HAL
open science

Contribution à la modélisation morphofonctionnelle 3D de l'épaule

Cheng Zhang

To cite this version:

Cheng Zhang. Contribution à la modélisation morphofonctionnelle 3D de l'épaule. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM; École de technologie supérieure (Montréal, Canada), 2016. Français. NNT : 2016ENAM0072 . tel-01440962

HAL Id: tel-01440962

https://pastel.hal.science/tel-01440962

Submitted on 19 Jan 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

2016-ENAM-0072

École doctorale n° 432 : Science des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique et ingénierie pour la santé"

présentée et soutenue publiquement par

Cheng ZHANG

02 décembre 2016

Contribution à la modélisation morphofonctionnelle 3D de l'épaule

Directrice de thèse : **Wafa SKALLI**
Co- directrice de la thèse : **Nicola HAGEMEISTER**
Co-encadrement de la thèse : **Christophe SAURET**
Co-encadrement de la thèse : **Neila MEZGHANI**

Jury

M. Yvan PETIT, Professeur, Département de génie mécanique, École de technologie supérieure	président du jury
M. Olivier GAGEY, Professeur des universités – praticien hospitalier, Service d'orthopédie, Centre hospitalier universitaire de Bicêtre	Rapporteur
Mme. Agnes ROBY-BRAMI, Directrice de recherche à l'INSERM, Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique, Université Pierre et Marie Curie	Rapporteur
M. Samuel KADOURY, Professeur agrégé, Département de génie informatique et génie logiciel, École Polytechnique de Montréal	Examinateur
Mme. Wafa SKALLI, Professeur des Universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech	Examinateur
Mme. Nicola HAGEMEISTER, Professeur, Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure	Examinateur

T H È S E

Arts et Métiers ParisTech - Campus de Paris
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

REMERCIEMENTS

Cette thèse en cotutelle Franco-Canadienne est un travail personnel, mais elle n'aurait pas pu être réalisée sans le travail en équipe : l'équipe au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak à Paris et l'équipe au sein du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie à Montréal. Je souhaiterais donc remercier :

Wafa Skalli, directrice de cette thèse, merci pour ta disponibilité et la pertinence de tes remarques et tes conseils. Nicola Hagemeister, co-directrice de cette thèse, merci pour tes aides techniques, et aussi ta confiance et tes conseils pour m'aider à mieux m'adapter la vie dans les deux pays.

Christophe Sauret, encadrants de cette thèse, merci d'avoir m'encadré, et avoir donné toujours les suggestions pertinentes. Neila Mezghani, co-encadrants de cette thèse, merci de tes aides professionnels pour le traitement de données quand j'étais à Montréal.

Xavier Ohl, chirurgiens orthopédistes, pour tes aides au début de ma thèse qui a construit la base de tous mes travaux. Je te remercie ainsi pour ton intérêt et ton expertise pour le développement et l'amélioration de la méthode.

Thomas Joubert, informaticien expert, merci de ta disponibilité, le projet ne peut pas être réalisé sans toi. Benjamin, informaticien à Paris, assistant de recherche et doctorant à Montréal, merci d'avoir donné des bons conseils pour réaliser le travail.

François Girinon, doctorant à Paris et Laurent Gajny, doctorat en mathématique appliqué, chercheur en post doctoral, merci pour les discussions intéressantes. Merci d'avoir relu ma thèse plusieurs fois.

Merci aux financeurs de cette thèse : la fondation ParisTech et les financeurs du programme de chaire BiomecAM en modélisation musculo-squelettique personnalisée, et tout particulièrement la Société Générale et Covea; Au Canada, l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité du Travail du Québec.

Thierry Cresson, chercheur au LIO, merci de ton aide pour mieux comprendre les différentes approches qui ont construit la base de ma connaissance.

Nathalie J. Bureau, radiologue, et Patrice Tétreault, chirurgiens orthopédistes, merci de votre expertise et d'avoir guidé le projet quand j'étais à Montréal.

Jean David Werthel, chirurgiens orthopédistes, merci de tes idées pour l'application en clinique de cette méthode pendant notre collaboration.

Marine Souq, secrétaire de l'institut, merci de ta disponibilité, ton efficacité, qui m'avais aidé énormément pendant ces 3 dernières années.

Jacques De Guise, directeur du LIO, Philippe Rouch, directeur de l'institut, merci pour les accueils et l'ambiance agréable dans les deux laboratoires.

Lauranne Sin, ancien chercheur au LIO, merci de tes aides pendant que j'étais à Montréal. Caroline Lau, Responsable Qualité & Professionnelle de recherche au LIO, Gérald Parent, assistant de recherche au LIO, Mohamed Marhoum, responsable de la gestion des documentations à l'institut, merci de votre disponibilité pour faciliter les travaux et les rendre plus accessibles.

Merci à tous les membres des deux laboratoires. Les amis du bureau BD1 à Paris, Anthony, Agathe, Célia, merci pour les soutiens et les corrections de faute d'orthographe et les blagues. Miassa, merci pour ton soutien moral. Maxim, Maxime, Aurélien merci pour le sport. Les amis au LIO, Ali, Wendy, Michèle, Adrien, Pierre, merci pour les bons moments passés. Mes amis, Zhenzhen, Yujia, merci pour m'avoir supporté quand j'étais sous le stresse de thèse. Merci à Ren, pour m'avoir démontré la possibilité de vivre sans limite. Merci à Hélène, Pierre et les enfants. Merci à ma mère, pour ton amour sans condition.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Wafa SKALLI, directrice de thèse
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak aux Arts et Métiers Paristech

Mme Nicola HAGEMEISTER, co-directrice de thèse
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M Yvan PETIT, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M Olivier GAGEY, rapporteur
Service d'orthopédie au Centre hospitalier universitaire de Bicêtre

Mme Agnès ROBY-BRAMI, rapporteur
Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique à l'Université Pierre et Marie Curie

M Samuel KADOURY, examinateur
Département de génie informatique et génie logiciel à l'Ecole Polytechnique de Montréal

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

LE 02 DÉCEMBRE 2016

AUX ARTS ET MÉTIERS PARISTECH

TABLE DES MATIÈRES

Chapitre 1 INTRODUCTION GENERALE 19

Chapitre 2 ANATOMIE ET REVUE DE LA LITTERATURE 23
2.1 Anatomie de l'épaule 23
2.1.1 L'articulation gléno-humérale 23
2.1.2 Les muscles principaux 23
2.2 Pathologies et prothèse d'épaule 26
2.2.1 La rupture des tendons de la coiffe des rotateurs 26
2.2.2 L'arthrose 27
2.2.3 Les prothèses d'épaule 28
2.3 Repères anatomiques 30
2.4 Méthodes d'imagerie médicale 33
2.4.1 Imagerie par rayon X 33
2.4.2 Imagerie par résonance magnétique 36
2.5 Revue de littérature sur les indices cliniques 37
2.5.1 Glène 37
2.5.2 Omoplate 43
2.5.3 Humérus 44
2.5.4 Relation gléno-humérale 46
2.5.5 Conclusion 48

Chapitre 3 REVUE DE LA LITTÉRATURE DES METHODES DE RECONSTRUCTION 3D à Partir des images 2D 49
3.1 Introduction 49
3.2 Mode de représentation d'un modèle générique 50
3.3 Apprentissage à partir d'une base de données 51
3.3.1 Base de données 51
3.3.2 Alignement 52
3.3.3 Analyse statistique 52
3.4 Pré-positionnement et pré-dimensionnement sur les images et appariement - solution initiale de la reconstruction 55
3.5 Méthode de déformation du modèle générique 56
3.5.1 Méthode d'interpolation conforme à la base de données 56
3.5.2 Méthode d'interpolation libre 57
3.6 Conclusion sur les méthodes de reconstruction 2D/3D 60
3.7 Méthode de reconstruction de l'épaule V1 61
3.7.1 Protocole de l'acquisition 61
3.7.2 Modèle paramétrique et inférences statistiques 61
3.7.3 Procédure de reconstruction 62
3.7.4 Analyse approfondie de la méthode V1 62

Chapitre 4 TRAVAIL PERSONNEL PARTIE 1: ANALYSE DU DEPLACEMENT GLENO-HUMERAL 65

4.1 Introduction 65
4.2 Matériel et méthode 67
4.2.1 Acquisition des radiographies biplanes 67
4.2.2 Quantification du déplacement gléno-huméral 67
4.2.3 Étude de la justesse et la reproductibilité 70
4.2.4 Étude préliminaire 71
4.2.5 Analyse statistique 72
4.3 Résultats 73
4.3.1 Étude de la justesse et reproductibilité 73
4.3.2 Étude préliminaire 74
4.3 Discussion 78

Chapitre 5 TRAVAIL PERSONNEL PARTIE 2 : PROPOSITION DE LA METHODE DE RECONSTRUCTION V2 83
5.1 Introduction 83
5.2 Étude préparatoire 83
5.3 Matériel et méthode 88
5.3.1 Base de données et ré-échantillonage 88
5.3.2 Préparation des modèles moyens 90
5.3.3 Segmentation manuelle (Définition des contours sur les images) 94
5.3.4 Procédure de reconstruction 95
5.3.5 Evaluation de la reconstruction 100
5.4 Résultat 102
5.5 Discussion 103

Chapitre 6 TRAVAIL PERSONNEL PARTIE III EVALUATION DES INDICES CLINIQUES 107
6.1 Matériels et méthodes 107
6.1.1 Définition des indices cliniques 108
6.1.2 Test de justesse et de reproductibilité 114
6.2 Résultats 115
6.2.1 Variation interindividuelle des indices sur deux bases de données 115
6.2.2 Justesse 116
6.2.3 Reproductibilité intra- et inter-opérateur 117
6.3 Discussion 120
6.4 Conclusions et perspectives 125

CONCLUSION ET PERSPECTIVES 128

ANNEXE 1 COMMUNICATIONS ET PUBLICATIONS 131

ANNEXE 2 Generalized Procrustes Alignment (GPA) (Gower 1975; Goodall 1991) 132

BIBLIOGRAPHIE 133

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Les complications les plus fréquentes de la prothèse d'épaule (tiré de Favard 2013) 29

Tableau 2.2 Coefficient d'atténuation de 4 matières vivante : graisse, tissus mous et os 33

Tableau 2.3 Synthèse des mesures de la hauteur et largeur de la glène dans la littérature 38

Tableau 2.4 Synthèse des mesures de la version et l'inclinaison de la glène 42

Tableau 2.5Mesure de la longueur du col de la scapula (mm) 43

Tableau 2.6 Synthèse des mesures sur l'angle critique de l'épaule 44

Tableau 2.7 Synthèse des mesures du rayon et l'inclinaison de la tête humérale 45

Tableau 2.8 Synthèse des mesures de la distance sous acromiale 47

Tableau 3.1 Paramètres descriptifs de différentes primitives géométriques..... 59

Tableau 4.1 Caractéristiques des sujets 72

Tableau 4.2 Les moyennes des différences de déplacement gléno-huméral calculé étant la différence des mesures entre la méthode proposé et celle de la référence 73

Tableau 4.3 Analyse de la reproductibilité in vivo 74

Tableau 4.4 Comparaison des patients avec rupture de coiffe et les volontaires asymptomatiques : infiltration graisseuse et score de Constant..... 75

Tableau 4.5 Comparaison des amplitudes moyennes des déplacements gléno-huméraux dans trois directions entre les patients avec rupture de la coiffe et les volontaires asymptomatiques. Les résultats ont été présentés sous forme de moyenne ± écart-type, et avec les déplacements gléno-huméraux minimaux et maximaux parmi les individus dans les deux groupes..... 75

Tableau 5.1 Description de chaque région anatomique du modèle paramétrique de l'omoplate et de l'humérus (Les paramètres descriptifs pour chaque type de primitive ont été présentés au Chapitre 3)..... 94

Tableau 5.2 Erreur point surface de la reconstruction (moyenne des erreurs des 3 répétitions par rapport à la référence) 103

Tableau 5.3 Justesse de la reconstruction (moyenne des 3 répétitions) évalué par l'orientation de l'omoplate..... 103

Tableau 6.1 Les indices cliniques des références cadavériques 116

Tableau 6.2 Biais de mesure des 14 indices cliniques calculés à partir des scans de référence et après la reconstruction avec des images DRR, présenté comme moyenne, écart-type, valeur minimale et maximale. Les indices cliniques calculés avec la méthode de reconstruction proposée sont la moyenne de 3 reconstructions des 6 sujets par le même opérateur. 117

Tableau 6.3 Intervalle de confidence à 95% des 14 indices cliniques..... 118

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Structures anatomiques de l'épaule droite (Adaptée de Schuenke et al., 2010, traduction libre). A gauche : vue antérieure ; à droite : vue postérieure. 24

Figure 2.2 Anatomie du muscle deltoïde et des autres muscles du dos et de l'épaule (a) et les quatre muscles formant la coiffe des rotateurs en vue postérieure et en vue antérieure (b) (Adaptée de Schuenke et al., 2010, traduction libre) 25

Figure 2.3 Image radiographique montrant à gauche l'excentration de la tête humérale vers le haut chez un sujet atteint d'une rupture de la coiffe des rotateurs, diminuant l'espace entre la tête humérale et l'acromion ; et radiographie d'un sujet sain à droite. 26

Figure 2.4 Selon la classification de Walch , les trois types de glènes observés dans l'omarthrose primitive au scanner sont de: Type A: la tête humérale est centrée (A.1 érosion mineure ; A.2 érosion importante) ; Type B : subluxation postérieure de la tête humérale et usure postérieure de la glène (B.1 espace articulaire étroit, sclérose chondrale et ostéophytes B.2 rétroversion glénoïdienne avec l'érosion de la jante postérieure) Type C: glénoïde en rétroversion supérieure à 25 degrés, indépendamment de l'érosion. (Adaptée de Walch et al. 1999) 27

Figure 2.5 Illustration des différents types d'usure de glène après reconstruction par scanner et la proportion des cas dans une étude de 216 glènes. A. Glène normale B. Usure postérieure C. Usure supérieure D. Usure globale ou centrale E. Usure antérieure (a) et leur proportion (b). (Adapté de Frankle et al. 2009) 28

Figure 2.6 Médialisation du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale pour la prothèse inversée (image d'anatomie de l'épaule adapté de Schuenke et al., 2010) 29

Figure 2.7 Points anatomiques d'une épaule droite (Image originale sans points anatomique Schuenke et al., 2010) 30

Figure 2.8 Système de radiographie conventionnelle 34

Figure 2.9 Schéma du système EOS en vue supérieure avec les deux sources et deux détecteurs(a) et le positionnement du sujet dans la cabine EOS pour une acquisition de la colonne vertébrale (b). 35

Figure 2.10 Une coupe d'image du scanner 3D de l'articulation gléno-huméral en routine clinique (droite) avec le rendu volumique 3D des images scanner avec un filtrage qui supprime les tissus moux (gauche). 36

Figure 2.11 Mesure de la version de la glène avec la correction de la coupe permettant de définir le plan de mesure (adapté de Budge et al. 2011) 40

Figure 2.12 Illustration du bord de la glène et la voûte glénoïdienne (adaptée de Williams 2007)..... 40

Figure 2.13 Présentation de trois méthodes du calcul de la version de la glène (Friedman et al. 1992; Poon & Ting 2012; Matsumura et al. 2014).. 40

Figure 2.14 Méthode de calcul de l'angle d'inclinaison de la glène en utilisant la ligne perpendiculaire au sol (a) (Habermeyer et al. 2006) et la méthode utilisant la ligne passant par le point trigonum spinae scapulae et le point de l'échancrure spino-glénoïdienne, mesuré en 3d (b) (Bishop et al. 2009) ou sur une image radiographie plane 2D (c) (Daggett et al. 2015). 41

Figure 2.15 Mesure de l'angle critiquede l'épaule sur une radiographie (adapté de Daggett et al. 2015)..... 44

Figure 2.16 Mesure du rayon et l'angle d'inclinaison de l'humérus droit (image d'anatomie de l'humérus adaptée de Schuenke et al., 2010)..... 45

Figure 3.1 Primitives géométriques(en bleu) qui présentent le modèle paramétrique de l'omoplate. Les contours verts : la projection de la surface dans les deux plans. 62

Figure 3.2 Images de radiographies biplanes en vues de face (a) et profil(b) 63

Figure 4.1 Illustration du positionnement du sujet lors de l'acquisition. Deux sources de rayons X et des détecteurs biplans sont positionnés orthogonalement. PA: postéro-antérieur; LAT: latéral. 67

Figure 4.2 Représentation du modèle 3D personnalisé de l'omoplate et de l'humérus pour trois positions d'abduction de l'épaule à environ 10º (position de repos), 30º et 90º 69

Figure 4.3 Déplacement de la tête humérale par rapport à la glène (a); Déplacement du centre de la tête humérale par rapport à la glène pour six angles d'élévation du bras; A/P : antéro-postérieur, S/I :inféro-supérieur, M/L : médio-latéral (b) 77

Figure 5.1 La variation de forme de l'omoplate sur des 6 premières composantes principales (CP) (a) et la prédiction du pourcentage des variations de forme par le nombre de composantes principales (b). 85

Figure 5.2 La variation de forme de la région d'intérêt de l'omoplate avec la partie proximale des omoplates de la base de données alignée sur la surface de la glène. 86

Figure 5.3 La variation de forme de l'humérus des 4 premières composantes principales (a) et la prédiction du pourcentage des variations de forme par le nombre de composantes principales (b)..... 87

Figure 5.4 Maillage d'une omoplate ré-échantillonnée par rapport au modèle 3D de l'omoplate originale provenant de la segmentation manuelle..... 89

Figure 5.5 Extraction de la présentation réduite du bord latéral pour le modèle aux contours. Les plans horizontaux sont en bleus, les cercles par moindres carrées sur chaque plan sont affichés en noir et leur centre est en rouge. 91

Figure 5.6 Extraction de la présentation réduite du bord médial est fait en simulant la projection du modèle sur le plan de l'image(a). Les points du contours sont ré-échantillonnés par le cardinal cubic spline (b) : les croix rouges sont des points du contour originaux, la ligne noire est l'interpolation de ces points et les points noirs sont des points ré-échantillonnés avec une distance égale entre eux. 91

Figure 5.7 Le modèle moyen surfacique et le modèle moyen réduit aux contours (points noirs) de l'omoplate de de l'humérus 92

Figure 5.8 Modèle paramétrique de l'omoplate (a) et de l'humérus (b)..... 93

Figure 5.9 Acquisitions de radiographies biplanes du système EOS pour un sujet asymptomatique dans la position de repos, avec les contours et points identifiés..... 95

Figure 5.10 Reconstruction du bord latéral en 3D en utilisant les contours segmentés sur les images radiographies biplanes (pendant l'acquisition, la source se déplace du bas vers le haut, donc nous affichons plusieurs sources à différentes hauteurs)..... 96

Figure 6.1 Les graphiques de type Bland Altman présentent la différence des mesures des indices pour les deux opérateurs par rapport à la moyenne des 4 reconstructions (2 opérateur, 2 répétition). Chaque indice est présenté dans une graphique. Le trait pointillé bleu représente la valeur à 0 comme la valeur égale à la moyenne, et le trait pointillé rouge présente l'intervalle de confiance à 95% pour les sujets

asymptomatiques et pathologiques. Chaque triangle ou sphère présente une reconstruction. Les 12 sujets sont présentés sur l'axe horizontal. De 1 à 6 sont des sujets asymptomatiques; de 7 à 10 sont des patients avec ruptures de la coiffe ; le sujet 11 est le patient avec arthrose et le sujet 12 est le patient avec une prothèse d'épaule. 119

Figure 6.2 Comparaison entre la méthode de calcul de la longueur du col de la glène par Torrens et al (2008) (a) et celle de la présente méthode (b). 121

Figure 6.3 Images EOS montrant la vue de face de la glène chez un sujet asymptomatique(a), un patient avec une prothèse d'épaule de type inversé(b) et un patient avec une arthrose centrée(c)..... 124

Figure 6.4 Différence du positionnement de l'omoplate chez deux individus différents 125

Figure 6.5 Illustration de la visibilité de la glène sur une paire d'images de face et de profil d'une acquisition radiographie biplane d'un sujet asymptomatique. A gauche : vue de face ; à droite : vue de profil. . 127

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AA	Angle acromial
AC	Articulation acromio-claviculaire
ACP	Analyse par composantes principale
AI	Angle inférieur de la scapula
AS	Angle supérieur de la scapula
ASA	Point antéro-supérieur de l'acromion
BAG	Bord antérieur de la glène
BIG	Bord inférieur de la glène
BPG	Bord postérieur de la glène
BSG	Bord supérieur de la glène
CG	Centre géométrique de la glène
CGf	Centre fonctionnel de la glène
CS	Col de la scapula/omoplate
CSST	Commission de la santé et sécurité au travail du Québec
CT	« Computed tomography » (tomodensitométrie)
C7	Épine de la 7ème vertèbre cervicale
ESG	Échancrure spino-glénoidienne
GT	Grande tubérosité de l'humérus
GPA	« Generalized Procrustes Alignment»
IJ	Incisura Jugularis
IRM	Imagerie par résonnance magnétique
IRSST	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail
ISB	"International Society of Biomechanics"
Lat	Latéral
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et Orthopédie
MBA	Point milieu du bord latéral de l'acromion
MLS	« Moving least squares » (Moindres carrés mobiles)
PT	Petite tubérosité de l'humérus
PLS	« Partiel least square » (régression des moindres carrés partiels)
PC	Processus (apophyse) coracoïde
PX	Processus Xiphoideus
RMS	« Root-mean-square » (erreur quadratique moyenne)
SSM	« Statistical shape model » (modèle statistique de forme)
TD	Tubérosité deltoïdienne
TH	Tête humérale
TS	« Trigonum Spinae Scapulae » (racine de l'épine de l'omoplate)
T8	Épine de la 8ème vertèbre thoracique
3D	Tridimensionnel

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Symboles

O_t	Origine du système d'axes du thorax
X_t	Direction X du système d'axes du thorax
Y_t	Direction Y du système d'axes du thorax
Z_t	Direction Z du système d'axes du thorax
O_h	Origine du système d'axes de l'humérus
X_h	Direction X du système d'axes de l'humérus
Y_h	Direction Y du système d'axes de l'humérus
Z_h	Direction Z du système d'axes de l'humérus
O_s	Origine du système d'axes de la scapula
X_s	Direction X du système d'axes de la scapula
Y_s	Direction Y du système d'axes de la scapula
Z_s	Direction Z du système d'axes de la scapula
O_{s2}	Origine du système d'axes de la scapula basé sur le centre de la glène
X_{s2}	Direction X du système d'axes de la scapula basé sur le centre de la glène
Y_{s2}	Direction Y du système d'axes de la scapula basé sur le centre de la glène
Z_{s2}	Direction Z du système d'axes de la scapula basé sur le centre de la glène
O_g	Origine du système d'axes de la glène
X_g	Direction X du système d'axes de la glène
Y_g	Direction Y du système d'axes de la glène
Z_g	Direction Z du système d'axes de la glène

Unités de mesure

mm	millimètres
°	degrés
$	dollars

CHAPITRE 1
INTRODUCTION GENERALE

La coiffe des rotateurs est un groupe de muscles de l'épaule entourant l'articulation gléno-humérale et assurant sa stabilité tout en permettant une grande mobilité. En France, environ 45 000 patients subissent chaque année une chirurgie pour réparer des ruptures de la coiffe des rotateurs et 6 300 patients reçoivent une arthroplastie de l'épaule (données de 2010, selon la HAS) (André-Vert, 2011). Le nombre d'arthroplastie de l'épaule a par ailleurs augmenté de 29% par rapport aux données de 2006. En 2011 au Québec, les blessures à l'épaule coûtaient en moyenne 5 205$ par personne en prestations de remplacement du revenu (IRR) (Commission de la santé et sécurité au travail (CSST) 2011). Toutefois, chez les patients avec des ruptures de la coiffe, seulement 35% présente un ou plusieurs symptômes et 65% sont asymptomatiques (Minagawa et al. 2013). Les facteurs clés qui conduisent à la douleur ou la dysfonction sont encore inconnus. Pour la mise en place de prothèse d'épaule, selon Favard, environ 24% des patient avec une prothèse d'épaule de type inversé ont eu des complications 2 ans après la chirurgie et ce chiffre augmente à 40% pour les patients avec une prothèse de type anatomique (Favard 2013). Cela est peut-être dû à la limite d'utilisation des outils de planification en préopératoire et peropératoire en routine clinique. Pour cela, une évaluation préopératoire de la nécessité d'une intervention pour réparer les tendons de la coiffe et un outil de planification en préopératoire permettant de fournir le modèle personnalisé et les indices cliniques adéquats sont nécessaires pour réduire le fardeau de ces affections sur le système de santé.

