. 2009. « The glenoid in shoulder arthroplasty ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 18, n° 5, p. 819–833.
- Tannenbaum, E. et J. K. Sekiya. 2011. « Evaluation and management of posterior shoulder instability. ». *Sports health*, vol. 3, n° 3, p. 253–263.
- Terrier, A., P. Büchler, et A. Farron. 2006. « Influence of glenohumeral conformity on glenoid stresses after total shoulder arthroplasty ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 15, n° 4, p. 515–520.
- Terrier, A., A. Reist, F. Merlini, et A. Farron. 2008. « Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses ». *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 90, n° 6, p. 751–756.
- Terrier, A., F. Merlini, D. P. Pioletti, et A. Farron. 2009a. « Comparison of polyethylene wear in anatomical and reversed shoulder prostheses ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, vol. 91, p. 977–982.
- Terrier, A., F. Merlini, D. P. Pioletti, et A. Farron. 2009b. « Total shoulder arthroplasty : downward inclination of the glenoid component to balance supraspinatus deficiency ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 18, p. 360–365.
- Terrier, A., M. Aeberhard, Y. Michellod, P. Mullhaupt, D. Gillet, A. Farron, et D. P. Pioletti. 2010a. « A musculoskeletal shoulder model based on pseudo-inverse and null-space optimization ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, n° 9, p. 1050–1056.
- Terrier, A., S. Ramondetti, F. Merlini, D. P. Pioletti, et A. Farron. 2010b. « Biomechanical consequences of humeral component malpositioning after anatomical total shoulder arthroplasty. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 19, n° 8, p. 1184–1190.
- Terrier, A., V. Brighenti, D. P. Pioletti, et A. Farron. 2012. « Importance of polyethylene thickness in total shoulder arthroplasty : a finite element analysis. ». *Clinical Biomechanics*, vol. 27, n° 5, p. 443–448.
- Terrier, A., X. Larrea, V. Malfroy Camine, D. P. Pioletti, et A. Farron. 2013. « Importance of the subscapularis muscle after total shoulder arthroplasty. ». *Clinical Biomechanics*, vol. 28, n° 2, p. 146–150.
- Tétreault, P., A. Krueger, D. Zurakowski, et C. Gerber. 2004. « Glenoid version and rotator cuff tears ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 22, n° 1, p. 202–207.

- Tétreault, P., A. Levasseur, J. C. Lin, J. de Guise, N. Nuño, et N. Hagemester. 2011. « Passive contribution of the rotator cuff to abduction and joint stability. ». *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 33, n° 9, p. 767–773.
- Turkel, S. J., M. W. Panio, J. L. Marshall, et F. G. Girgis. 1981. « Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 63, n° 8, p. 1208–1217.
- Urayama, M., E. Itoi, Y. Hatakeyama, R. L. Pradhan, et K. Sato. 2001. « Function of the 3 portions of the inferior glenohumeral ligament : a cadaveric study. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, n° 6, p. 207–213.
- Utz, C. J., T. W. Bauer, et J. P. Iannotti. 2011. « Glenoid component loosening due to deficient subscapularis : a case study of eccentric loading. ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 20, n° 8, p. 16–21.
- Valente, G., S. Martelli, F. Taddei, G. Farinella, et M. Viceconti. 2011. « Muscle discretization affects the loading transferred to bones in lower-limb musculoskeletal models ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 226, n° 2, p. 161–169.
- van Andel, C. J., N. Wolterbeek, C. a. M. Doorenbosch, D. H. E. J. Veeger, J. Harlaar, et C. J. Andel. 2008. « Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. ». *Gait & posture*, vol. 27, n° 1, p. 120–127.
- van der Helm, F. C. T. 1994a. « A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 5, p. 551–569.
- van der Helm, F. C. T. 1994b. « Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism ». *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 5, p. 527–550.
- van der Helm, F. C. T. et R. Veenbaas. 1991. « Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites : Application to the shoulder mechanism ». *Journal of Biomechanics*, vol. 24, n° 12, p. 1151–1163.
- van der Helm, F. C. T., D. H. E. J. Veeger, G. M. Pronk, L. H. Van der Woude, et R. H. Rozendal. 1992. « Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system ». *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n° 2, p. 129–144.
- Veeger, D. H. E. J., F. C. T. van der Helm, L. H. Van der Woude, G. M. Pronk, et R. H. Rozendal. 1991. « Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism ». *The Journal of biomechanics*, vol. 24, n° 7, p. 615–629.
- Veeger, D. H. E. J., B. Yu, K.-N. An, et R. H. Rozendal. 1997. « Parameters for modeling the upper extremity ». *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n° 6, p. 647–652.
- Veeger, H. E. J. et F. C. T. van der Helm. 2007. « Shoulder function : the perfect compromise between mobility and stability ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 10, p. 2119–2129.