A notre connaissance, il n'existe pas actuellement de méthode cliniquement accessible permettant de quantifier les paramètres géométriques et cinématiques pour prédire la nécessité de la mise en place de chirurgie chez le patient souffrant d'une rupture de la coiffe. Pour la planification de la chirurgie d'arthroplastie de l'épaule, la tomodensitométrie (ou scanner), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou la radiographie sont souvent utilisés. L'IRM fournit un accès à l'analyse en trois dimensions du squelette de l'épaule et des tissus mous surtout pour évaluer l'état des muscles de la coiffe des rotateurs. Le scanner permet de visualiser la forme du squelette en 3D. Cependant, ces méthodes en 3D

nécessitent des acquisitions en position couchée qui limitent l'exploration de la fonction de l'épaule dans des positions fonctionnelles. D'autres systèmes ouverts tels que la numérisation C-arm TDM et l'IRM dynamique sont également limités à la fois par le prix et par le temps requis pour la reconstruction 3D. Et la radiographie manque de la précision car l'image est en 2D.

Dans le cadre des thèses de P-Y Lagacé (Lagacé 2012) et X. Ohl (Ohl 2014), Lagacé, Ohl et al. ont proposé en 2011 une méthode de reconstruction 3D de l'omoplate, incluant le positionnement de la tête humérale et de la diaphyse de l'humérus dans six positions fonctionnelles basée sur le système de radiographies biplanes EOS™ . Cette méthode sera nommée méthode V1 dans le reste de ce document. Le protocole proposé visait à fournir un modèle 3D personnalisé de l'omoplate et des données fonctionnelles, obtenues par de multiples acquisitions avec différents degrés d'abduction de l'épaule dans le plan de l'omoplate. Cette méthode avait été développée dans le but d'explorer le lien qui pourrait exister entre le déplacement gléno-huméral et la fonction des sujets atteints des ruptures de la coiffe des rotateurs. Cependant, la complexité de la méthode et le temps nécessaire à une reconstruction complète font que cette méthode n'est pas encore applicable dans les routines cliniques. La méthode n'a pas non plus été évaluée pour aider à la planification chirurgicale de l'arthroplastie de l'épaule.

Cette thèse poursuivait deux objectifs principaux : premièrement, il s'agissait d'améliorer la méthode V1 en explorant de façon approfondie toutes les informations utilisées sur la première vue, ceci visant à réduire les temps d'acquisition et d'analyse et à rendre son utilisation plus aisée en clinique; deuxièmement, il s'agissait d'étendre son utilisation au contexte de la planification chirurgicale. Pour ce faire, cette thèse s'intéresse d'abord à appliquer la méthode V1 pour analyser le déplacement gléno-huméral chez les sujets atteints d'une rupture de la coiffe et ainsi analyser les avantages et les inconvénients de cette méthode de façon approfondie. Par la suite, il s'agit de proposer des modifications basées sur les constats faits lors de la première phase de la thèse et de valider la nouvelle version de la méthode, dite version V2 dans ce document, en termes de justesse et de

reproductibilité. Finalement, le but est de proposer des indices cliniques utiles pour la planification chirurgicale.

D’abord, nous présentons une revue de la littérature sur les indices cliniques et les différentes méthodes d'imagerie et de modélisation 3D. La première partie du travail personnel est l'analyse du déplacement gléno-huméral chez les patients avec des ruptures de la coiffe des rotateurs en utilisant la méthode V1. Dans la deuxième partie du travail personnel, nous proposons la version V2 de la méthode, puis la justesse et la reproductibilité des indices cliniques calculés à partir de cette méthode sont quantifiées. Enfin, nous présentons les indices cliniques qui peuvent être extraits des modèles 3D personnalisés et qui présentent une utilité clinique pour la planification chirurgicale.

CHAPITRE 2
ANATOMIE ET REVUE DE LA LITTERATURE

2.1 Anatomie de l'épaule

2.1.1 L'articulation gléno-humérale

L'épaule se compose de trois segments osseux, la clavicule, l'omoplate (ou scapula) et l'humérus. L'articulation gléno-humérale est l'articulation principale qui donne à l'épaule sa grande mobilité (*Figure 2.1a et Figure 2.1b*). L'omoplate est un os plat, de forme triangulaire, qui contient deux surfaces (la surface costale ou ventrale et la surface dorsale), trois fosses (la fosse du supra-épineux, la fosse de l'infra-épineux et la fosse sub-scapulaire), trois bords (frontal, latéral et médial), ainsi que l'épine scapulaire, l'acromion et la coracoïde (*Figure 2.1*). L'humérus est un os long, constitué de la tête, la grande tubérosité (ou trochiter), la petite tubérosité (ou trochin), la diaphyse et les deux épicondyles humérales (médiale et latérale). Sur la grande tubérosité s'insèrent les tendons du muscle sous-épineux et sus-épineux. Sur la petite tubérosité, s'insère le tendon du muscle sous-scapulaire. Le col anatomique de l'humérus est la jonction entre la tête et la diaphyse (*Figure 2.1*).

L'articulation gléno-humérale est une articulation sphérique entre la tête de l'humérus et la cavité glénoïdienne de l'omoplate, mais avec une conformité relativement faible. Le rayon de courbure de la cavité glénoïdienne est plus grand que celui de la tête humérale, mais la surface de congruence est augmentée par le labrum glénoïdal. La stabilité de l'articulation est renforcée par les ligaments gléno-huméraux (supérieur, moyen et inférieur), le ligament coraco-huméral, ainsi que les tendons des muscles de la coiffe qui recouvrent la capsule articulaire.

2.1.2 Les muscles principaux

a. Le muscle deltoïde

Le deltoïde est le muscle principal qui intervient dans l'élévation du membre supérieur. Ses trois chefs sont respectivement situés sur le bord antéro-supérieur du tiers latéral de la clavicule, sur le bord supéro-externe de l'acromion et sur le bord inférieur de l'épine de l'omoplate (bord postérieur) (*Figure 2.2a).*

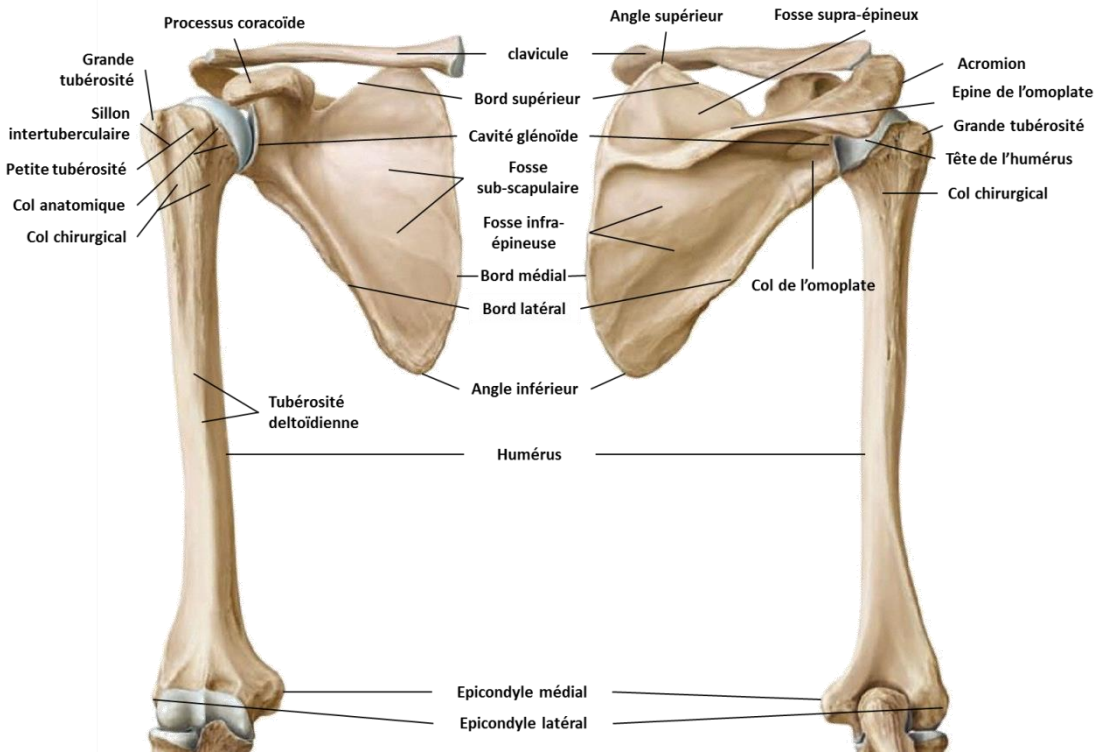
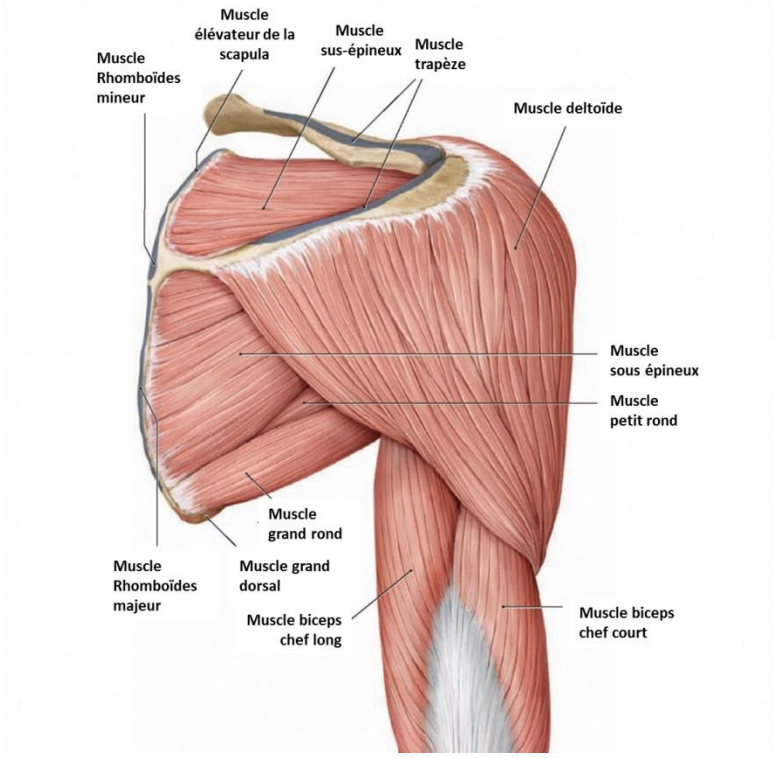


Figure 2.1 Structures anatomiques de l'épaule droite (Adaptée de Schuenke et al., 2010, traduction libre). A gauche : vue antérieure ; à droite : vue postérieure.

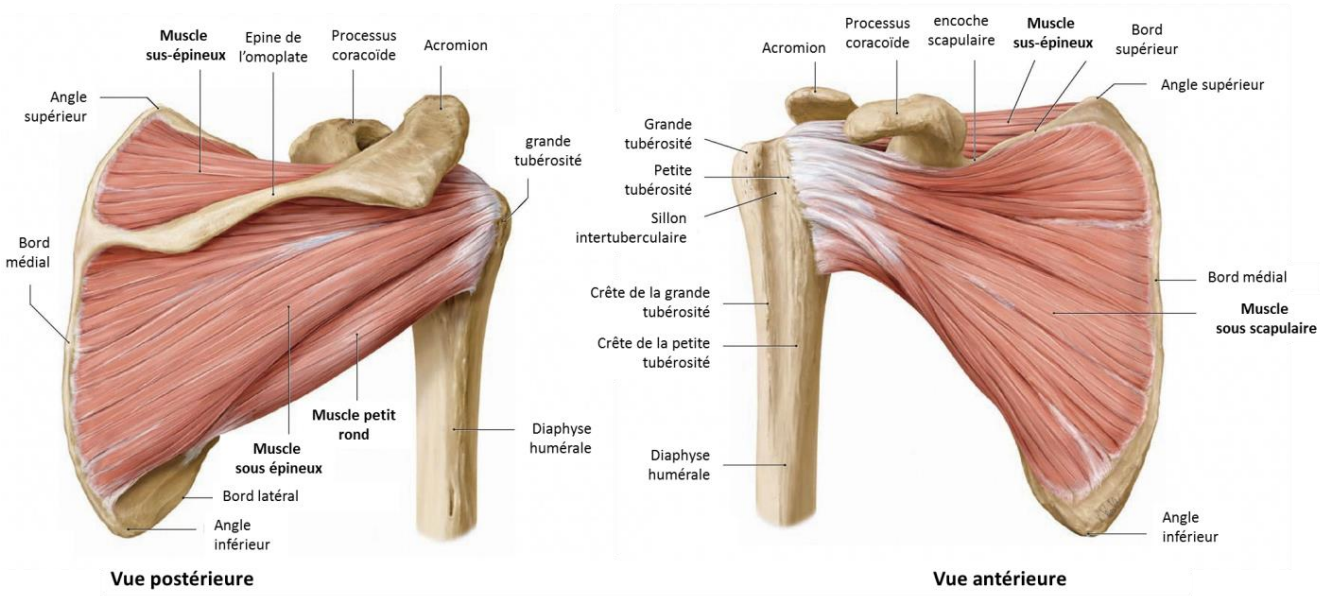
b. Les muscles de la coiffe des rotateurs

Les muscles de la coiffe des rotateurs stabilisent la tête humérale pour qu'elle reste centrée sur la glène, évitant ainsi son ascension contre l'acromion et le ligament coraco-acromial. La coiffe des rotateurs est composée de quatre muscles *(Figure 2.2b)* qui s'insèrent au niveau de la tête humérale et l'omoplate :

- Le sus-épineux ou supra-épineux qui s'insère au niveau de la fosse supra-épineuse de l'omoplate et au niveau de la portion supérieure du tubercule majeur.
- Le sous-épineux ou infra-épineux qui s'insère au niveau de la fosse infra-épineuse de l'omoplate et au niveau de la portion moyenne du tubercule majeur.
- Le petit rond qui s'insère au niveau du bord latéral de l'omoplate et au niveau de la portion inférieure du tubercule majeur.
- Le sub-scapulaire ou sous-scapulaire, de forme triangulaire, qui s'insère sur la quasi-totalité de la face antérieure de l'omoplate (fosse sous-scapulaire) et au niveau du tubercule mineur sur l'humérus.



a



b

Figure 2.2 Anatomie du muscle deltoïde et des autres muscles du dos et de l'épaule (a) et les quatre muscles formant la coiffe des rotateurs en vue postérieure et en vue antérieure (b) (Adaptée de Schuenke et al., 2010, traduction libre)

2.2 Pathologies et prothèse d'épaule

L'épaule étant l'articulation la plus mobile du corps humain, elle présente des pathologies variées, comme l'instabilité de l'épaule, le syndrome du conflit sous-acromial, la rupture de la coiffe des rotateurs et l'arthrose.

2.2.1 La rupture des tendons de la coiffe des rotateurs

En cas de lésion ou de perte de fonction des tendons des muscles de la coiffe des rotateurs, l'épaule présente alors un trouble fonctionnel. L'incidence de la pathologie augmente avec l'âge (Gill et al. 2002; Minagawa et al. 2013), souvent en rapport avec une dégénérescence chronique des tendons. Dans la majorité des cas, une rupture de la coiffe se présente en premier lieu par la lésion du muscle sus-épineux (Kim et al. 2010). Celle-ci s'étend progressivement vers l'arrière, vers le tendon du sus-épineux, ou parfois vers l'avant et touche alors le sous-scapulaire. Dans cette pathologie, la force d'ascension du muscle deltoïde ne sera plus contrebalancée par la force de traction du sus-épineux, ce qui a pour effet l'excentration vers le haut de la tête humérale (Poppen & Walker 1976; Ludewig & Cook 2002; Keener et al. 2009; Bey et al. 2011; Lawrence et al. 2014) (*Figure 2.3*). Lorsque la rupture devient transfixiante (sur toute l'épaisseur du tendon) avec une taille supérieure à 5 mm, et qu'elle touche le sus-épineux et un autre tendon de la coiffe, la rupture est alors considérée comme étant massive (Cofield 1982).

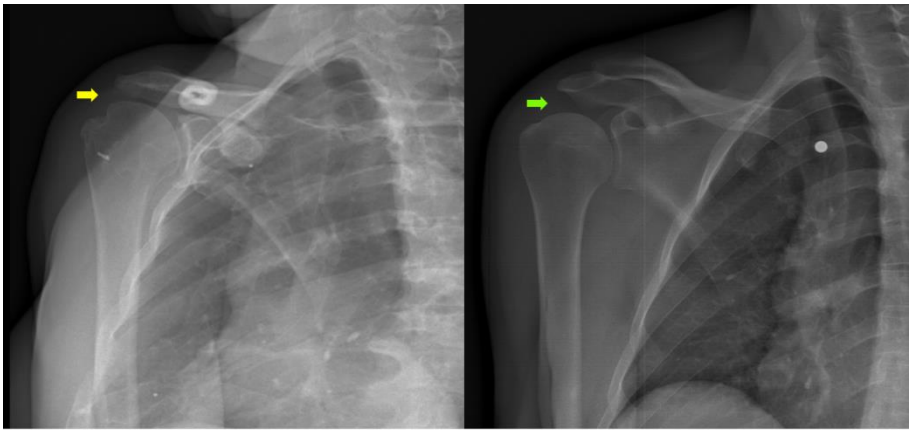


Figure 2.3 Image radiographique montrant à gauche *l'excentration de la tête humérale vers le haut chez un sujet atteint d'une rupture de la coiffe des rotateurs, diminuant l'espace entre la tête humérale et l'acromion ; et radiographie d'un sujet sain à droite.*

2.2.2 L'arthrose

L'arthrose de l'épaule ou l'omarthrose est une maladie touchant le cartilage qui peut causer aussi une certaine perte osseuse. Différentes classifications ont été proposées pour classer le type d'arthrose. Hamada et al ont décrit l'arthrose d'épaule excentrée à cause de l'évolution pathologique des ruptures de la coiffe (Hamada et al. 1990). En 1999, Walch et al ont développé la classification d'Hamada pour tous les types d'arthrose d'épaule. Selon cette classification, l'arthrose peut être classifiée en trois types : usure centrée, postérieure, ou rétroversion supérieure de la glène de plus de 25° (Walch et al. 1999) (*Figure 2.4*).

La plupart du temps, l'usure est plus marquée sur la partie postérieure de la glène, ce qui cause une rétroversion de la glène. Pour comprendre la perte du volume osseux en 3D, Frankle et al ont analysé 216 glènes et ont démontré qu'il existait différents types d'usure (Frankle et al. 2009) (*Figure 2.5*).

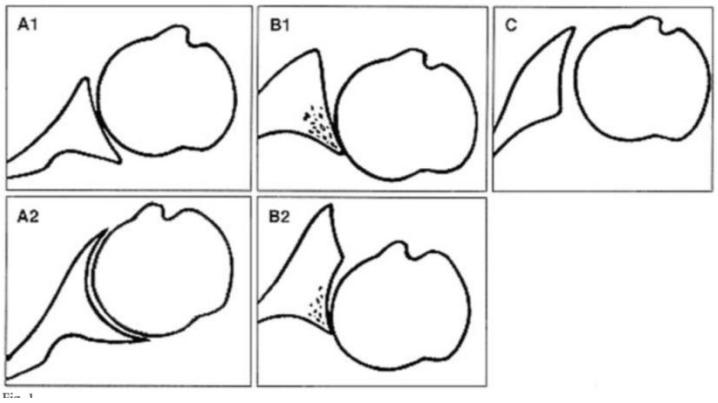


Figure 2.4 Selon la classification de Walch , les trois types de glènes observés dans l'omarthrose primitive au scanner sont de: Type A: la tête humérale est centrée (A.1 érosion mineure ; A.2 érosion importante) ; Type B : subluxation postérieure de la tête humérale et usure postérieure de la glène (B.1 espace articulaire étroit, sclérose chondrale et ostéophytes B.2 rétroversion glénoïdienne avec l'érosion de la jante postérieure) Type C: glénoïde en rétroversion supérieure à 25 degrés, indépendamment de l'érosion. (Adaptée de Walch et al. 1999)

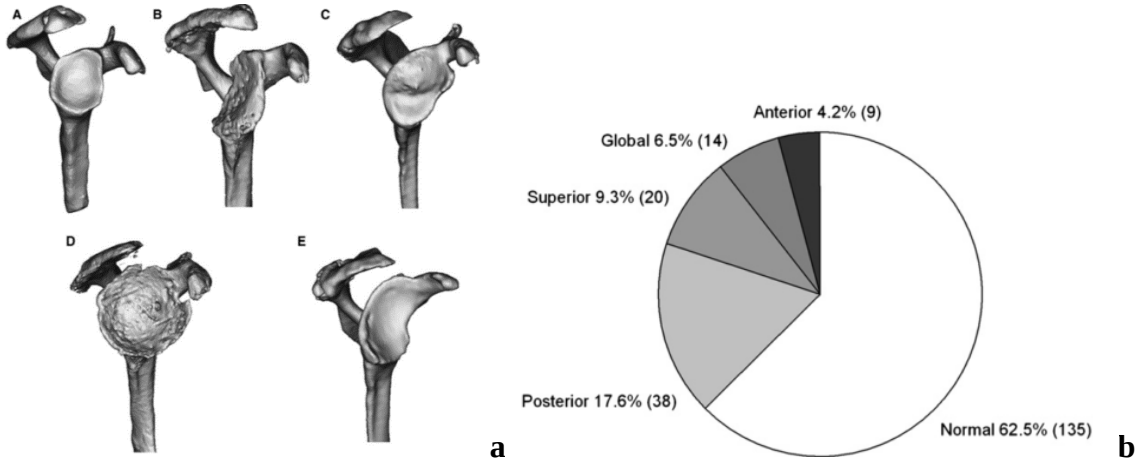


Figure 2.5 Illustration des différents types d'usure de glène après reconstruction par scanner et la proportion des cas dans une étude de 216 glènes. A. Glène normale B. Usure postérieure C. Usure supérieure D. Usure globale ou centrale E. Usure antérieure (a) et leur proportion (b). (Adapté de Frankle et al. 2009)

2.2.3 Les prothèses d'épaule

Une prothèse anatomique d'épaule remplace l'articulation gléno-humérale en conservant l'anatomie de l'articulation. Ce type de prothèse nécessite l'intégrité de la coiffe tendineuse des rotateurs. Pour les patients qui souffrent d'une rupture sévère du muscle sus-épineux, ou à des degrés moindres d'une rupture des tendons du sous-épineux et du sous-scapulaire, le chirurgien choisit de préférence une prothèse inversée. La prothèse inversée modifie le bras de levier du deltoïde, ce qui permet au deltoïde d'être plus actif et de suppléer les tendons de la coiffe (*Figure 2.6*).

Selon la revue de Favard en 2013, une méta-analyse basée sur 47 études publiées portant sur un suivi postopératoire d'au moins 2 ans, les complications les plus fréquentes pour une prothèse de type anatomique sont le descellement glénoïdien et huméral et l'instabilité. Après la mise en place d'une prothèse inversée, c'est l'instabilité et le descellement glénoïdien qui sont les complications les plus fréquemment rencontrées (*Tableau 2.1*) (Favard 2013).

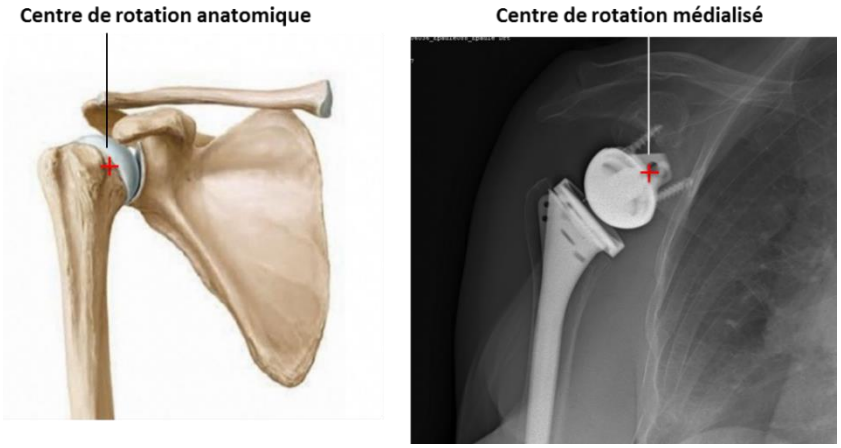


Figure 2.6 Médialisation du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale pour la prothèse inversée (image d'anatomie de l'épaule adapté de Schuenke et al., 2010)

La perte osseuse de la glène entraîne un risque de descellement du composant glénoïdien à plus long terme (Strauss et al. 2009). Cette rétroversion doit éventuellement être corrigée lors de la pose de l'implant (Strauss et al. 2009; Yongpravat et al. 2013). L'encoche scapulaire chez les sujets avec une prothèse de type inversé est une érosion du col de la glène causée par les contacts mécaniques de manière répétitive du composant huméral qui apparait quelques mois après la chirurgie (Nicholson et al. 2011). L'encoche scapulaire peut entraîner l'érosion du col de l'omoplate, l'usure du polyéthylène, une inflammation et le risque potentiel du descellement du composant glénoïdien (Sirveaux et al. 2004; Werner et al. 2005; Levy et al. 2007; Grassi et al. 2009; Farshad & Gerber 2010).

Tableau 2.1 Les complications les plus fréquentes de la prothèse d'épaule (tiré de Favard 2013)

	Prothèse anatomique	Prothèse inversé
Nombre de cas total (>2 ans)	4010	782
Nombre de complications	1595 (39.8%)	188 (24%)
Descellement glénoïdien	14.3%	3.5%
Descellement huméral	14% (13% tiges non cimentées)	1.3%
Hématome	-	2.6%
Instabilité	4.6%	4.7%
Infection	1.1%	3.8%

Nous voyons que les complications suite à la pose d'une prothèse d'épaule sont fréquentes. La connaissance de la géométrie de l'articulation et l'analyse biomécanique du fonctionnement de la prothèse apparaissent donc nécessaires.

2.3 Repères anatomiques

Les repères anatomiques sont définis pour des raisons et des utilisations diverses. Les repères du thorax, de l'humérus et de l'omoplate conseillés par *International society of biomechanics* (ISB) (Wu et al. 2005) sont utiles pour décrire la cinématique des mouvements de la chaine thoraco-scapulo-humérale. Le repère de la glène sert surtout pour la chirurgie pour placer l'implant glénoïdien de manière adéquate et aussi pour quantifier le déplacement gléno-huméral (Ohl, Lagacé, et al. 2015). Le plan de l'omoplate et les repères de l'omoplate associés servent à aider à la modélisation géométrique 3D et à calculer les paramètres morphologiques de l'omoplate (Kwon et al. 2005; Bryce et al. 2010). La *Figure 2.7* illustre les points anatomiques de l'omoplate et de l'humérus les plus largement utilisés pour construire les repères.

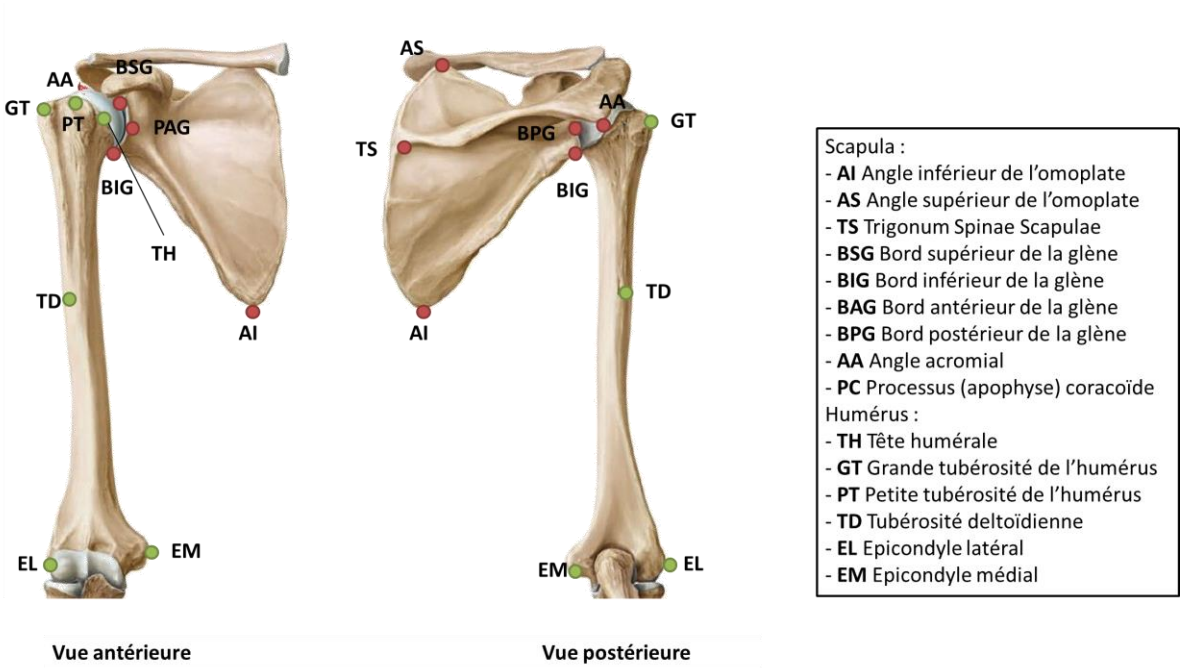
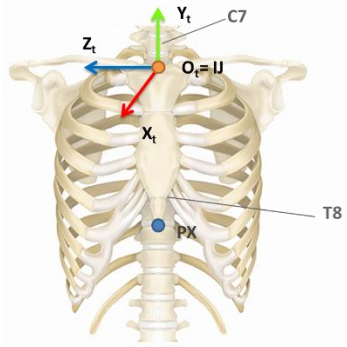
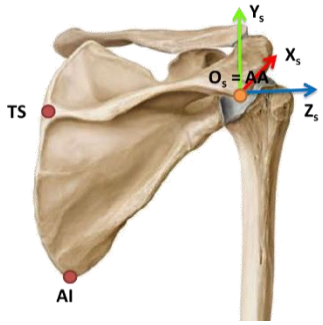
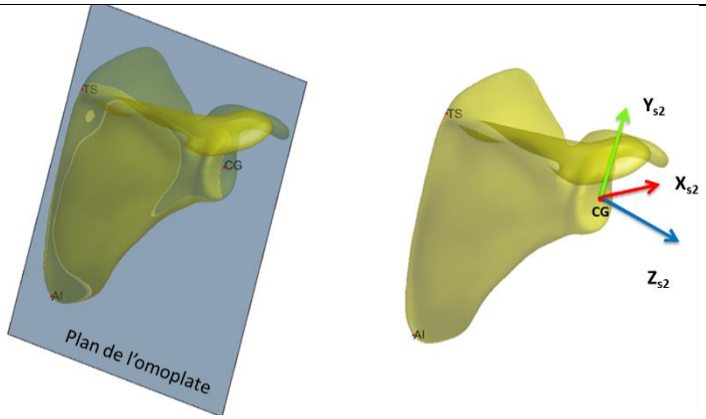


Figure 2.7 Points anatomiques d'une épaule droite (Image originale sans points anatomique Schuenke et al., 2010)

a. Repère du thorax, de l'humérus et de l'omoplate recommandés par l'ISB (Wu et al. 2005)

	Le système d'axes local du thorax est défini comme suit: • O_t : origine, située au point IJ. • Y_t : Le vecteur qui relie le point milieu entre PX et T8 au point milieu entre IJ et C7, orienté vers le haut. • Z_t : Le vecteur perpendiculaire au plan composé d'IJ, C7 et le point milieu entre PX et T8, orienté vers la droite. • X_t : Le vecteur perpendiculaire à Yt et Zt, pointant vers l'avant. **IJ** : Incisura jugularis **PX** : Processus xiphoideus **C7** : Épine de la 7ème vertèbre cervicale **T8** : Épine de la 8ème vertèbre thoracique
	Le système d'axes local de l'humérus est défini comme suit : • O_h: origine, situé au point TH. • Y_h: Le vecteur qui relie GH et le milieu de EL et EM, orienté vers le haut. • X_h: Le vecteur perpendiculaire au plan formé par EL, EM, et TH, pointant vers l'avant. • Z_h: Le vecteur perpendiculaire à Y_h et Z_h, pointant vers la droite. **TH** : Tête humérale **EM** : Épicondyle médial de l'humérus **EL** : Épidoncyle latéral de l'humérus
	Le système d'axes local de l'omoplate est défini comme suit: • O_s : origine, situé au point AA. • Z_s : Le vecteur reliant TS et AA, orienté vers la droite. • X_s : Le vecteur perpendiculaire au plan formé par AI, AA et TS, orienté vers l'avant. • Y_s : Le vecteur perpendiculaire à X_s et Z_s , orienté vers le haut. **TS** : Trigonum Spinae Scapulae (racine de l'épine de l'omoplate) **AA** : Angle acromial **AI** : Angle inférieur

b. Plan et repère de l'omoplate (Kwon et al. 2005; Bryce et al. 2010)



Le plan de l'omoplate est le plan qui traverse les points AI, CG et TS.

Le repère de l'omoplate est donc défini comme suit :

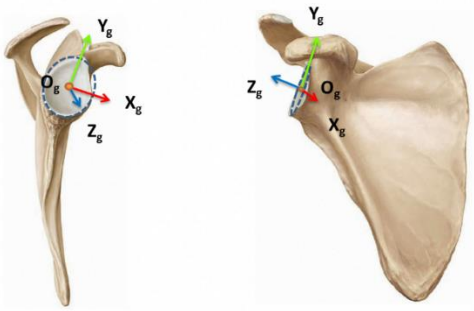
- O_{s2} : Origine, située au point CG.
- Z_{s2} : le vecteur qui traverse le point TS et CG, pointé vers la droite.
- X_{s2} : Le vecteur perpendiculaire au plan de l'omoplate et le Z axes, pointé vers l'avant.
- Y_{s2} : Le vecteur perpendiculaire au X_{s2} et Z_{s2}.

AI : Angle inférieur

CG : Centre de la glène géométrique

TS : Trigonum spinae

c. Repère de la glène (Ohl, Lagacé, et al. 2015)



Le plan de la glène est le plan par moindre carrés de tous les points situés sur le bord de la glène. Ensuite une ellipse est générée à partir de ces points dans le plan de la glène, le repère glène est donc défini comme suit :

- O_g : Origine, située au centre de l'ellipse.
- X_g : Le vecteur le long du petit axe de l'ellipse, orienté vers l'avant.
- Y_g : Le vecteur le long du grand axe de l'ellipse, orienté vers le haut.
- Z_g : Le vecteur perpendiculaire au plan de l'ellipse.

2.4 Méthodes d'imagerie médicale

2.4.1 Imagerie par rayon X

a. Radiographie conventionnelle

Cette partie résulte de l'ouvrage « Biophysique : 2ème édition » de Aurengo et al. (1998). Un système de radiographie est constitué d'une source à rayon X et d'un détecteur conventionnel, se situant de part et d'autre du sujet, comme montré à la *Figure 2.8*. Le principe de la radiographie est fondé sur la différence d'absorption des rayons X par les différentes structures. Les photons X subissent une atténuation qui dépend des matières rencontrées. Le flux émergeant peut être décrit par la loi de Beer-Lambert (*Équation 2.1*) :

$$\boldsymbol{I = I_0 e^{-\mu x}}$$

Équation 2.1 loi de Beer-Lambert

Où $\boldsymbol{I_0}$ (W.m^{-2}) est l'intensité du faisceau incident à l'entrée du milieu ; $\boldsymbol{\mu}$ (m^{-1}) est le coefficient d'atténuation ; x est l'épaisseur de matière traversée.

$\boldsymbol{I_0 - I}$ est donc le nombre de photons incidents qui ont subi des interactions avec le milieu traversé. L'intensité $\boldsymbol{I}$ du faisceau décroît en fonction de l'épaisseur x de matière traversée, et le coefficient d'atténuation μ croît en fonction du numéro atomique $\boldsymbol{Z}$ des atomes rencontrés, et décroît en fonction de l'énergie des photons. Les matières vivantes peuvent être classées en quatre catégories selon leur coefficient d'atténuation $\boldsymbol{\mu}$: air, graisse, tissus mous et os (*Tableau 2.2*). La radiographie a pour l'avantage d'être rapide, simple à utiliser, peu coûteuse et relativement peu irradiante.

Tableau 2.2 Coefficient d'atténuation de 4 matières vivante : graisse, tissus mous et os

	Poumons (air)	**graisse**	**muscle**	**Os**
Densité de la matière traversée ρ (g.cm^{-3})	0,3	0,9	1	1,8
Z moyen	7	6,5	7	20
μ (cm^{-1}) à 50 keV	0,07	0,25	0,3	0,9
μ (cm^{-1}) à 70 keV	0,06	0,15	0,2	0,5
μ (cm^{-1}) à 120 keV	0,05	0,13	0,18	0,35

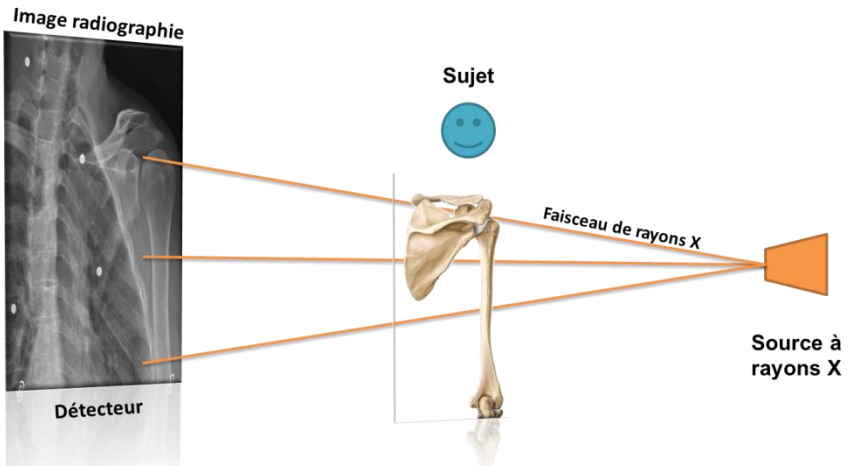


Figure 2.8 Système de radiographie conventionnelle

b. Radiographie biplane ─ système EOS

Le système de radiographie biplane EOS à faible dose d'irradiation est le résultat d'une collaboration entre la société EOS imaging, l'institut biomécanique humaine Georges Charpak d'Arts et Métiers ParisTech, le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'école de technologie supérieure de Montréal, Georges Charpak, Jean Dubousset et Gabriel Kalifa (Dubousset et al. 2010). Le principe du détecteur de rayon X est basé sur les travaux développés par le Prof. Charpak, qui réduit significativement la dose de rayonnement comparé à la radiographie standard (Dubousset et al. 2010).

Le système EOS dispose de 2 sources de rayons X et de 2 détecteurs linéiques disposés horizontalement sur un bras (*Figure 2.9a*) qui peut balayer le sujet de haut en bas (*Figure 2.9b*) en environ 20 secondes. Cette nouvelle technologie radiographique permet d'obtenir des acquisitions du corps entier en position fonctionnelle, disposant de vues de face et de profil du sujet, dans la même position, et dans une configuration connue. Avec une méthode de reconstruction associée, ces images biplanes permettent une représentation 3D du squelette (Chaibi et al. 2012; Lebailly et al. 2012; Aubert et al. 2014). Récemment, ce système a été utilisé en recherche pour faire des acquisitions multiples de l'épaule et du genou afin d'obtenir des informations en multi-positionnements de différentes articulations.

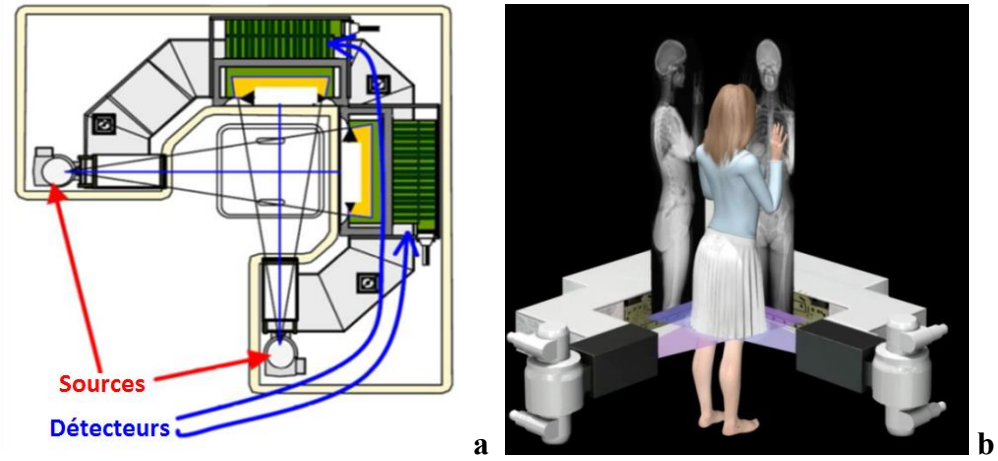


Figure 2.9 Schéma du système EOS en vue supérieure avec les deux sources et deux détecteurs(a) et le positionnement du sujet dans la cabine EOS pour une acquisition de la colonne vertébrale (b).

c. Tomodensitométrie (Computed Tomography scan ou scanner)

La Tomodensitométrie ou scanner permet d'obtenir d'une série d'images en coupe par l'acquisition des multiples projections d'une coupe par déplacement de la source et du détecteur, basé sur le théorème de projection de Radon. L'avantage du scanner est de pouvoir fournir une image en 3D homogène pour la même matière en très peu de temps. Toutefois, l'examen est plus coûteux par rapport à une radiographie conventionnelle et l'acquisition pour visualiser la structure osseuse est plus irradiante pour les patients par rapport à l'acquisition radiographique. Par exemple, la dose émise est de 1.8 mSv pour une acquisition scanner des lombaires par rapport à 0.3 mSv (vue profil) et 0.7 mSv (vue de face) pour une acquisition radiographique pour la même partie. Il est à noter également que l'acquisition dans un scanner classique se fait en position couchée, ce qui peut avoir un impact pour comprendre le fonctionnement des articulations en général et l'articulation gléno-humérale en particulier.

Les reconstructions 3D à partir des scanner 3D est souvent considérée comme la référence pour les recherches en biomécanique. Dans le cas spécifique de l'épaule, la segmentation automatique de l'omoplate est par contre difficile à cause de sa complexité de forme. Une intervention manuelle est nécessaire, ce qui rend le processus de reconstruction long et difficile à faire entrer en routine clinique. Notons par ailleurs que peu d'études ont mesuré la fiabilité de la reconstruction de l'omoplate à partir des images scanners. Afin de diminuer le niveau d'irradiation, le scanner pris pour la planification chirurgicale d'épaule contient seulement l'articulation gléno-humérale sans l'omoplate entière (*Figure 2.10*).

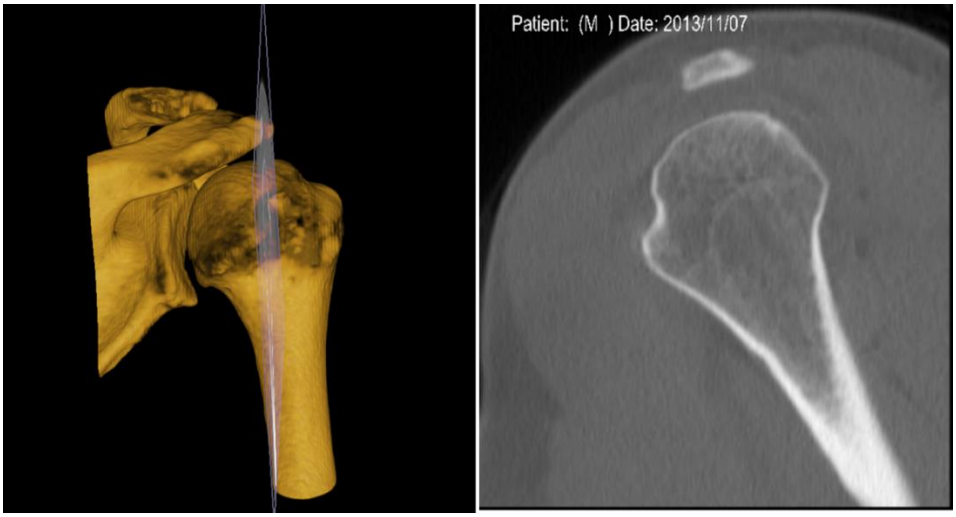


Figure 2.10 Une coupe d'image du scanner 3D de l'articulation gléno-huméral en routine clinique (droite) avec le rendu volumique 3D des images scanner avec un filtrage qui supprime les tissus moux (gauche).