- Walch, G., T. B. Edwards, A. Boulahia, P. Boileau, D. Molé, et P. Adeleine. 2002. « The influence of glenohumeral prosthetic mismatch on glenoid radiolucent lines : results of a multicenter study ». *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 84-A, n° 12, p. 2186–2191.
- Wang, V. M., R. Krishnan, O. F. C. Ugwonal, E. L. Flatow, L. U. Bigliani, et G. A. Ateshian. 2005. « Biomechanical evaluation of a novel glenoid design in total shoulder arthroplasty ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 14, n° 1 Suppl S, p. 129S-140S.
- Warner, J. P., X. Deng, R. F. Warren, et P. A. Torzilli. 1992. « Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint ». *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 20, n° 6, p. 675–685.
- Warner, J. P., R. E. Debski, E. K. K. Wong, S. L. Y. Woo, et F. H. Fu. 1999. « An Analytical Approach to Determine the in Situ Forces in the Glenohumeral Ligaments ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 121, n° 3, p. 311–315.
- Westerhoff, P., F. Graichen, A. Bender, A. M. Halder, A. Beier, A. Rohlmann, et G. Bergmann. 2009. « In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. ». *Journal of Biomechanics*, vol. 42, n° 12, p. 1840–1849.
- Williams, G. R., K. L. Wong, M. D. Pepe, V. Tan, D. Silverberg, M. L. Ramsey, A. Karduna, et J. P. Iannotti. 2001. « The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translations, range of motion, and subacromial impingement. ». *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, vol. 10, n° 5, p. 399–409.
- Wu, G., F. C. T. van der Helm, H. E. J. D. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, B. Buchholz, et International Society of Biomechanics. 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*, vol. 38, n° 5, p. 981–992.
- Wuelker, N., H. Schmotzer, K. Thren, et M. Korell. 1994. « Translation of the glenohumeral joint with simulated active elevation ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, , p. 193–200.
- Wuelker, N., C. J. Wirth, W. Plitz, et B. Roetman. 1995. « A dynamic shoulder model : Reliability testing and muscle force study ». *Journal of Biomechanics*, vol. 28, n° 5, p. 489–499.
- Yamamoto, A., K. Takagishi, T. Osawa, T. Yanagawa, D. Nakajima, H. Shitara, et T. Kobayashi. 2010. « Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 19, n° 1, p. 116–120.
- Yanagawa, T., C. J. Goodwin, K. B. Shelburne, J. E. Giphart, M. R. Torry, et M. G. Pandy. 2008. « Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint

- stability during abduction ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 130, n° 2, p. 21–24.
- Yoshizaki, K., J. Hamada, K. Tamai, R. Sahara, T. Fujiwara, et T. Fujimoto. 2009. « Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering : comparison of dominant and nondominant shoulders ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 18, n° 5, p. 756–763.
- Zajac, F. E. 1989. « Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. ». *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, n° 4, p. 359–411.
- Zajac, F. E. et M. E. Gordon. 1989. « Determining muscle's force and action in multi-articular movement. ». *Exercising and sport sciences reviews*, , p. 187–230.
- Zhang, J., H. M. Kim, C. Yongpravat, W. N. Levine, L. U. Bigliani, T. R. Gardner, et C. S. Ahmad. 2013. « Glenoid articular conformity affects stress distributions in total shoulder arthroplasty. ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 22, n° 3, p. 350–356.
- Zuckerman, J. D. Scott, A. J. Gallagher, et M. A. 2000. « Hemiarthroplasty for cuff tear arthropathy ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 9, n° 3, p. 169–172.
- Zwarck. 2011. « Axes plan anatomie ». <<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:AxesPlansAnatomie.png?>>.