2.4.2 Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) détecte les différences de teneur en eau entre les tissus et les organes en mesurant la densité de protons dans les tissus. L'image est réalisée par la détection des signaux émis par les atomes d'hydrogène nucléaires lorsqu'ils sont excités par un champ magnétique (European Magnetic Resonance Forum 2014). L'IRM est une modalité d'imagerie non-irradiante. Pour l'analyse du système musculo-squelettique, l'IRM est utile pour visualiser en détails des tissus mous comme le labrum glénoïdien, les ligaments, le cartilage ou les muscles. De nombreux protocoles peuvent être appliqués selon l'utilisation. Une nouvelle méthode de segmentation automatique de l'omoplate, de l'humérus et du cartilage en utilisant l'IRM a été publiée récemment (Yang et al. 2015), avec les erreurs de reconstruction inférieures à 0,9 mm. Par contre, l'IRM n'était pas encore considérée comme une alternative comparable au scanner pour la chirurgie car il est plus difficile d'obtenir une qualité d'image homogène pour la même matière (White et al. 2008). En outre, l'acquisition IRM prend beaucoup plus de temps et est plus coûteuse que le scanner. Par rapport à l'IRM standard, l'IRM ouvert et l'IRM dynamique sont des nouvelles méthodes avec des champs magnétiques générés dans un espace ouvert, ce qui permet de faire l'acquisition en position fonctionnelle, par exemple pour évaluer le déplacement gléno-huméral en plusieurs positions d'abduction de l'épaule.

2.5 Revue de littérature sur les indices cliniques

Dans cette partie, nous présentons une revue de littérature sur les indices cliniques de l'omoplate et de l'humérus. La variation interindividuelle des indices cliniques pourra aider à comprendre les relations qui peuvent exister entre la morphologie et les ruptures de la coiffe des rotateurs ou encore être utiles pour la planification chirurgicale. Cette partie présente aussi certaines méthodes de mesure de ces indices avec des outils d'imagerie médicale utilisés en milieu clinique ou sur des pièces anatomiques par mesure directe (c'est-à-dire en identifiant des points anatomiques directement sur l'os isolé pour calculer des distances ou des angles). Des indications sur la justesse et la reproductibilité sont données lorsqu'elles ont été quantifiées.

2.5.1 Glène

a. Largeur et hauteur de la glène

La hauteur de la glène est la distance maximale entre les points supérieurs et les points inférieurs sur le bord de la glène. La largeur est considérée comme la distance maximale entre les points postérieurs et les points antérieurs sur le bord de la glène, mesurée sur une ligne perpendiculaire au segment présentant la hauteur de la glène, (Kwon et al. 2005; Bryce et al. 2008). Les diamètres de la glène sont importants pour choisir les prothèses d'épaule adaptées aux individus. La mesure des diamètres de la glène est présentée au *Tableau 2.3*.

Tableau 2.3 Synthèse des mesures de la hauteur et largeur de la glène dans la littérature

Para-mètre	**Référence**	**Méthode**				**Nombre sujet**		**Moyenne (Ecart-type) [Min-Max]**		**Justesse**	**Repro-ductibilité**
		Rx	**IRM**	**CT Recon. 3D**	**Mesure directe**	**F**	**H**	**F**	**H**		
Glène Hauteur (mm)	Churchill et al. 2001				X	44	100	33(1.8)	37(1.9)	-	-
	Merrill et al. 2008				X	184	184	34(0.2)	37(0.2)	-	-
	Iannotti et al. 1992		X		X	44(IRM)/ 96(direct)		39(3.7) [30- 48]		-	-
	Kwon et al. 2005			X	X	12		38(5.3) [30-47]		0.2-4.4	-
	Mcpherson et al. 1997	X				93		34(3.9)		-	-
	Bryce et al. 2008			X (avec /sans tissus mous)		20		46(5) [36-53]		1.5-2.1	95%IC < 3
	Ohl et al. 2012			X		43		35 (3)		-	-
Glène Largeur (mm)	Churchill et al. 2001				X	44	100	24(1.2)	28(1.6)	-	-
	Merrill et al. 2008				X	184	184	24(0.2)	29(0.2)	-	-
	Iannotti et al. 1992		X		X	44(IRM)/ 96(direct)		29(3.2) [18-35]		-	-
	Kwon et al. 2005			X	X	12		27(5) [22-35]		0.1-3.8	-
	Mcpherson et al. 1997	X				93		29(3.8)		-	-
	Bryce et al. 2008			X (avec /sans tissus mous)		20		30(3.3) [25-38]		0.9-1.4	95%IC < 2
	Ohl et al. 2012			X		43		26(3)		-	-

Rx, Radiographie plane ; IRM, Image par résonance magnétique ; CT Recon. 3D, Reconstruction 3D à partir des images scanners ; F, Femme ; H, Homme ; IC, Intervalle de confiance

b. Version de la glène

La version de la glène est définie comme l'angle entre les plans de la glène et le plan sagittal. La version de la glène est un paramètre essentiel pour la mise en place d'une prothèse d'épaule. Elle a été étudiée de manière extensive en utilisant des méthodes par mesure directe sur l'omoplate isolée, des mesures en 2D sur une coupe d'image scanner en clinique, ou encore en choisissant 3 points anatomiques dans le modèle 3D reconstruit (*Figure 2.11*). Idéalement, le plan de mesure doit traverser le point trigonum spinae scapulae et le point antérieur et postérieur du bord de la glène. A cause de la variation interindividuelle du positionnement de l'omoplate, l'orientation de l'image brute présente un biais. Plusieurs études ont proposé de corriger la coupe définissant le plan de mesure selon le plan de l'omoplate (Hoenecke et al. 2010; Budge et al. 2011; van de Bunt et al. 2015)(*Figure 2.11*). L'orientation des images 2D axiales sans correction variaient de 5 à 15 degrés avec leurs homologues 3D corrigées dans 47% des cas (Budge et al. 2011). Ceci démontre l'importance de mesurer la version de la glène en 3D. En effet, un mauvais positionnement de la glène peut entrainer une usure prématurée de l'implant glénoïdien (Yongpravat et al. 2013).

Pour quantifier la version de la glène dans le plan de mesure, différents méthodes ont été proposées dans la littérature. Ces méthodes calculent la version comme l'angle entre la ligne passant par le point antérieur et postérieur du bord de la glène et une ligne de référence (Friedman et al. 1992; Poon & Ting 2012; Matsumura et al. 2014) (*Figure 2.13*). La ligne de référence est définie de différentes manières dans la littérature : soit la ligne perpendiculaire à la ligne passant par le point TS et le centre de la glène (Friedman et al. 1992) (*Figure 2.13*a), soit la ligne passant par le centre de la glène et le fond de la voûte glénoïdienne (Matsumura et al. 2014) (*Figure 2.13*b), soit la ligne au milieu des deux bords de la voûte glénoïdienne (*Figure 2.13*c). La voûte glénoïdienne et le bord de la glène sont illustrés à la *Figure 2.12*. Rouleau et al ont comparé ces méthodes et ont trouvé une bonne reproductibilité de l'ensemble de ces méthodes mais suggèrent d'utiliser la méthode de Friedman (Rouleau et al. 2010).

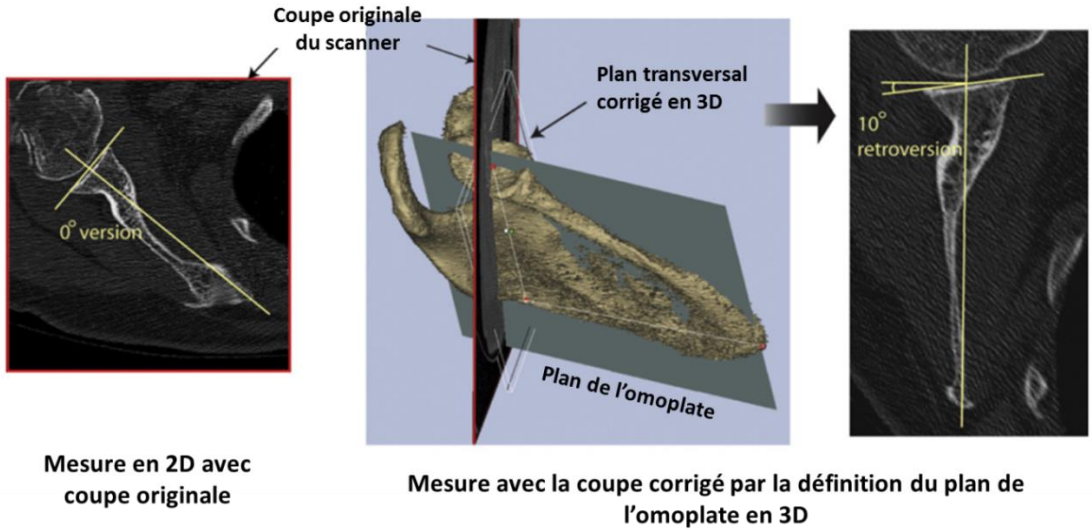


Figure 2.11 Mesure de la version de la glène avec la correction de la coupe permettant de définir le plan de mesure (adapté de Budge et al. 2011)

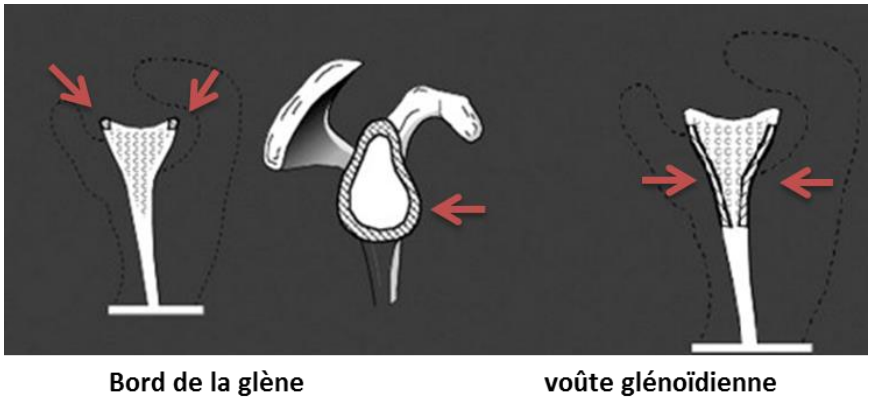


Figure 2.12 Illustration du bord de la glène et la voûte glénoïdienne (adaptée de Williams 2007)

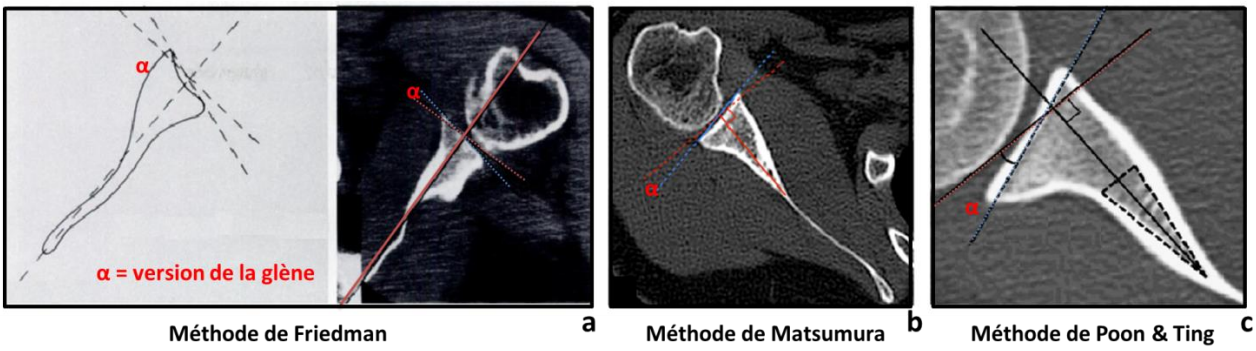


Figure 2.13 Présentation de trois méthodes du calcul de la version de la glène (Friedman et al. 1992; Poon & Ting 2012; Matsumura et al. 2014).

c. Inclinaison de la glène (Habermeyer et al. 2006; Bishop et al. 2009)

L'angle d'inclinaison de la glène correspond à la pente de la glène dans le plan frontal. Il est calculé comme l'angle entre la droite joignant le haut et le bas de la glène et une ligne de référence. La ligne de référence peut être la ligne verticale (Habermeyer et al. 2006) et il devient alors un paramètre positionnel. Cette ligne de référence peut aussi être la ligne perpendiculaire à la ligne passant par le point trigonum spinae scapulae et le point de l'échancrure spino-glénoïdienne (Churchill et al. 2001; Bishop et al. 2009), et ce paramètre devient alors morphologique. Cet angle semble plus important chez des personnes qui développent des ruptures de la coiffe (Daggett et al. 2015), mais il ne semble pas corrélé avec l'amplitude de translation gléno-humérale (Bishop et al. 2009). Ce paramètre est calculé pour comprendre les ruptures de la coiffe et la mise en place d'une prothèse d'épaule. En cas d'arthrose qui influence la partie inférieure ou supérieure de la glène, l'angle d'inclinaison de la glène sera modifié. Cette modification peut entrainer le descellement de la prothèse (Habermeyer et al. 2006). La synthèse des différentes études sur ces deux paramètres de la glène est présentée au *Tableau 2.3*.

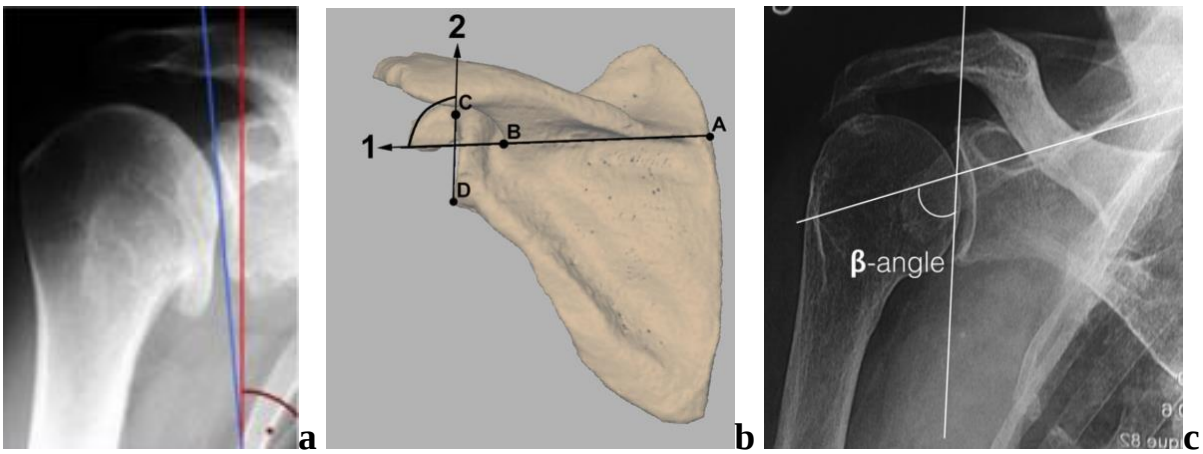


Figure 2.14 Méthode de calcul de l'angle d'inclinaison de la glène en utilisant la ligne perpendiculaire au sol (a) (Habermeyer et al. 2006) et la méthode utilisant la ligne passant par le point trigonum spinae scapulae et le point de l'échancrure spino-glénoïdienne, mesuré en 3d (b) (Bishop et al. 2009) *ou sur une image radiographie plane 2D (c) (Daggett et al. 2015).*

Tableau 2.4 Synthèse des mesures de la version et l'inclinaison de la glène

	Référence	Méthode					Méthode de Calcul	Nombre sujet		Moyenne (Ecart-type) [Min-Max]		Justesse	Repro-ductibilité
		Rx	CT	CT ajusté	CT recon. 3D	Mesure directe		Arthrose	Asymp.	Arthrose	Asymp.		
Glène Version (°)	Churchill et al. 2001					X	-		172	-	2(4) [-10- 11]	-	-
	Nyffeler et al. 2003	X	X				Friedman	25 instabilités 25 prothèses		3[-7-6] instabilité 2[-16-23] prothèse		86% surestimé de 6	ICC=0.94
	Matsumura et al. 2014		X				Friedman/ Matsumura	150	150	11(9.3) (Friedman) 18(9.1)(Matsumura)	1(3.2) (Friedman) 9(2.7) (Matsumura)	-	ICC=0.90 – 0.93
	Poon & Ting 2012		X				Poon&Ting /Friedman	63	107	-10(13) (Friedman) 25(6) (Poon&Ting)	-1(6) (Friedman) 19(3)(Poon&Ting)	-	ICC méthode =0.96 ICC opérateur 0.95-0.96
	Budge et al. 2011		X		X		Friedman	34		5(3.8) [10-4]	-	35%5-10 12% >10	ICC 2D= 0.94-0.95 ICC 3D= 0.88-0.91
	van de Bunt et al. 2015		X	X			Friedman		20	-	−1 (6) [−14-11] CT −3(4) [−21-6] CT ajusté	2(5.6) [−13-26]	-
	Kwon et al. 2005				X	X	Friedman		12	-	-2(5.5) CT -1(5.4) mesure direct	1(0.7)	-
Inclinaison positionnelle (°)	Habermeyer et al. 2006	X					-	100	100	–13(8.7) [–32- 7]	–2(4.1) [−12 à 7]	-	-
Inclinaison morphologique (°)	Churchill et al. 2001					X	-		172	-	4(3.4) [-2 - 16]	-	-
	Bishop et al. 2009*				X		-	21 Rupture coiffe postopératoire 21 côté asymp.		1(4) Rupture coiffe postopératoire 2(4) côté asymp.		-	ICC=0.94
	Daggett et al. 2015	X		X			-	25 Arthrose 25 Rupture coiffe		5 (55.6) [-9-13] Arthrose 14(4.3) [7-23] Rupture coiffe		-	-

Rx, Radiographie plane; CT, Images coupes du scanner; CT ajusté, Mesure calculé depuis identification des points anatomiques sur les images du scanner 3D; CT recon. 3D, Reconstruction 3D à partir des images scanners; Asymp., Asymptomatique; Rupture coiffe, Rupture de la coiffe des rotateurs. Pour la version de la glène, une valeur positive correspond à une rétroversion de la glène; l'antéversion de la glène étant négative. Et pour l'angle d'inclinaison de la glène, une valeur positive indique une glénoïde dirigée vers le haut (*superiorly directed glenoid*) et une valeur négative indique une glène dirigée vers le bas (*inferiorly directed glenoid*) (Habermeyer et al. 2006). * Nous avons adapté la mesure de Bishop et al. 2009 qui ont mesuré l'angle supplémentaire de l'angle d'inclinaison morphologique de la glène, pour comparer des données avec d'autres études.

Nous pouvons observer que les valeurs des mesures de la version de la glène sont autour de -1° à 2° avec la méthode de Friedman. La valeur de la rétroversion de la glène semble plus importante avec la méthode de Matsumara et al. et encore plus importante avec celle de Poon & Ting (Poon & Ting 2012; Matsumura et al. 2014). Chez les patients avec une arthrose, la version de la glène présente une rétroversion plus importante que chez les sujets asymptomatiques quelle que soit la méthode de mesure utilisée. Ainsi, les mesures de la version de la glène sur une coupe d'image scanner sans ajustement peut entraîner des erreurs importantes. Peu d'étude se sont s'intéressés à la justesse de mesure. Malgré les recherches présentant une bonne reproductibilité entre différents opérateurs et différentes méthodes de mesure dans une coupe d'image non ajustée, il faut noter que le coefficient de corrélation intraclasse ne représente pas la justesse, mais seulement la reproductibilité de la mesure. Chez les sujets avec une rupture de la coiffe des rotateur, la glène semble plus inclinée dans la partie supérieure de la glène.

2.5.2 Omoplate

a. Longueur du col de l'omoplate (Torrens et al. 2009)

La longueur du col de l'omoplate est définie comme la distance entre le point inférieur de la glène et le point qui présente le changement de courbure au niveau du col de l'omoplate. L'étude de Torrens est présentée au *Tableau 2.5* (Torrens et al. 2009)**.** Ce paramètre pourrait être un indice utile pour prédire les encoches scapulaire dans le cas de prothèse inversée (Torrens et al. 2009; Smith et al. 2015), néanmoins sa reproductibilité semble faible (ICC 0.5 à 0.66).

Tableau 2.5Mesure de la longueur du col de la scapula (mm)

Référence	**Méthode**	**Pathologie**	**Nombre sujet**		**[Min-Max]**	**Reproductibilité**
Torrens et al. 2009	Goniomètre /CT recon. 3D	fracture /instabilité	F	H	vue antérieure [2-4] vue postérieure [3-5]	ICC = 0.50–0.66
			46	27		

b. Angle critique de l'épaule (*Critical shoulder angle*)

L'angle critique de l'épaule, décrit comme le « critical shoulder angle » dans la littérature, est l'angle entre la ligne passant par le point inférieur et supérieur de la glène et la ligne passant par le point inférieur de la glène et le point antéro-supérieur de l'acromion, calculé sur des images radiographiques ou sur une coupe d'image scanner (Moor et al. 2013) (*Figure 2.15*). Cet indice mesure en fait la combinaison de l'angle d'inclinaison et la position de l'acromion

par rapport à la glène (Moor et al. 2013). Il est considéré comme un paramètre relié à la déchirure complète des tendons de la coiffe des rotateurs (Moor et al. 2013; Moor et al. 2014; Daggett et al. 2015; Pandey et al. 2016). A notre connaissance, aucune recherche n'a encore permis de mesurer ce paramètre en 3D. Une synthèse de mesure de cet angle en 2D est présentée au *Tableau 2.6*.

Figure 2.15 Mesure de l'angle critique de l'épaule sur une radiographie (adapté de Daggett et al. 2015)

Tableau 2.6 Synthèse des mesures sur l'angle critique de l'épaule

Référence	**Méthode**	**Nombre sujet**			**Moyenne (Ecart-type) [Min-Max]**		
	Rx	**Asymp.**	**Arthrose**	**Rupture coiffe**	**Asymp**	**Arthrose**	**Rupture coiffe**
Daggett et al. 2015	X		25	25		28(3.4) [17-33]	38(3) [34-45]
Moor et al. 2014	X	96	102	102	33(2.1) [27-39]	28(3.3) [19-36]	36(2.8) [30-44]

Rx, Radiographie plane ; Asymp., Asymptomatique; Rupture coiffe, Rrupture de la coiffe des rotateurs.

La valeur de cette mesure semble cohérente entre les 2 études, mais sa justesse n'a pas été évalué. On peut noter par ailleurs que cet angle semble plus important chez les sujets avec une rupture de la coiffe des rotateurs et qu'il diminue chez les sujets étant atteints d'arthrose.

2.5.3 Humérus

a. Rayon de la tête humérale (Boileau & Walch 1997)

Le rayon de la tête est souvent estimé comme le rayon d'une sphère approximée par moindres carrés sur la partie couverte du cartilage (*Figure 2.16*). Ce paramètre permet d'estimer la taille de l'implant qui devra être posé sur le patient. Pour optimiser le résultat d'une prothèse d'épaule de type anatomique, la prothèse doit respecter l'anatomie de la partie supérieure de l'humérus.

b. Inclinaison de la tête humérale (Pearl & Volk 1996; Jeong et al. 2009)

L'inclinaison de la tête correspond à l'angle entre l'axe de la partie supérieure de la diaphyse humérale et la normale du plan de la tête humérale (*Figure 2.16*). Ce plan est défini par la méthode des moindres carrés comme le plan passant par les points sélectionnés sur la nuque de la tête humérale (Boileau & Walch 1997; Jeong et al. 2009). L'inclinaison de la tête humérale permet de prévoir et d'analyser le positionnement du composant huméral de la prothèse d'épaule de type anatomique. Les recherches mesurant le rayon et l'angle d'inclinaison de la tête humérale sont résumées au

Tableau 2.7.

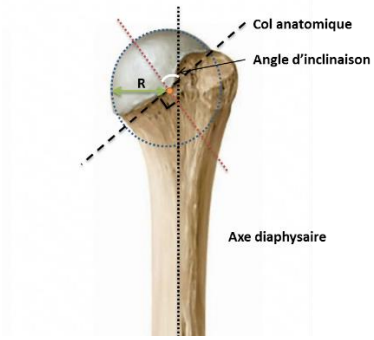


Figure 2.16 Mesure du rayon et l'angle d'inclinaison de l'humérus droit (image d'anatomie de l'humérus adaptée de Schuenke et al., 2010)

Tableau 2.7 Synthèse des mesures du rayon et l'inclinaison de la tête humérale

Paramètre	**Référence**	**Méthode**				**Nombre sujet**		**Moyenne (Ecart-type) [Min-Max]**
		Rx	**CT**	**CT recon. 3D**	**Mesure directe**	**F**	**H**	
Rayon tête humérale (mm)	Boileau & Walch 1997				X	65		23(2.7) [19-28]
	Robertson et al. 2000		X			30	30	23(2) [17-28]
Inclinaison tête humérale (°)	Pearl & Volk 1996	X				65		41(4.7) [32-51]
	Jeong et al. 2009*			X		2058		45 [43-65]
	Robertson et al. 2000			X		30	30	42(3) [34-47]

Rx, radiographie plane; CT, images coupes du scanner; CT recon. 3D : reconstruction 3D à partir des images scanners; F, femme ; H, Homme.

* Nous avons adapté la mesure de Jeong et al. 2009 qui ont mesuré l'angle supplémentaire de l'angle d'inclinaison de la tête humérale, pour comparer des données avec d'autres études.

2.5.4 Relation gléno-humérale

a. Distance sous-acromiale (Cotton et al. 1964; Petersson & Redlund-Johnell 1984)

La distance sous acromiale mesure l'espace entre la tête humérale et l'acromion, généralement à l'aide d'images radiographiques planes en position debout. La diminution de la distance sous-acromiale est souvent associée à un dysfonctionnement ou une rupture des tendons de la coiffe des rotateurs. La mesure de cet indice permet de comprendre la sévérité de la pathologie, pour ensuite aider à analyser la mise en place de la prothèse d'épaule en préopératoire et en postopératoire (*Tableau 2.8*).

Tableau 2.8 Synthèse des mesures de la distance sous acromiale

Référence	Méthode		Nombre sujet/objet				Moyenne (Ecart-type) [min max]				Justesse
	Rx	CT/ IRM	Arthrose	Asymp.	Instabilité	Rupture coiffe	Arthrose	Asymp.	Instabilité	Rupture coiffe	
Cotton et al. 1964	X		1	6	60	7	4-5	11 [6-14]	[2-11]	[1-9]	-
Weiner & Macnab 1970	X			60		59		[7-14]		[1-13]	-
Goutallier et al. 2011	X					109				8-10 (1.4-2.8) [1-12] selon types de rupture	-
Petersson & Redlund-Johnell 1984	X			175				10 (1.5)			-
Werner et al. 2008	X	X	50		50	100	[4-13] Rx [4-15] CT/IRM				Biais : IRM/CT = 0.5×Rx+3.8

Rx, Radiographie plane; CT, Images coupes du scanner; IRM, Image par résonance magnétique; Asymp. : Asymptomatique; Rupture coiffe, rupture de la coiffe des rotateurs.

b. Offset de la tête humérale par rapport à la glène (Iannotti et al. 1992)

L'offset de la tête humérale par rapport à la glène est calculé comme la distance entre la grande tubérosité et le centre de la glène. Cet indice donne une indication du bras de levier du deltoïde et de l'importance de l'usure osseuse de la glène et de la tête humérale. Un paramètre similaire a été présenté par Iannotti et al, qui mesure la distance entre la tubérosité et la ligne passant par le col de l'omoplate, parallèlement à la ligne passant par le point inférieur et supérieur de la glène (Iannotti et al. 1992)**.**

c. Distance entre l'acromion et la grande tubérosité et distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne

Ces deux paramètres permettent d'estimer et d'analyser la longueur et le trajet du deltoïde, pour ensuite analyser le fonctionnement de la prothèse inversée de l'épaule. La distance acromion-grande tubérosité peut donner une indication sur le trajet des fibres du deltoïde moyen.

2.5.5 Conclusion

Les mesures en 2D avec une coupe d'image scanner ou IRM ou avec la radiographie plane présentent des valeurs de reproductibilité inter-opérateur assez satisfaisantes, mais quand on compare ces mesures avec une mesure en 3D (reconstruction 3D ou une coupe d'image ajustée), les erreurs sont souvent importantes. Cela montre que les mesures des indices cliniques en 3D sont nécessaires.

CHAPITRE 3 REVUE DE LA LITTÉRATURE
DES METHODES DE RECONSTRUCTION 3D à Partir des images 2D

3.1 Introduction

Comme mentionné au Chapitre 2, les modèles personnalisés 3D sont de plus en plus demandés pour la planification chirurgicale et les recherches en biomécanique. Ces modèles personnalisés peuvent être obtenus par la segmentation d'une série de coupes d'images acquises par les méthodes d'imagerie en 3D comme le scanner ou l'IRM. L'utilisation d'une connaissance de la forme de l'objet *a priori* permet d'automatiser la reconstruction (Yang et al. 2015) ou améliorer la fiabilité (Valenzuela et al. 2015). La connaissance a priori se présente sous la forme d'un modèle générique obtenu à partir d'une base de données de mêmes formes. Pour diminuer la dose d'irradiation du scanner ou/et assister à la chirurgie en temps réel avec les images en fluoroscopie (vidéo radiographies continue), les recherches ont développé des méthodes de reconstruction 3D à partir d'une ou plusieurs images radiographiques en utilisant le modèle générique a priori (Zheng et al. 2009; Baka et al. 2010; Gamage et al. 2011; Chaibi et al. 2012; Aubert et al. 2014). C'est ce qu'on appelle la reconstruction 2D/3D. Les images radiographiques présentent seulement une projection de l'objet dans le plan d'image. Il est impossible d'obtenir une information complète d'un objet 3D à partir ces informations partielles sans modèle générique. Le processus de reconstruction est de chercher à faire apparier les repères ou contours du modèle générique a priori avec les caractéristiques des images. Le défi de la méthode de reconstruction 2D/3D est de minimiser les erreurs d'appariement et d'autres erreurs de reconstruction pour construire l'objet avec le bon positionnement et la bonne géométrie. De plus, la méthode doit pouvoir s'adapter pour construire une géométrie qui diffère de la normale pour les sujets pathologiques ou possédant une prothèse.

3.2 Mode de représentation d'un modèle générique

Pour définir un modèle générique comme information *a priori*, il existe différentes approches qui ont été présentées dans la littérature. Elles peuvent être classées selon différents types de mode de représentation de l'objet.

a. Modèle générique surfacique

Le modèle générique surfacique présente l'objet par un nuage de points et un maillage associé, ainsi il peut inclure des points internes de l'objet. Le modèle qui est utilisé dans les méthodes statistiques de type analyse par composantes principales est ce qu'on appelle le modèle statistique de forme (*Statistical shape model, SSM*), aussi appelé modèle à distribution de points (point distribution model)(Cootes et al. 1994; Cootes et al. 1995). Un modèle générique peut aussi contenir plusieurs structures, c'est le modèle hiérarchique ou multi-objet.

b. Modèle générique volumique

Le modèle générique volumique est constitué de nœuds auxquels on associe une valeur de densité. La méthode a déjà été implantée pour la reconstruction du bassin (Lamecker et al. 2004; Ehlke et al. 2013) et les membres inférieurs (Sarkalkan et al. 2014). Mais cette méthode est relativement difficile à appliquer pour l'omoplate, car les structures osseuses comme les côtes, la clavicule sont très proche de l'articulation gléno-humérale et leur superposition sur l'image rend la détection de l'omoplate en entier plus difficile.

c. Modèle générique pseudo volumique

Le modèle est constitué de plusieurs maillages surfaciques qui définissent chacun un milieu de densité homogène. Le milieu externe présente une épaisseur corticale qui a une intensité plus importante que le milieu interne. Le modèle est plus efficace en termes de temps de calcul mais moins précis par rapport au modèle générique volumique.

d. Modèle paramétré morpho-réaliste

Une forme peut être divisée en différentes régions, présentées par des primitives géométriques comme des points, des droites, des sphères ou des ellipses. Le modèle surfacique peut donc être représenté par des descripteurs de ces primitives géométriques, qu'on appelle le modèle paramétré morpho-réaliste. Les approches utilisant un modèle paramétré a été développée pour différentes parties du corps, dont l'omoplate (Lagacé et al. 2012), la cage thoracique (Aubert et al. 2014), les membres inférieurs (Chaibi et al. 2012; Quijano et al. 2013), et l'humérus (Lebailly et al. 2012).

3.3 Apprentissage à partir d'une base de données

L'utilisation d'un modèle générique *a priori* pour but de prédire, à partir d'un nombre réduit de paramètres qui sont directement visibles sur les images ou calculable depuis les repères visibles sur les images, un sous ensemble des paramètres décrivant un modèle personnalisé. Pour prendre au mieux le modèle personnalisé, il est nécessaire d'analyser une base de données du même objet par des méthodes statistiques.

3.3.1 Base de données

Des objets segmentés depuis les images scanners sont en général nécessaires pour entraîner les données. Pour tous les modèles présentés dans la section 3.2 à l'exception du modèle générique volumique, seulement la surface de l'objet est nécessaire pour l'analyse statistique. Pour un modèle générique volumique, la distribution de densité interne peut être obtenue par une base de données de la segmentation d'images scanners qui contiennent les coefficients d'altérations de chaque voxel qui impacte l'intensité de l'objet (Cootes et al. 1995; Cootes et al. 2001).

Les inférences statistiques entre différents paramètres descriptifs des primitives géométriques décrivent la morphologie de différentes régions (Chaibi et al. 2012). Un tel modèle paramétrique est également construit à partir d'une base de données, pour obtenir les inférences statistiques par des méthodes de régression. Contrairement au SSM, on peut

avoir recours dans certains cas à une base de données plus petite pour reconstruire un objet, comme cela a été réalisé pour l'omoplate par exemple (Lagacé et al. 2012). Par contre, l'utilisation d'un modèle paramétrique avec une approche multi-objets comme pour le modèle de la colonne vertébrale (Humbert et al. 2009), nécessiterait une base de données plus importante. En effet, dans ce cas précis, les inférences statistiques sur les angles et les longueurs sont beaucoup utilisées pour pré-dimensionner le modèle.

3.3.2 Alignement

Afin d'en étudier la forme, il est souvent nécessaire d'aligner les objets. Pour ce faire, la méthode dite « *Generalized Procrustes Alignment (GPA)* » (annexe 2) est la plus utilisée. La méthode est basée sur le processus d'alignement par Procruste, qui consiste à minimiser par moindres carrées les distances entre les points de l'objet cible et les points de l'objet source (Gower 1975; Goodall 1991). Il faut noter que le GPA peut être appliqué sur un ensemble de points. Certaines recherches appliquent la méthode sur un nombre de points restreints qui peuvent être des points contrôles. Cette approche permet d'éviter les fausses mise en correspondances des nœuds du maillage de l'objet et permet ainsi d'inclure les informations de positionnement de l'objet (Baka et al. 2010; Clogenson et al. 2014).

Une régionalisation manuelle des différentes structures permet d'aligner ou d'extraire l'information utile par région, tout en évitant la mauvaise mise à correspondante pour le calcul du modèle moyen et de sa variation de forme (Chaibi et al. 2012). Ceci est en effet similaire à l'utilisation des points de contrôles, mais les points obtenus par des méthodes de moindres carrées sont parfois plus fiables que les points choisis sur la surface de l'objet.

3.3.3 Analyse statistique

a. Analyse par composantes principales

Cette méthode peut être appliqué sur le nuage de points de l'objet surfacique (Cootes et al. 1994; Cootes et al. 1995), ou sur un nombre de paramètres réduit, extrait depuis le modèle surfacique paramétré (Aubert et al. 2014).

Une fois les objets alignés, nous calculons la variation de la forme de l'objet par la méthode d'analyse par composantes principales (ACP). La méthode permet de diagonaliser la matrice de covariance, et les valeurs propres représentent les variances sur chacune des composantes principales (Jolliffe 2002). Notons que le nombre de composantes principales est plus petit que le nombre de données. On considère alors que nous avons N objets 3D avec n nœuds alignés; chaque objet P peut donc être représenté comme un vecteur de dimension 3×n

$$s_i = \{x_1, x_2, \dots, x_n, y_1, y_2, \dots, y_n, z_1, z_2, \dots, z_n\}^T$$

Dans ce cas, le modèle moyen $\bar{s}$ (*Équation 3.1*) et la matrice de covariance des vecteurs de la forme (*Équation 3.2*) sont définis par les équations suivantes :

$$\bar{s} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} s_i$$

Équation 3.1 : Modèle moyen présenté comme la moyenne des vecteurs

$$var(s) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(s_i - \bar{s})(s_i - \bar{s})^T$$

Équation 3.2 : Matrice de covariance

Une forme est donc un vecteur, caractérisé par le vecteur de déplacement par rapport à la moyenne : $\boldsymbol{s_i} = \boldsymbol{s}(\boldsymbol{\alpha}) = \bar{\boldsymbol{s}} + \tilde{\boldsymbol{s}}$. En utilisant la méthode de décomposition en valeur singulières sur l'ensemble des coordonnées des points, la matrice de covariance est obtenue comme suit: $\sum = \boldsymbol{UD^2U^T}$. Une forme est donc représentée comme $\boldsymbol{s_i} = \bar{\boldsymbol{s}} + \tilde{\boldsymbol{s}} = \bar{\boldsymbol{s}} + \boldsymbol{UD\alpha}$. Où la matrice orthonormé $\boldsymbol{U}$ contient les vecteurs propres $\boldsymbol{\varphi_i}$ (ou composantes principales) et la matrice $\boldsymbol{D^2}$ contient les valeurs propres $\boldsymbol{\lambda_i}$. Chaque vecteur propre $\boldsymbol{\varphi_i}$ décrit une caractéristique de la variation de forme indépendante des autres, quantifiée par sa valeur propre correspondante $\boldsymbol{\lambda_i}$. En réduisant l'espace de la base des vecteurs propres $\boldsymbol{\lambda_i}$ à $\boldsymbol{p}$ valeurs les plus grandes, nous pouvons obtenir une nouvelle forme qui contient

seulement les variations significatives par la combinaison linéaire des valeurs propres et des vecteurs propres.

Pour un modèle hiérarchie ou multi-objet, la corrélation de positionnement et de forme de ces structures permet de faciliter la reconstruction (Cerrolaza et al. 2015). Par exemple, avec une connaissance a priori de la relation géométrique de l'humérus et de l'omoplate, nous pourrions prédire le positionnement de l'humérus en position de repos, une fois que l'omoplate est reconstruite.

b. Régression linéaire et régression des moindres carrés partiels

Les paramètres de dimension sous forme de longueurs ou d'angles obtenues par les primitives géométriques permettront d'obtenir une corrélation entre eux pour décrire la géométrie de l'objet. S'il existe des paramètres corrélés, une inférence statistique peut être établie pour prédire les paramètres non-visibles ou peu fiables à partir de paramètres visibles et fiables.

Pour prédire un paramètre à partir d'un autre paramètre, dit paramètre prédicteur, on utilise une méthode de régression linéaire. Quand il s'agit de plusieurs prédicteurs, la régression multilinéaire est appliquée. Par contre, en cas de forte corrélation entre les prédicteurs eux-mêmes, la méthode risque de surestimer la proportion de la corrélation, ce qui s'appelle le problème de colinéarité. La méthode de régression des moindres carrées partiels (*partial least square, PLS*) basée sur la méthode de la régression et l'analyse des composantes principales permet de prédire un groupe de paramètres par un autre groupe de paramètres tout en évitant le problème de colinéarité. Mais les valeurs latentes au lieu des paramètres réels sont utilisés pour la prédiction, autrement dit, si un paramètre prédicteur n'est pas identifiable chez un sujet, les corrélations obtenue par la méthode ne permettent plus d'obtenir les paramètres à prédire.

3.4 Pré-positionnement et pré-dimensionnement sur les images et appariement - solution initiale de la reconstruction

Après avoir obtenue le modèle générique, quelle que soit la méthode utilisée, il faut lui appliquer des déformations afin que la projection de celui-ci puisse se superposer aux contours visibles dans l'image. Le pré-positionnement et pré-dimensionnement du modèle initial sur les images est la première étape de la reconstruction avant d'appliquer les méthodes de déformation. L' appariement se fait soit par les contours (Baka et al. 2010; Gamage et al. 2011; Yang et al. 2015), soit par les points (Laporte et al. 2003; Chaibi et al. 2012).

L'extraction des contours d'un modèle surfacique se fait en estimant la position de la source de rayon X et du plan de l'image. Pour des images radiographies biplanes, lorsqu'un point anatomique est visible dans les deux vues, il est appelé un point stéréo-correspondant (SCP). Un repère anatomique visibles sur seulement une des deux vues est appelé un point non stéréo correspondant (NSCP) (Mitton et al. 2000). Nous pouvons localiser un SCP dans l'espace 3D dans la machine EOS car le positionnement des deux sources et détecteurs est connu. Le NSCP pour sa part, se situe sur le segment entre la source rayon X et le point identifié sur l'image. Pour la méthode avec les points appariements, le pré-positionnement est souvent fait en identifiant au moins 3 SCP sur les deux vues d'images ou au moins 2 SCP plus au moins 2 points NSCP pour construire un repère pour positionner le modèle. Dans le dernier cas, un processus itératif sera appliqué, afin d'approcher le modèle le plus possible des lignes de rétroprojection des NSCP. La pré-déformation utilise les paramètres obtenus par ces points identifiés pour prédire les autres paramètres corrélés. Dans la section qui suit, nous allons donc également présenter les différents algorithmes pour déformer une surface ou un contour.

3.5 Méthode de déformation du modèle générique

Les méthodes de déformation en respectant la base de données, mais aussi avec la possibilité de déformer le modèle en dehors de la base de données permettent de modéliser les sujets sains et pathologiques. L'ajout d'une méthode de déformation libre aussi permet d'obtenir un modèle statistique avec une base de données relativement plus petite.

3.5.1 Méthode d'interpolation conforme à la base de données

a. Modélisation de la variation par le processus Gaussien

L'utilisation de la méthode de la régression par le processus Gaussien permet de décrire un modèle probabiliste dans le but d'appliquer des déplacements aux nœuds d'un modèle moyen. Son application est originalement proposé par Grenander & Miller (1998). Cette partie de littérature décrit cette méthode, et elle résulte de l'article de Albrecht et al. (2013). Rappelons que la méthode ACP permet de décrire une forme par un vecteur $\boldsymbol{S} \in \mathbb{R}^{\boldsymbol{p}}$. Il est possible d'interpréter ces vecteurs comme une représentation de fonctions discrètes, dans une domaine fini $\boldsymbol{\Omega} = (\boldsymbol{x_1}, \dots, \boldsymbol{x_n})$. Comme chaque forme est définie par un vecteur correspondant à une fonction discrète, nous avons donc : $\boldsymbol{\Omega} \rightarrow \mathbb{R}^{\boldsymbol{d}}$. Plus précisément, $\boldsymbol{s_i}(\boldsymbol{x_j}) \in \mathbb{R}^{\boldsymbol{d}}$ est le $\boldsymbol{j}^{\text{ème}}$ point sur le $\boldsymbol{i}^{\text{ème}}$ objet. Le modèle moyen ($\bar{\boldsymbol{s}}$) ou disons le vecteur moyen μ est la moyenne des fonctions (*Équation 3.3*), et la matrice de covariance devient la covariance des fonctions (*Équation 3.4*) :

$$\boldsymbol{\mu}(\boldsymbol{x}) = \frac{\boldsymbol{1}}{\boldsymbol{N}} \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} \boldsymbol{s_i}\,(\boldsymbol{x})$$

Équation 3.3 Modèle moyen présenté sous forme de processus Gaussien

$$\sum(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{x}') = \frac{\boldsymbol{1}}{\boldsymbol{N}} \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{N}} (\boldsymbol{s_i}(\boldsymbol{x}) - \boldsymbol{\mu}(\boldsymbol{x}))(\boldsymbol{s_i}(\boldsymbol{x}) - \boldsymbol{\mu}(\boldsymbol{x}))^{\boldsymbol{T}}$$

Équation 3.4 La matrice de covariance sous forme de processus Gaussien

En considérant que les données suivent une répartition normale, la moyenne des fonctions et la matrice de covariance définissent alors le processus Gaussien $GP(\mu, \sum)$. Si on identifie le domaine comme le modèle moyen, on peut interpréter une forme comme un modèle Gaussien avec une moyenne égale à zéro : $\mathbf{GP}(\mathbf{0}, \sum)$**.**

La prédiction de la forme par le processus Gaussien ne permet pas de déformer une forme qui ne suit pas la loi de distribution à partir de laquelle la matrice de covariance a été estimée. Les méthode d'interpolation libre sont nécessaire pour personnaliser ces formes abbérentes surtout pour l'os pathologique.

3.5.2 Méthode d'interpolation libre

D'autres méthodes ont été proposées pour permettre davantage de déformation tout en gardant la courbure de la surface du modèle sans dépendre de la base de données (Albrecht et al. 2013).

a. Noyaux Gaussien

La matrice de covariance est obtenue par l'analyse des composantes principales sur l'atlas de formes alignées pour un *SSM*. Dans le cas où on ne dispose pas de cette base de données, la seule solution pour définir la fonction de covariance est de faire l'hypothèse que le champ de déformation est lisse. Pour ce faire, un noyau gaussien scalaire (*scalar valued Gaussian kernel*) peut être utilisé pour définir la matrice de covariance (*Équation 3.5*) :

$$\boldsymbol{K(x, x') = s\ exp}\left(-\frac{\|x-x'\|^2}{\sigma^2}\right)$$

Équation 3.5 Noyaux gaussien scalaire

Où s et σ sont deux paramètres prédéfinis pour une loi de distribution Gaussien: s est l'amplitude de la courbe et σ est l'amplitude de la distance des points. Nous pouvons observer que plus la distance entre deux points est grande, plus la corrélation est faible entre les deux points. La matrice de covariance est donc définie comme une matrice diagonale de noyaux gaussiens pour une déformation :

$$K(s,s') = \begin{pmatrix} s_1\, exp\left(-\frac{\|x-x'\|^2}{\sigma_1^2}\right) & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & s_d\, exp\left(-\frac{\|x-x'\|^2}{\sigma_d^2}\right) \end{pmatrix}$$

Équation 3.6 La matrice de covariance diagonale de noyaux gaussiens

b. Krigeage dual

La méthode du krigeage dual est proposé par Trochu pour interpoler le contour d'un grand nombre de données (Trochu 1993). Le krigeage dual est la décomposition de la fonction comme la somme de la valeur moyenne (la dérive) et des fluctuations autour de la moyenne (*Équation 3.7*) :

$$U(X) = D(X) + C(X)$$

$$U(X) = \sum_{l=1}^{M} a_l p_l(X) + \sum_{j=1}^{N} b_j K(|X - X_j|)$$

Équation 3.7 krigeage dual

$D(X)$ S'appelle le *drift* et $C(X)$ est la covariance des fonctions. Un krigeage avec seulement le drift s'appelle krigeage simple. Avec le même noyau choisi, le krigeage dual et le processus Gaussien présentent des interpolations similaires. Si dans un krigeage, le drift est linéaire et le $\mathbf{K(h) = h}$, la méthode est équivalante à la méthode dite Thin plate spline (TPS) (Duchon 1977). Cette dernière a déjà été utilisée dans un processus de reconstruction 2D/3D pour déformer un modèle a priori repositionné sur des contours extraits de l'image de structures osseuses (Zheng et al. 2009; Baka et al. 2011; Gamage et al. 2011).

c. *Moving least squares*

La méthode *moving least squares* applique des déformations locales presque rigides à l'objet à déformer. On considère que $p_i = \{x_i, y_i, z_i, \dots, x_n, y_n, z_n\}$ est un nuage de

n points en 3D, tandis que $\boldsymbol{q_i}$ représente ce nuage de points après la déformation. Pour trouver la déformation la plus rigide possible (*as-rigid-as-possible)*, il faut trouver en tout $\boldsymbol{x} = \{\widehat{\boldsymbol{x_1}}, \widehat{\boldsymbol{x_2}}, \dots, \widehat{\boldsymbol{x_q}}\}$ transformations rigide $\boldsymbol{T}$ qui minimisent l'équation suivante :

$$\sum_{i=1}^{n} \boldsymbol{w_i} \|\boldsymbol{T_x}(\boldsymbol{p_i}) - \boldsymbol{q_i}\|^2$$

Équation 3.8 La méthode moving least square

Où $\mathbf{w_i}$ représente une fonction de poids de déformation. Dans la méthode actuelle $\boldsymbol{w_i}(\boldsymbol{x}) = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{d}(\boldsymbol{p_i}, \boldsymbol{x})^{2\alpha}}$, ou $\boldsymbol{d}$ est la distance entre un point $\mathbf{x}$ et $\mathbf{p_i}$, et α est une constante qui contrôle l'importance de la déformation (Cuno et al. 2007; Cuno et al. 2008; Cresson et al. 2008). Les primitives géométriques permettent d'appliquer la déformation tout en gardant la forme générale de chaque région.

d. *Moving least squares* avec les primitives géométriques

Les primitives géométriques sont définies selon la forme de différentes régions. Elles permettent de décrire les paramètres cliniques et géométriques et d'appliquer une déformation. Les primitives géométriques peuvent avoir la forme d'un point, d'un segment de droite ou d'un cylindre (Cuno et al. 2008; Cresson et al. 2008).

Tableau 3.1 Paramètres descriptifs de différentes primitives géométriques

Primitive géométrique	Descripteurs	
Point	Coordonnées	$\{x_1, y_1, z_1\}$
Droite	Coordonnées des points extrémités	$\{x_1, y_1, z_1\}$, $\{x_2, y_2, z_2\}$
Sphère	Rayon Coordonnées du centre	R_1 $\{x_1, y_1, z_1\}$
Ellipse	Rayon de l'axe long et de l'axe court Coordonnées du centre Plan d'orientation	R_1, R_2 $\{x_1, y_1, z_1\}$ $\{x_n, y_n, z_n\}$

Plus un point est proche d'une primitive, plus il est influencé par son déplacement et son changement d'échelle. La distance $\boldsymbol{d}(\boldsymbol{p_i}, \boldsymbol{x})$ entre un point sur la surface de l'objet et une primitive est considérée comme : 1) la distance entre ce point et la primitive géométrique (point, droite) ; 2) la distance entre ce point et la surface de la primitive géométrique (cylindre, sphère) ou 3) la distance entre la projection de ce point dans le plan d'un cercle ou une ellipse et son bord. La méthode a été utilisée dans le modèle paramétrique morpho-réaliste comme présenté à la section 3.2.

3.6 Conclusion sur les méthodes de reconstruction 2D/3D

L'utilisation de la méthode ACP et du processus Gaussien permet de décrire un modèle probabiliste depuis des informations partielles d'une forme. La taille de l'échantillon suffisant pour cette méthode dépend de plusieurs facteurs : le bruit de la base de données, la dimension de la forme (2D ou 3D), le nombre de vecteurs propres à utiliser (Mei et al. 2008) et de la variation de la forme qui est difficile à quantifier. Quand il s'agit de déformation par le processus gaussien, il est absolument nécessaire que la forme qui impose la déformation fasse partie de la base de données. De plus, dans un contexte d'analyse de déformations osseuses pathologiques, il ne faut pas oublier qu'habituellement, les bases de données ne contiennent que des structures osseuses intactes. Modéliser un os pathologique nécessite donc d'avoir recours à une déformation pour laquelle il n'y a pas de connaissance *a priori*.

La reconstruction 2D/3D demande d'obtenir un modèle 3D personnalisé à partir d'informations partielles. Sur les images radiographiques, seuls les contours ou les silhouettes sont visibles et il est parfois difficile de distinguer la variation de la géométrie et la variation de la rotation de l'objet. Ainsi, l'ajout d'information *a priori* est essentielle pour pouvoir générer un modèle 3D personnalisé fiable. Pour générer un modèle générique *a priori*, nous avons décrit deux méthodes basées sur la forme surfacique qui sont assez différentes et qui ont chacune des avantages et des incontinents. La méthode *SSM* demande une base de données relativement grande. La méthode basée sur le modèle paramétrique

morpho-réaliste peut être pour sa part mise en place avec une petite base de données. Par contre, cette méthode nécessite souvent des interventions manuelles de l'utilisateur pour corriger par la suite la déformation par MLS. Or, l'intervention d'un utilisateur réduit généralement la répétabilité de la procédure. Enfin, la modélisation des structures pathologiques peut être ajoutée en dernière étape sur les 2 méthodes.

3.7 Méthode de reconstruction de l'épaule V1

Certains des outils présentés plus haut ont été utilisés pour proposer une méthode de reconstruction 3D de l'épaule à partir de radiographies EOS. Cette méthode a fait l'objet de la thèse de PY Lagacé (2012) et la thèse de X. Ohl (2014) et de plusieurs articles scientifiques (Lagacé et al. 2010; Lagacé et al. 2012; Ohl et al. 2012; Ohl et al. 2014; Ohl, Hagemeister, et al. 2015). Nous allons ici en présenter les grandes étapes.

3.7.1 Protocole de l'acquisition

Le sujet est positionné dans la cabine EOS en tournant le corps de 30 à 45° contre la source radiographique pour éviter la superposition des deux épaules. Au total, 7 paires d'images sont acquises, avec la position de l'épaule au repos et ensuite à environ 20°, 30°, 45°, 60°, 90° et 150° d'abduction de l'épaule dans le plan de l'omoplate.

3.7.2 Modèle paramétrique et inférences statistiques

Un modèle paramétrique de l'humérus et de l'omoplate a été créé avec des géométriques primitives suivantes : les bords latéral, médial et supérieur, ainsi que la pointe coracoïde sont présentés par une droite. La glène et l'acromion sont modélisés par une ellipse (*Figure 3.1*). L'humérus est simplifié de manière à représenter la tête par une sphère et la diaphyse comme un cylindre (*Figure 3.1*). Actuellement la seule inférence statistique utilisée dans la méthode concerne la prédiction de la largeur de la glène à partir de sa hauteur.

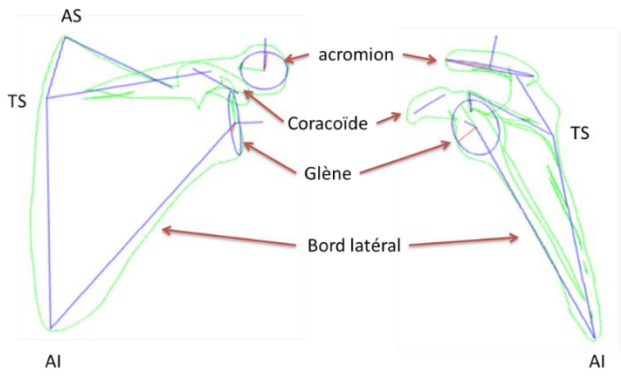


Figure 3.1 Primitives géométriques(en bleu) qui présentent le modèle paramétrique de l'omoplate. Les contours verts : la projection de la surface dans les deux plans.

3.7.3 Procédure de reconstruction

La méthode V1 comporte plusieurs étapes qui sont les suivantes :

a. Identification de repères anatomiques dans les images

b. Pré-positionnement et pré-dimensionnement du modèle moyen paramétré morpho-réaliste dans la première vue

c. Ajustement du modèle manuellement par les primitives géométriques

d. Identification des repères anatomiques dans les autres paires d'images

e. Ajustement manuel à chaque paire d'image et retour vers les images initiales pour confirmer que les déformations sont adéquates

3.7.4 Analyse approfondie de la méthode V1

Le défi de la reconstruction 2D/3D est de personnaliser le modèle à partir des informations partielles visibles dans les radiographies. Par ailleurs, le positionnement de l'omoplate par rapport au plan du corps est très variable chez différents individus. Obtenir la bonne position de l'omoplate est une étape essentielle avant l'ajustement de la forme, car sinon, on risque d'ajuster la forme à partir de projections du modèle 3D mal positionné et donc de déformer le modèle d'une manière non adéquate. Lors de l'analyse de la méthode V1 et de

son utilisation pour produire les résultats présentés au chapitre 4, plusieurs constats ont été faits :

Premièrement la modélisation de l'acromion par une ellipse n'est pas facile à faire. L'acromion est une structure qui peut être courbée et la déformation de l'ellipse a tendance à modifier la distance acromio-humérale de manière non-réaliste. Deuxièmement, le col de l'omoplate ne peut pas être personnalisé dans la version V1, car le modèle paramétré ne possède pas de point de contrôle pour la déformation fine dans cette région.

Troisièmement, on peut constater que certains points anatomiques sont difficilement visibles sur les images. En effet, le point TS en vue de face et le point AS à la fois dans les vues de face et de profil ne sont pas visibles chez la plupart des sujets (*Figure 3.2*).

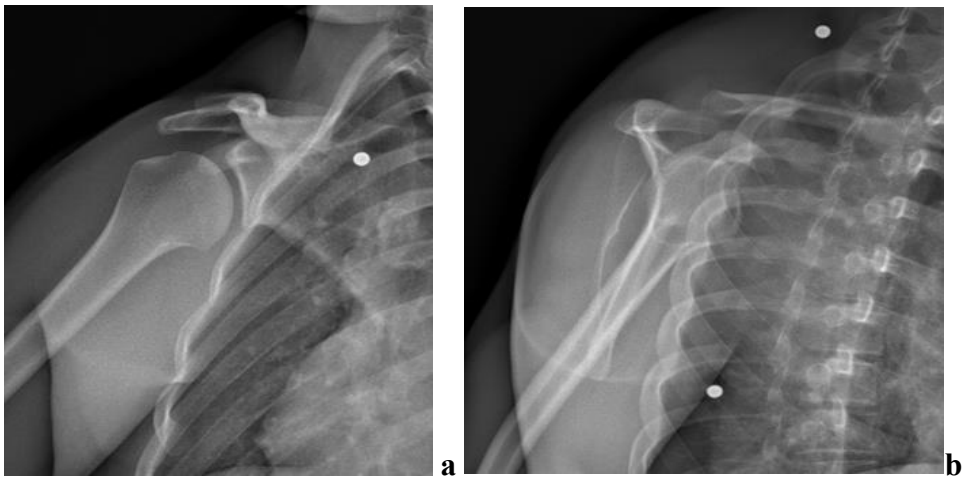


Figure 3.2 Images de radiographies biplanes en vues de face (a) et profil(b)

Quatrièmement, si certains indices cliniques peuvent être directement obtenus par le modèle paramétré après déformation, cela se limite à la largeur, hauteur, version et inclinaison de la glène et à la longueur de l'acromion. En revanche, il faut noter qu'à l'origine, la méthode a été proposée pour quantifier le déplacement gléno-huméral et non pas pour évaluer des paramètres cliniques. Aussi, la fiabilité de mesure de ces paramètres n'a pas été établie dans la thèse de PY Lagacé (2012). Enfin, le temps de reconstruction pour les 7 vues est d'environ de 20 minutes pour un opérateur expert. Par contre, la méthode est complexe à apprendre, même pour un chirurgien avec une bonne connaissance de l'anatomie de l'épaule.

CHAPITRE 4
TRAVAIL PERSONNEL PARTIE 1:
ANALYSE DU DEPLACEMENT GLENO-HUMERAL

La méthode de reconstruction de l'articulation gléno-humérale V1 a été proposée par Lagacé, Ohl e al. et a été expliqué essentiellement pour quantifier le déplacement de la tête humérale par rapport à la glène (Lagacé et al. 2010; Lagacé et al. 2012; Lagacé 2012; Ohl 2014; Ohl, Lagacé, et al. 2015). Cette méthode a été évaluée dans la partie de revue de la littérature. Ce chapitre de travail personnel présente tout d'abord la justesse *in vitro* et la reproductibilité *in vivo* de cette méthode. Par la suite, nous présentons son application sur les sujets *in vivo* avec des ruptures de la coiffe des rotateurs et la comparaison des résultats avec les sujets asymptomatiques. Les données ont été obtenues pendant les thèses de Lagacé (2012) et de Ohl (2014). Leur analyse a été faite dans le cadre de la présente thèse. Ce travail a fait l'objet d'une publication dans le *journal of kinesiology and electromyography* (Zhang et al. 2015).

4.1 Introduction

Les ruptures de la coiffe des rotateurs peuvent entraîner une baisse de fonction de l'épaule et s'accompagner d'un déplacement gléno-huméral anormal. Cette anomalie de déplacement -notamment le déplacement supérieur de la tête humérale (ou la migration de la tête humérale) - a été observé chez les patients avec des ruptures de la coiffe (Poppen & Walker 1976; Ludewig & Cook 2002; Keener et al. 2009; Bey et al. 2011; Lawrence et al. 2014). Toutefois, une évaluation précise du déplacement gléno-huméral dans des positions fonctionnelles reste difficile à faire, en raison du manque d'outils d'investigation qui permettent le suivi direct de la tête humérale par rapport à la glène.

L'analyse tridimensionnelle (3D) *in vivo* du déplacement gléno-huméral dans des positions fonctionnelles de l'épaule a été présenté dans la littérature en utilisant l'imagerie par résonance magnétique (IRM) de type ouverte (Beaulieu et al. 1999; Graichen et al. 2000; Sahara et al. 2007; Massimini et al. 2012) ou des systèmes d'imagerie par fluoroscopie (Bey

et al. 2006; Boyer et al. 2008; Nishinaka et al. 2008; Massimini et al. 2012; Zhu et al. 2012). Dans les deux cas, l'analyse nécessite d'abord la réalisation d'un modèle 3D personnalisé de l'omoplate et de l'humérus basés sur des images scanners (Bey et al. 2006; Nishinaka et al. 2008) ou IRM (Boyer et al. 2008; Massimini et al. 2012; Zhu et al. 2012). L'analyse du déplacement gléno-huméral est alors réalisée par l'enregistrement du modèle sur chaque image fluoroscopique plane (Nishinaka et al. 2008; Zhu et al. 2012) ou sur chaque paire d'images fluoroscopique biplanes (Bey et al. 2006; Boyer et al. 2008; Massimini et al. 2012; Zhu et al. 2012). Cependant, la reconstruction à partir des IRM est une tâche extrêmement longue, et la fiabilité de la reconstruction du squelette 3D est limitée. En outre, l'acquisition à partir du scanner de l'omoplate entière augmente la dose d'exposition du patient aux rayonnements.

Une méthode de reconstruction 3D de l'omoplate et de la tête humérale en utilisant des radiographies biplanes obtenues à faible dose d'irradiation a été proposée par Lagacé, Ohl et al. (Lagacé et al. 2010; Lagacé et al. 2012; Ohl, Lagacé, et al. 2015). Ni la reconstruction ni la calibration du modèle sur les deux images ne nécessitent des acquisitions d'imagerie supplémentaires. La justesse de la surface géométrique de la reconstruction 3D de la scapula avec cette approche a été préalablement validée *in vitro* avec des erreurs moyennes de 1 mm par rapport au modèle segmenté depuis un scanner dans la région glénoïdienne et de 1,3 mm pour la totalité de l'omoplate (Lagacé et al. 2010; Lagacé et al. 2012). Le système de coordonnées centré sur la glène était également obtenu avec une reproductibilité sur les 3 axes de moins de 2° (Ohl, Lagacé, et al. 2015). Cependant, la fiabilité des déplacements de la tête humérale dans le système de coordonnées de la glène n'a pas encore été évaluée.

Cette étude visait donc à évaluer la justesse et la reproductibilité de la méthode de reconstruction basée sur des images radiographies biplanes à faible dose pour l'évaluation du déplacement gléno-huméral en 3D. Son intérêt clinique a été illustré par une analyse préliminaire comparant le déplacement gléno-huméral chez des sujets avec des ruptures de la coiffe des rotateurs avec les sujets asymptomatiques.

4.2 Matériel et méthode

4.2.1 Acquisition des radiographies biplanes

Le protocole d'acquisition comprenait six acquisitions en position debout pour chaque sujet à l'aide du système EOS® à faible dose d'irradiation (EOS Imaging, Paris, France). Chaque acquisition produit simultanément deux radiographies calibrées dans les deux plans orthogonaux : les plans antéro-postérieur et médio-latéral. Pour éviter la superposition des deux épaules, il est demandé aux sujets d'effectuer une rotation axiale d'environ 30° - 45° par rapport à la source de radiographies. Plus précisément, l'épaule cible se trouve toujours dans le coin où il y a des deux détecteurs, comme illustré sur la *Figure 2.8*. Six positions avec l'abduction de l'épaule active dans le plan de l'omoplate à environ 10 ° (position de repos), 20 °, 30 °, 45 °, 60 ° et 90 ° ont été maintenues de manière séquentielle pendant 10 secondes, ce qui est le temps nécessaire pour une acquisition. Les angles d'abduction de l'épaule ont été vérifiés à l'aide d'un goniomètre clinique au cours de l'acquisition.

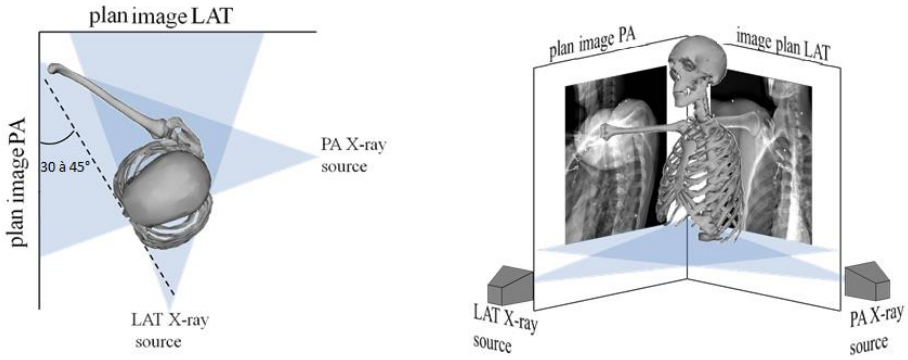


Figure 4.1 Illustration du positionnement du sujet lors de l'acquisition. Deux sources de rayons X et des détecteurs biplans sont positionnés orthogonalement. PA: postéro-antérieur; LAT: latéral.

4.2.2 Quantification du déplacement gléno-huméral

La technique de reconstruction et de recalage pour la quantification des déplacements gléno-humeral a été décrite précédemment par Lagacé et al. (2012; 2010) en utilisant un logiciel spécifique développé au sein du laboratoire. En résumé, un modèle paramétrique

morpho-réaliste généré à partir de 43 omoplates complètes isolés a été utilisé comme une information a priori (Ohl et al. 2012). Pour chaque sujet, un ensemble de repères anatomiques a été défini comme des points stéréo-correspondants (SCP) ou des points non-stéréo-correspondants (NSCP). Les projections des points stéréo correspondants étaient visibles sur les deux vues des radiographies biplanes, alors que les projections des points non-stéréo-correspondants étaient visibles sur une seule vue. Pour chaque omoplate, le processus coracoïde, trigonum spinae scapulae et la bordure latérale de l'omoplate étaient des SCP, et les frontières inférieures et supérieures de la cavité glénoïde, l'angle inférieur et supérieur pouvait être à la fois SCP et NSCP en fonction de leur visibilité sur les images, qui varie selon la morphologie des différents sujets et leur positionnement.

Dans une première étape de la reconstruction, les repères anatomiques ont été sélectionnés sur la première paire d'images (épaule en position de repos). Le modèle 3D a ensuite été projeté sur les deux images et sa forme a été ajustée pour qu'il corresponde aux repères sélectionnés. Ensuite, des réglages manuels fins ont été effectués jusqu'à ce qu'il y avait superposition entre la silhouette projetée des caractéristiques du modèle et l'image afin d'obtenir un modèle personnalisé 3D. L'algorithme *moving least square* a été utilisé pour déformer la surface 3D du modèle (Cuno et al. 2007; Cresson et al. 2008). Pour les positions en l'abduction de l'épaule, les mêmes repères d'épaule ont été identifiés manuellement sur chaque paire d'images pour décaler le modèle reconstruit. En outre, un NSCP dans la première acquisition peut devenir un SCP dans une autre paire d'images. Dans ce cas, cette information supplémentaire de ce point à partir d'autres acquisitions a été ajoutée pour améliorer le modèle.

Les données de déplacement gléno-huméral ont été calculées après le recalage du modèle personnalisé sur chaque paire d'images (*Figure 4.2*). Le déplacement gléno-humeral a été calculé comme le mouvement du centre de la tête humérale par rapport au repère de la glène. L'humérus a été représenté de manière simplifiée comme une sphère et un cylindre (*Figure 4.2*) pour décrire le positionnement de la tête et l'axe de la diaphyse. L'angle d'abduction de l'épaule a été calculé comme l'angle entre l'axe du cylindre et la ligne verticale dans le système de coordonnées de la machine EOS. Le rayon de la sphère a été

estimé à partir de la surface de la tête humérale. Le plan de la glène est le plan par moindre carrés de tous les points situés sur le bord de la glène. Ensuite une ellipse a été générée à partir de ces points dans le plan de la glène pour la construction du repère de la glène. Notons que la définition du repère glène a été présentée dans la partie de la revue de la littérature (Ohl, Lagacé, et al. 2015).

Selon sa définition, l'expression de la position de la tête humérale dans un système d'axes x, y et z au cours du temps permet de décrire le déplacement gléno-huméral dans la direction antéro-postérieure, supéro-inférieure et médio-latérale respectivement. Pour tenir compte des différences de taille des os, le déplacement gléno-huméral en 3D a été exprimé en pourcentage de la largeur de la glène dans la direction antéro-postérieure, de la hauteur de la glène dans la direction supéro-inférieure et du rayon de la tête humérale dans la direction médio-latérale. Le temps nécessaire pour analyser un sujet était d'environ 20 minutes.

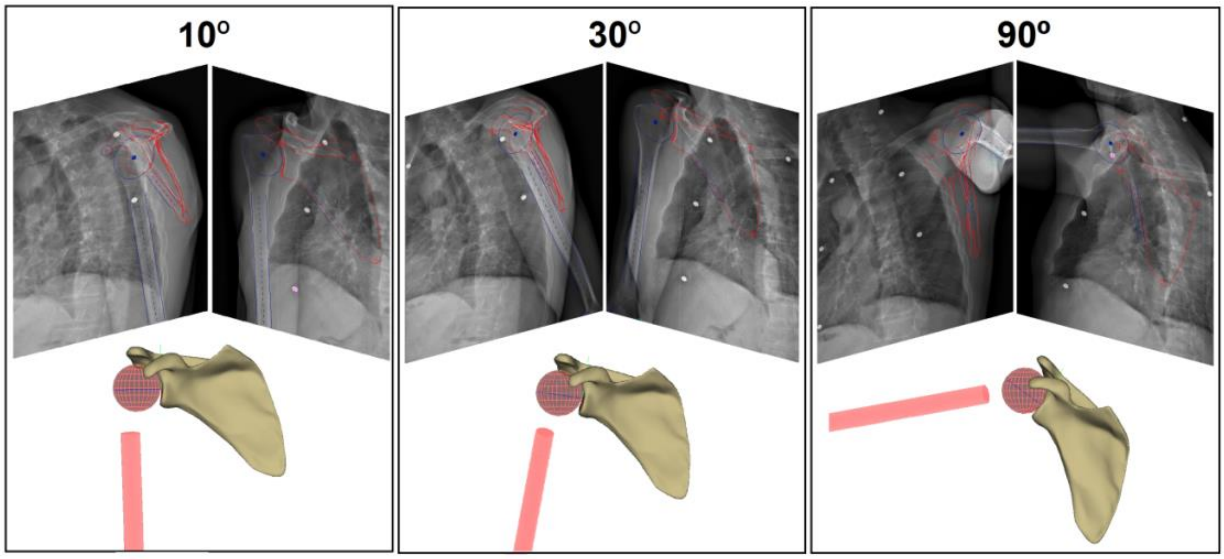


Figure 4.2 Représentation du modèle 3D personnalisé de l'omoplate et de l'humérus pour trois positions d'abduction de l'épaule à environ 10° (position de repos), 30° et 90°

4.2.3 Étude de la justesse et la reproductibilité

La fiabilité des déplacements gléno-humerals 3D a été évaluée à l'aide de cinq spécimens cadavériques d'épaule (trois épaules de deux femmes et deux épaules d'un homme ; âge non connu). Après que les muscles et d'autres tissues mous aient été enlevés, les spécimens ont été installés dans la cabine de EOS tout en les positionnant dans le plan de l'omoplate (orientation et position) de manière similaire à celle décrite pour les sujets *in vivo* (Lagacé et al. 2010). Ensuite, trois acquisitions biplanes ont été prises pour trois angles d'élévation de l'humérus dans le plan de l'omoplate (environ 10 °, 30 ° et 90 °), tout en respectant un rythme scapulo-huméral de 2:1 (ce qui signifie que 2/3 de l'élévation avait lieu entre l'omoplate et le thorax et 1/3 avait lieu entre l'humérus et l'omoplate). Les trois positions ont été choisies pour couvrir la gamme des six positions d'acquisition *in vivo* et parce que la visibilité des points de repère pour les positions intermédiaires ne varie pas beaucoup pour les positions intermédiaires.

Les modèles géométriques de référence 3D des cadavres avaient été obtenus à partir d'un scanner (tranche épaisseur = 0,5 mm) et reconstruits en utilisant le logiciel SliceOMatic (Tomovision, Montréal, Canada). Avant l'acquisition, des billes de tantale et des perles de cuivre (X-medics Scandinavie, Frederiksberg, Danemark) ont été intégrées dans l'humérus et l'omoplate, pour permettre une correspondance exacte entre les modèles 3D et les images 2D à l'étape de recalage. Le calcul résultant des déplacements gléno-huméral à partir des modèles 3D ainsi recalés a été considéré comme la référence.

La reproductibilité intra- et inter-observateur a été évaluée sur des acquisitions *in vivo* à l'aide de cinq sujets (trois hommes, deux femmes, 42-65 ans) par deux observateurs, avec trois répétitions chacune (pour un total de 15 reconstructions pour chaque opérateur). Trois positions d'abduction d'épaules, identiques à celles choisies pour l'évaluation *in vitro*, ont été utilisées.

4.2.4 Étude préliminaire

Pour évaluer l'intérêt potentiel de la méthode proposée pour les investigations cliniques et les recherches biomécaniques, une étude préliminaire a été proposée. Cette étude a porté sur la comparaison des déplacements gléno-huméraux chez des patients avec des ruptures de la coiffe des rotateurs et des sujets asymptomatiques.

Sujets et acquisitions des images

Quinze patients qui présentaient des symptômes à l'épaule (baisse de la fonction et/ou douleur pendant plus de trois mois), des ruptures de la coiffe des rotateurs et des infiltrations graisseuses ont été recrutés. Les ruptures de la coiffe des rotateurs et les infiltrations graisseuses ont été diagnostiquées à l'aide d'images de résonance magnétique (IRM) lues par une radiologue expérimentée. La rupture pouvait toucher les quatre muscles de la coiffe : muscles du sus-épineux, du sous-épineux, du sub-scapulaire et le muscle du petit rond. Dans cette étude seules les ruptures affectant les muscles du sus-épineux, du sous-épineux et du sub-scapulaire ont été prises en compte, alors que le muscle du petit rond a été exclu car ceci est un cas rare. L'infiltration graisseuse a été examinée à l'aide de la classification de Goutallier en 5 stades, où le stade 0 signifie une absence d'infiltration graisseuse et le stade 4 signifie une plus grande quantité de graisse que de muscle (Goutallier et al. 1994). Seuls les patients ayant eu au moins un des trois muscles de la coiffe présentant de l'infiltration graisseuse de niveau sévère (échelle Goutallier stade III ou IV) ont été inclus. Une intervention chirurgicale de l'épaule était un critère d'exclusion. De plus, 28 volontaires asymptomatiques dans la tranche d'âge similaire sans douleur de l'épaule, limitation de fonction, traumatisme ou intervention chirurgicale à l'épaule précédente ont été recrutés. Six volontaires asymptomatiques présentaient finalement des ruptures partielles de la coiffe, mais aucun d'entre eux ne présentaient de ruptures complètes. De plus, 7 volontaires asymptomatiques avaient des infiltrations graisseuses de niveau intermédiaire (échelle Goutallier stade II), et parmi le total des 9 sujets asymptomatiques mais non sains, 4 présentaient les deux symptômes (infiltration graisseuse de niveau intermédiaire et rupture partielle d'un tendon de la coiffe). Les protocoles d'acquisition et les évaluations cliniques ont été approuvés par les comités d'éthique locaux (centres de recherche de l'Université de

Montréal et de l'École de technologie supérieure, Montréal, Canada) et les sujets ont fourni un consentement éclairé écrit pour leur participation à cette recherche. Les caractéristiques des sujets sont résumées dans le *Tableau 4.1*.

Tableau 4.1 Caractéristiques des sujets

groupe	âge (années) * (p = .013) (Moyenne ± écart-type)	Homme / femme	IMC (kg/m^2)** (p = .001) (Moyenne ± écart-type)	Total
Rupture de coiffe	59.1 ± 4.7	8/7	30.0 ± 4.4	15
Asymptomatique	55.5 ± 7.5	15/13	23.1 ± 3.0	28

IMC, indice de masse corporelle. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$.

Tous les participants ont subi des examens physiques de l'épaule, l'évaluation à l'aide du score de Constant, une acquisition de radiographies biplanes et l'investigation diagnostique par IRM. L'acquisition d'IRM a été réalisée avec une séquence de *1.5T weighted Turbo-spin-echo (TE: 15 ms, TR: 1.7 s, field of view: 150 mm, flip angle: 90°, slice thickness: 4 mm, image resolution: 512×512 pixels)* (système Philips Medical, Best, Pays-Bas). Le diagnostic à partir des images a été déterminé par un radiologue expert. L'infiltration graisseuse et des mesures de taille de déchirure ont été effectuées sur les IRM. La taille de la déchirure a été calculée comme la somme des tailles de déchirure du sus-épineux, sous-épineux et du sub-scapulaire, quantifiée en utilisant l'outil disponible sur Picture Archiving and Communication System. Pour chaque tendon déchiré, la surface a été calculée comme étant le produit de la largeur transversale et des lésions maximales longitudinales. La douleur subjective a été évaluée sur une échelle visuelle analogique de niveau 0 à 10, où 0 représente aucune douleur et 10 la douleur la plus sévère.

4.2.5 Analyse statistique

La justesse du déplacement gléno-huméral a été calculée comme étant la différence entre les résultats de la méthode évaluée et ceux de la référence du scanner sur les spécimens cadavériques. La reproductibilité intra- et inter-observateur des déplacements gléno-huméraux en 3D ont été évalués en comparant les résultats de translation gleno-humeral

obtenues à partir de six reconstructions de chaque sujet (deux opérateurs et trois répétitions) en définissant un intervalle de confiance (IC) à 95% (deux fois l'écart-type). L'*intraclass correlation coefficient* (Coefficient de corrélation interclasse, ICC) (modèle II) a également été calculé.

La normalité de la distribution du déplacement gléno-huméral a d'abord été testée. Puis un test de Student (T-test, échantillons indépendants) a été mené pour vérifier la présence de différences significatives entre les déplacements gléno-huméraux chez des volontaires avec rupture de la coiffe et les volontaires asymptomatiques. Un niveau de signification avec $p < 0.05$ a été considéré. L'analyse statistique a été réalisée en utilisant la Statistics Toolbox de MATLAB Version 2014b (MathWorks Inc.).

4.3 Résultats

4.3.1 Étude de la justesse et reproductibilité

Le *Tableau 4.2* présente les moyennes des différences du déplacement gléno-huméraux calculées avec la méthode proposée et avec la référence scanner et billes de tantale. Ces moyennes des différences étaient inférieures à 1,4 mm, 0,9 mm et 0,6 mm dans la direction antéro-postérieure, supéro-inférieure et médio-latérale respectivement.

Tableau 4.2 Les moyennes des différences de déplacement gléno-huméral calculé étant la différence des mesures entre la méthode proposé et celle de la référence

Angle abduction(º)	Antéro-postérieur(mm)	Supéro-inférieur(mm)	Médio-latéral(mm)
10 (position repos)	-1,4	0,1	0,6
30	-1,3	-0,5	0,5
90	-0,5	-0,9	0,3

L'intervalle de confiance à 95% de la position 3D de la tête humérale par rapport à la glène, calculée après l'analyse de reproductibilité par deux observateurs, se situait entre 1,8 mm et 3,6 mm, en fonction de la position de l'épaule et de la direction du déplacement gléno-

huméral (*Tableau 4.3*). Les valeurs de l'ICC étaient supérieures à 0,84 pour la direction antéro-postérieure et supéro-inférieure. Toutefois, la valeur d'ICC pour le déplacement médio-latéral était plus faible et même à peu près égale à zéro à 90 ° d'abduction de l'épaule.

Tableau 4.3 Analyse de la reproductibilité in vivo

Angle abduction (º)	Antéro-postérior		Supéro-inférior		Médio-latéral	
	95% CI (mm)	ICC*	95% CI (mm)	ICC	95% CI (mm)	ICC
10 (position repos)	±3,6	0,84	±2,3	0,86	±1,8	0,74
30	±2,9	0,87	±2,1	0,94	±1,9	0,66
90	±3,4	0,96	±2,5	0,98	±3,0	-0,06

*ICC, modèle II, de type intraclass correlation coefficient.

4.3.2 Étude préliminaire

Les angles d'élévation gléno-huméraux moyens (moyenne ± écart type) que les participants ont maintenu étaient de 15º ± 5º, 24º ± 6º, 29º ± 6º, 40º ± 6º, 58º ± 7º et 84º ± 5º. Ces angles ont été déterminés a posteriori sur la base de l'analyse de leurs reconstructions 3D de la glène et de l'humérus. Le reste du texte fera référence aux positions indiquées dans le protocole : 10º, 20º, 30º, 45º, 60º et 90º. Le *Tableau 4.4* présente les résultats concernant les différences en termes d'infiltration graisseuse, de la taille de la rupture et de la fonction de l'épaule (Score de Constant) entre les patients avec rupture de la coiffe et les volontaires asymptomatiques.

La *Figure 4.3a* montre le déplacement gléno-huméral normalisé sur la surface de la glène. Nous avons observé un déplacement supéro-inférieur plus grand pour les patients avec rupture de la coiffe comparé aux volontaires asymptomatiques pour les positions à 20° et 40° d'abduction de l'épaule. La *Figure 4.3b* illustre ces mêmes déplacements en fonction des angles d'abduction de l'épaule. Pour les déplacements antéro-postérieurs et médio-latéraux, aucune différence n'a pu être observée entre les deux groupes. Pour le déplacement supéro-inférieur à 10° (position de repos), 30°, 60° et 90° d'élévation de

l'épaule, aucune différence significative n'a été observée. Cependant, les patients avec rupture de la coiffe avaient un déplacement supéro-inférieur plus grand que les volontaires asymptomatiques lorsque l'angle d'abduction de l'épaule était de 20° et 45°.

Les amplitudes du déplacement gléno-huméral sans normalisation ont été présentées dans le *Tableau 4.5*. Les amplitudes moyennes étaient plus élevées chez les patients dans les trois directions comparées à celles des volontaires asymptomatiques. Cependant, aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée.

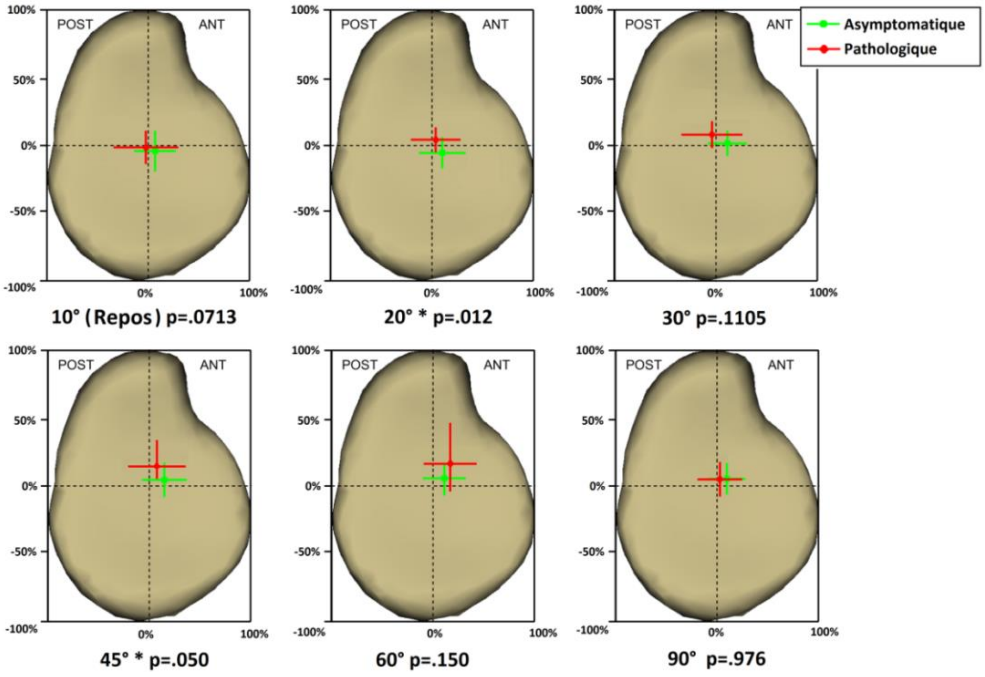
Tableau 4.4 Comparaison des patients avec rupture de coiffe et les volontaires asymptomatiques : infiltration graisseuse et score de Constant

Groupe	**Infiltration graisseuse selon le Score Goutallier (0-5)**	**Taille de la rupture (mm^2) (Moyenne ± écart-type)**	**Douleur (0-10) (Moyenne ± écart-type)**	**Score de Constant ** (P = .001) (0-100) (Moyenne ± écart-type)**	**Total**
Rupture de coiffe	3-4	1071 ± 659	6,6 ± 2,3	50,4 ± 18,1	15
Asymptomatique	0-2	-	0	93,8 ± 5,9	28

Score de Goutallier : score du muscle le plus affecté parmi les muscles d'intérêt ; ** P < 0.01.

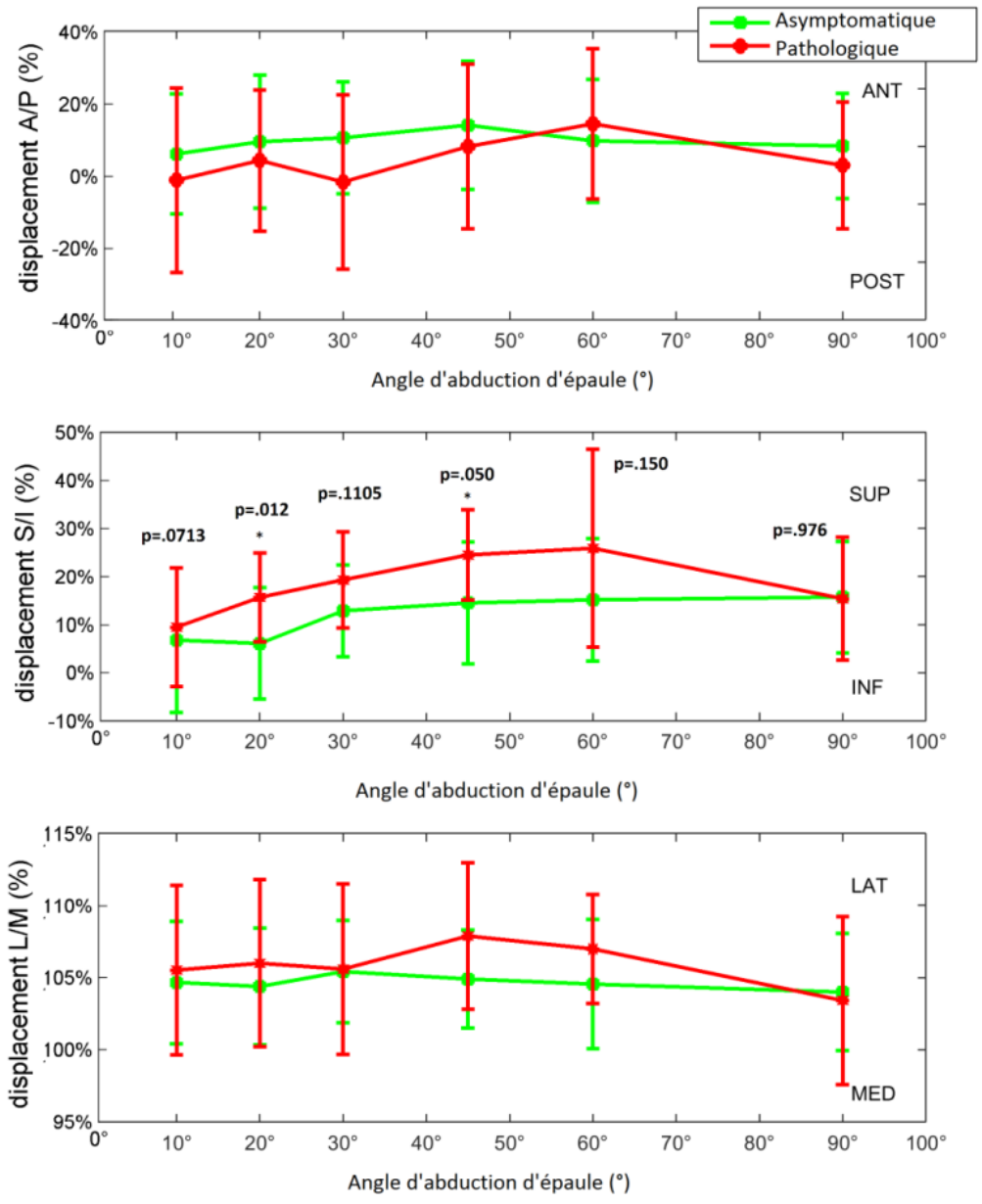
Tableau 4.5 Comparaison des amplitudes moyennes des déplacements gléno-huméraux dans trois directions entre les patients avec rupture de la coiffe et les volontaires asymptomatiques. Les résultats ont été présentés sous forme de moyenne ± écart-type, et avec les déplacements gléno-huméraux minimaux et maximaux parmi les individus dans les deux groupes.

	Antéro-posterior (mm)	**Supéro-inferior (mm)**	**Médio-latéral (mm)**
Rupture de coiffe	4,8 ± 1,3 [2,5 – 6,4]	4,7 ± 2,7 [1,3 – 10,3]	2,2 ± 0,8 [1,3 – 3,8]
Asymptomatique	4,1 ± 1,6 [1,5 – 8,2]	3,4 ± 2,0 [1,1 – 8,4]	1,6 ± 0,8 [0,3 – 4,3]



a

(Figure continue à la page suivante)



b

Figure 4.3 Déplacement de la tête humérale par rapport à la glène (a); Déplacement du centre de la tête humérale par rapport à la glène pour six angles d'élévation du bras; A/P : antéro-postérieur, S/I :inféro-supérieur, M/L : médio-latéral (b)

4.4 Discussion

Partie 1 : étude de la justesse et reproductibilité

L'étude de justesse de la méthode proposée présente des erreurs moyennes inférieures à 1 mm dans la direction supéro-inférieure et médio-latérale, mais elle augment jusqu'à 1,4 mm dans la direction antéro-postérieure. La reproductibilité de la méthode dans la direction supéro-inférieure et antéro-postérieure était de ± 3,6 mm et de ± 2,5 mm (IC à 95%), respectivement. Le déplacement dans la direction médio-latéral était moins reproductible que celui dans les directions antéro-postérieure et supéro-inférieur, mais ce paramètre est moins pertinent à l'application clinique.

Par rapport aux techniques à l'aide de la fluoroscopie (erreurs de moins de 0,3-0,4 mm et IC à 95% de moins de 0,5 mm) (Bey et al. 2006; Zhu et al. 2012), la méthode proposée présente une justesse et reproductibilité inférieure. Cependant, en terme de la complexité des méthodes, les techniques basé sur la fluoroscopie exigent la segmentation manuelle des modèles et demande des acquisitions supplémentaires comme le scanner (Bey et al. 2006; Nishinaka et al. 2008; Bey et al. 2008) ou l'IRM (Bey et al. 2006; Nishinaka et al. 2008; Bey et al. 2008). Ces acquisitions supplémentaires augmentent le coût et la dose de radiation (le scanner). À l'inverse, la méthode proposée est basée sur une connaissance a priori de la géométrie et n'a pas besoin d'acquisitions d'images supplémentaires pour la reconstruction de la forme. En outre, par rapport aux techniques de capture de mouvement classiques basées sur des marqueurs sur la peau (Ludewig & Cook 2002), la fiabilité de la présente méthode est considérablement améliorée, en raison du suivi direct de l'omoplate et l'humérus sur les radiographies, qui évite les erreurs dues au mouvement de la peau par rapport aux structures osseuses. Certaines recherches ont cherché à améliorer la fiabilité de ce type d'approche en utilisant des marqueurs fixés sur des tiges intra corticales. Cependant, ce sont des méthodes invasives qui empêche en outre le patient de faire des mouvements de l'épaule naturelles et ce type de méthode est difficile à appliquer en routine clinique (Lawrence et al. 2014; Dal Maso et al. 2015). L'analyse en 3D avec la méthode proposée

était également plus précise que les mesures faites à partir de rayons X standard en 2D (Poppen & Walker 1976; Paletta et al. 1997; Yamaguchi et al. 2000; Keener et al. 2009; Chopp et al. 2010). Par conséquent, cette méthode apparaît comme un bon compromis entre la complexité, le coût d'acquisition et la fiabilité.

Cependant, les tests de justesse et de reproductibilité effectués dans cette étude comprennent certaines limites. Tout d'abord, le nombre de spécimens d'épaule cadavériques et de sujets *in vivo* ont été relativement faibles. Deuxièmement, la validation cadavérique pour la fiabilité d'estimation a été réalisée sur les épaules disséquées sans la cage et la clavicule du thorax, qui peuvent se superposer sur le corps de l'omoplate et l'acromion. Par conséquent, la reconstruction *in vivo* de l'omoplate est plus difficile en raison de la moins bonne visibilité du corps de l'omoplate. Cependant, l'acquisition *in vivo* a été réalisée avec le patient mis en rotation à environ 30 aux sources de rayons X, ce qui évite la superposition des côtes sur l'articulation gléno-humérale pour la plupart des sujets. Par conséquent, les radiographies *in vivo* assurent des images similaires aux images pour la validation *in vitro* pour l'articulation gléno-humérale.

Partie II : étude préliminaire

Les résultats ont montré une tendance d'un déplacement antérieur de la tête humérale par rapport à la glène chez des volontaires asymptomatiques, ce qui est cohérent avec les résultats de Graichen et al (2000) qui ont démontré que pour les mouvements d'abduction de l'épaule passifs et actifs, la tête humérale reste au partie plus en avant de la glène jusqu'à 150°. Cependant, l'étude présente a montré que les patients présentaient un décalage de la tête humérale dans la direction antéro-postérieure par rapport à la glène. Dans la direction supéro-inférieure, les patients avaient tendance à présenter une migration supérieure plus élevée de la tête humérale par rapport aux volontaires asymptomatiques, ce qui était significatif à 20° et 45° d'abduction de l'épaule. Le résultat était conforme aux recherches antérieures chez des patients avec rupture de la coiffe (Poppen & Walker 1976; Paletta et al. 1997; Keener et al. 2009), ainsi que chez des patients ayant subi une chirurgie de la coiffe (Bey et al. 2011), ou présentant un syndrome de conflit sous-acromial de l'épaule.

(Ludewig & Cook 2002). Néanmoins la trajectoire du déplacement supéro-inférieur dans les recherches précédentes présentait des résultats différents. Certaines recherches ont trouvé une trajectoire continue du déplacement de la tête humérale depuis la partie inférieure de la glène vers son centre (Nishinaka et al. 2008), ou vers la partie supérieure de la glène (Teyhen et al. 2010) au cours de l'abduction de l'épaule jusqu'à 120 °- 135 °. Au contraire, Graichen et al. ont trouvé un déplacement de la tête humérale vers le bas pour un angle d'abudction de l'épaule de 60 ° à 90 ° (Graichen et al. 2000). Dans la présente étude, un retour de la tête humérale vers le point de départ (positionnement de la tête humérale dans la position de repos) par rapport à la glène a été observé à partir de 60° à 90° d'abduction chez les patients et à partir de 45 ° à 90 ° chez des volontaires asymptomatiques. Ceci peut être expliqué par le fait que les poses statiques exigées dans le protocole d'acquisition peuvent mener à une sous-estimation de la quantité de migration scapulo-humérale supérieure par rapport à des mouvements continus (Teyhen et al. 2010). Cependant, cette différence devrait être inférieure à 1 mm (Graichen et al. 2000; Teyhen et al. 2010).

Concernant les variations individuelles dans la trajectoire totale du déplacement, les amplitudes moyennes étaient plus élevées chez les patients que chez les volontaires asymptomatiques, en particulier dans la direction supéro-inférieure. Cependant, l'amplitude du déplacement gléno-huméral observée chez des volontaires asymptomatiques, dans le sens supéro-inférieur (4,1 mm) était supérieure à celle rapportée dans la littérature inférieure à 2 mm (Graichen et al. 2000; Graichen et al. 2005; Bey et al. 2008) ou 2,5 mm (Massimini et al. 2011) chez des sujets sains. En revanche, l'amplitude des déplacements antéro-postérieurs étaient inférieurs aux résultats reportés dans la littérature pour les deux groupes (moins de 4,8 mm par rapport à 6 mm) (Massimini et al. 2011). Les résultats individuels dans les deux groupes ont montré de grandes variations. En effet, dans les deux groupes, certains sujets avaient tendance à avoir limité les déplacements gleno-huméraux tandis que d'autres ont montré des déplacements supérieurs à 10 mm. L'absence de résultats significatifs pour certaines positions peut être due à la forte variation entre les différents individus et les variations dans l'angle d'abduction pendant l'acquisition.

Dans cette étude, les volontaires asymptomatiques ont été choisis pour être dans une tranche d'âge similaire à celle des patients. Cependant, en dépit de leur absence de douleur, cette cohorte a finalement inclus neuf sujets qui présentaient soit de l'infiltration graisseuse de niveau intermédiaire et/ou des ruptures partielles de la coiffe. Cela pourrait expliquer la difficulté à obtenir des différences significatives dans notre étude. Cependant, ces sujets ne présentaient pas un comportement de la tête humérale différent par rapport aux autres volontaires asymptomatiques. Une suppression de ces sujets du groupe asymptomatique n'a pas changé les résultats de la présente étude. Cela pourrait signifier que les autres volontaires asymptomatiques, même sans rupture de la coiffe partielle ou infiltration graisseuse, présenteraient un risque de rupture en raison du changement de déplacement supéro-inférieure. Cependant, dans la direction antéro-postérieure, les volontaires asymptomatiques ont principalement gardé la tête humérale dans la partie antérieure de la glène, ce qui est différent par rapport aux patients. Ainsi, en plus des mesures du déplacement gléno-huméral supéro-inférieur couramment effectué dans les recherches cliniques, le déplacement en direction antéro-postérieure semble un paramètre intéressant à étudier Néanmoins, d'autres recherches, en particulier des études longitudinales, sont nécessaires pour démontrer cette hypothèse.

Une limitation du protocole d'acquisition est que le contrôle précis de l'élévation du bras était difficile. La recherche en cours vise à normaliser la position d'une manière plus reproductible. En outre, chaque acquisition nécessite pour le sujet de tenir la position pendant 10 secondes, ce qui peut provoquer à la fois de la fatigue musculaire et des légers mouvements passifs. Finalement, cette analyse préliminaire peut aider à simplifier le protocole en choisissant moins d'acquisitions avec des angles épaule d'abduction entre 20° et 60° et éviter la fatigue musculaire.

3.4 Conclusion et Perspectives

La technique proposée permet d'obtenir une reconstruction de l'épaule personnalisée et des informations précises sur la cinématique gléno-humérale pour de multiples positions

fonctionnelles à l'aide de radiographies à faible dose. Les résultats en termes de fiabilité dans l'évaluation *in vitro* et *in vivo* ont démontré la reproductibilité de la possibilité d'utiliser un tel procédé pour des investigations cliniques et biomécaniques. Son application a montré des différences significatives pour le déplacement supéro-inférieur de la tête humérale entre les patients et les volontaires asymptomatiques. En outre, les deux groupes ont montré de grandes amplitudes de la migration de la tête humérale. Nous avons pu démontrer que les patients avec des ruptures complètes de la coiffe des rotateurs et présentant une infiltration graisseuse importante des muscles de la coiffe, avaient une cinématique de l'épaule légèrement différente de celle des participants asymptomatiques. Ces résultats montrent l'intérêt de poursuivre l'analyse et l'exploration des paramètres reliés à la fonction de l'épaule chez des patients atteints de rupture de la coiffe des rotateurs.

CHAPITRE 5
TRAVAIL PERSONNEL PARTIE 2 :
PROPOSITION DE LA METHODE DE RECONSTRUCTION V2

5.1 Introduction

Ce chapitre de travail personnel présente la méthode de reconstruction de l'omoplate et de l'humérus à partir des radiographies biplanes. L'objectif de ce travail est de pouvoir obtenir un modèle 3D personnalisé de l'omoplate et de l'humérus fiable, tout en minimisant l'intervention de l'opérateur et en assurant un calcul automatique des indices cliniques utilisés lors de la mise en place de prothèse d'épaule, ou pour prédire le risque de rupture de la coiffe. L'objectif est également de limiter le nombre de vues pour réaliser un compromis entre le temps de reconstruction et la pertinence clinique, pour avoir une analyse fonctionnelle et quantitative et pour calculer de manière précise les indices cliniques.

Pour pouvoir identifier les zones qui risquent de nécessiter un ajustement de forme plus important, nous avons d'abord conduit une étude préparatoire sur la variation de la morphologie de l'omoplate et de l'humérus, qui sera également présentée dans ce chapitre. Par la suite, nous allons décrire la méthode et discuter des résultats obtenus. La justesse et la reproductibilité du modèle obtenus sont discutées à la fin de ce chapitre. La justesse et la reproductibilité des calculs des indices cliniques à partir du modèle personnalisé obtenues avec la méthode sont présentées au chapitre suivant.

5.2 Étude préparatoire

Pour comprendre la variation de la morphologie de l'omoplate et de l'humérus, nous avons analysé la variation de forme de l'omoplate et de l'humérus à l'aide de l'analyse en composantes principales (ACP) sur deux bases de données. La première base de données contient 40 modèles 3D d'omoplate, issus de scanners d'omoplates sèches du projet de la

reconstruction de l'omoplate (Lagacé 2012; Ohl et al. 2012; Ohl 2014). La deuxième base de données contient 19 modèles 3D de l'humérus, provenant du projet de la reconstruction des membres supérieurs (Lebailly et al. 2012).

Comme l'ensemble des nœuds seront analysés, il est nécessaire que tous les objets de la base de données présentent des maillages similaires, c'est-à-dire, le même nombre de nœuds, chacun se situant approximativement au même endroit sur la surface de l'objet. Le ré-échantillonnage de maillages se fait par un recalage élastique : il s'agit de projeter le modèle de référence avec un maillage donné sur les modèles à ré-échantillonner. Nous avons utilisé la méthode de ré-échantillonnage implanté par Schlager, à partir de la méthode de mise en correspondance des nœuds proposée par Moshfeghi et al. (1994) et la méthode de déformation par le noyaux gaussien (Lüthi et al. 2012; Lüthi et al. 2016): le modèle de référence est défini comme une forme moyenne contenant une variation de forme décrite par le processus Gaussien. La déformation est décrite par le noyaux Gaussien (Chapitre 3). Chaque nœud sur le modèle de référence va approcher un certain nombre de nœuds les plus proches dans le modèle à ré-échantillonner de façon itérative (Schlager 2016).

La méthode ACP a déjà été détaillée dans la revue de littérature. Cette méthode permet d'identifier les variations de la forme d'un objet. *Figure 5.1* présente les variations de forme de l'omoplate sur la base de données des 40 omoplates, alignées dans le repère de l'omoplate et dont la taille a été normalisée de façon homogène dans les 3 directions par rapport à la largeur de l'omoplate (distance entre le centre de la glène et point trigonum spinae scapulae).

Nous pouvons observer que 6 composantes principales (CP) permettent d'expliquer 83% de variations de forme dans cette base de données (*Figure 5.1b*). Si l'on s'intéresse tout d'abord au corps de l'omoplate et que l'on regarde celle-ci de profil, on peut remarquer que la position relative entre la partie supérieure et la partie inférieure du bord latéral présente une variation (CP2 et CP5) qui n'est pas négligeable pour la reconstruction. Par contre, la hauteur de l'omoplate reste très variable (CP1). Comme nous avons normalisé les omoplates par rapport à leur largeur, cela signifie que la largeur et la longueur de l'omoplate

ne sont pas corrélées. Dans cette position d'alignement, on constate également que la forme du bord médial présente une variation importante (CP3).

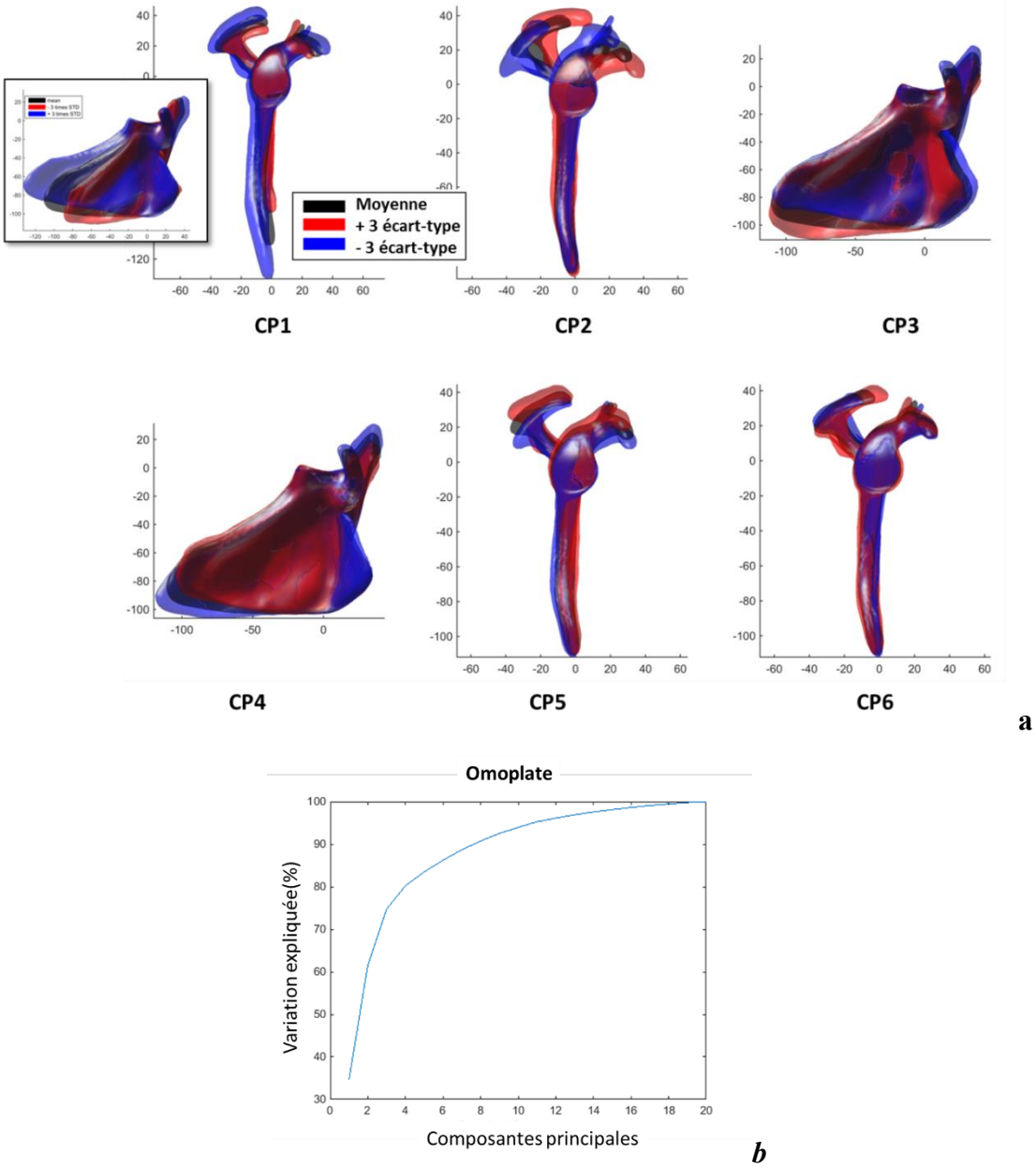


Figure 5.1 La variation de forme de l'omoplate sur des 6 premières composantes principales (CP) (a) et la prédiction du pourcentage des variations de forme par le nombre de composantes principales (b).

La région de l'omoplate qui présente le plus d'intérêt en clinique est la région composée de la glène, de la coracoïde et de l'acromion (partie proximale de l'omoplate). Pour comprendre la variation de forme de la coracoïde et l'acromion par rapport à la glène, nous avons aligné la région d'intérêt de l'omoplate (sélection par un chirurgien expert manuellement) avec la méthode de Procruste, en utilisant les nœuds de la surface de la glène. Les variations de formes sont montrées à la *Figure 5.2*. On peut observer sur la figure que le positionnement de l'épine ainsi que le positionnement de l'acromion sont très variables. La distance entre la glène et l'acromion présente aussi une grande variation (CP1, CP3 et CP5).

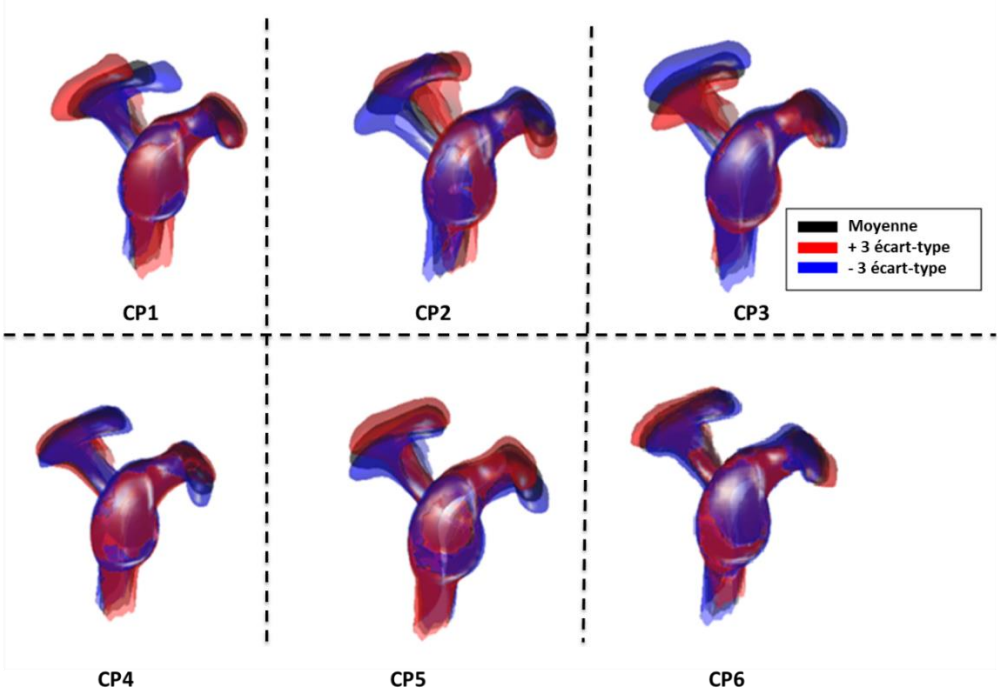


Figure 5.2 La variation de forme de la région d'intérêt de l'omoplate avec la partie proximale des omoplates de la base de données alignée sur la surface de la glène.

Pour l'humérus, la taille de base de données était limitée à 16 humérus. Les humérus ont été alignés et mis à l'échelle à partir des arêtes de la partie supérieure de l'humérus (la tête humérale et la partie supérieure de la diaphyse) par la méthode Procruste. Cette base de données est probablement trop réduite pour présenter toutes les variations de formes de

l'humérus. Néanmoins, nous avons pu observer que la longueur de l'humérus ne semble pas corréler avec les dimensions de la tête humérale (taille, forme et inclinaison) qui, elle, présente des variations importantes. Enfin, nous avons pu observer que la forme de l'épicondyle latéral présentait une variation importante.

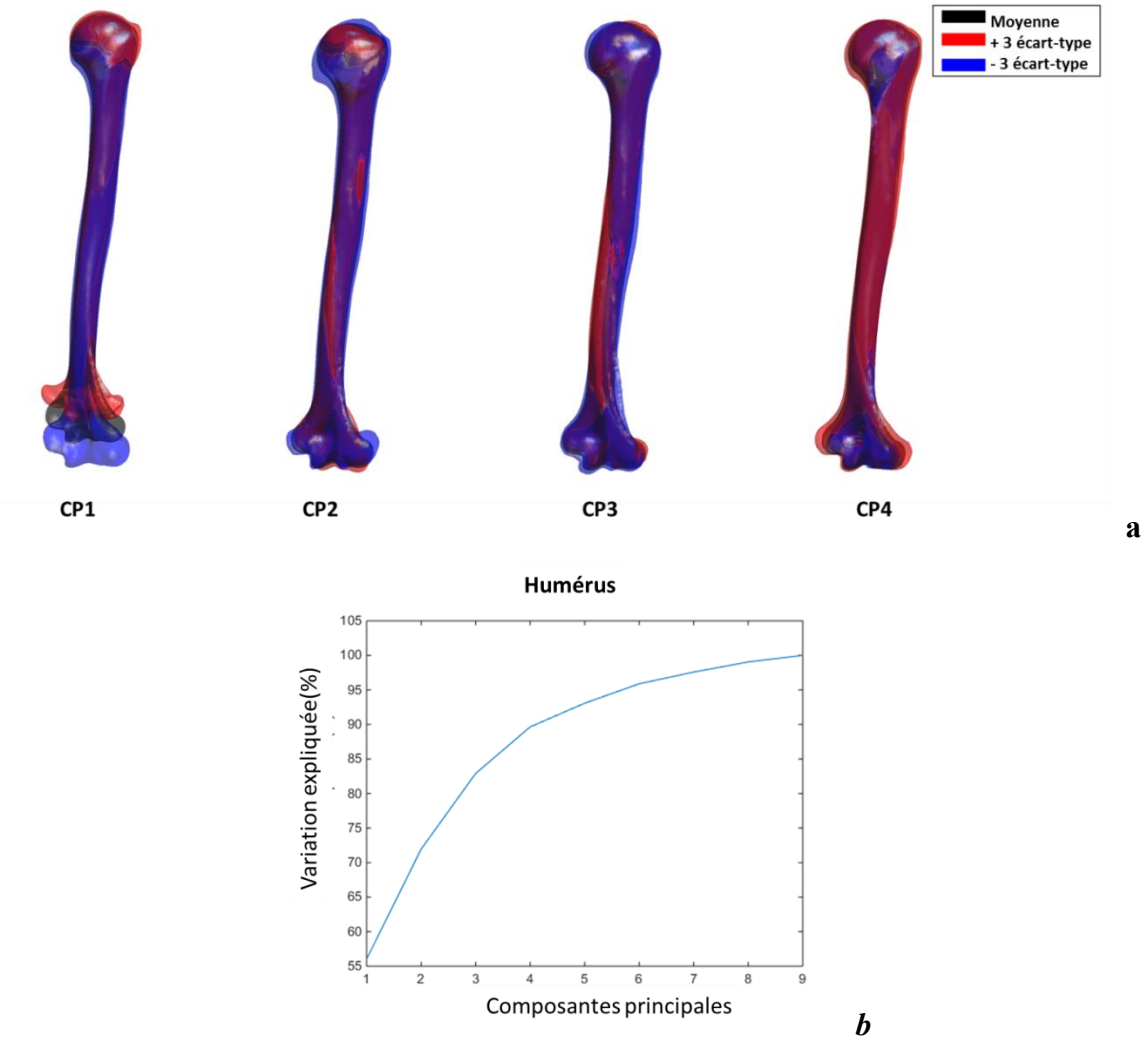


Figure 5.3 La variation de forme de l'humérus des 4 premières composantes principales (a) et la prédiction du pourcentage des variations de forme par le nombre de composantes principales (b).

Pour conclure, cette analyse préliminaire nous servira ensuite pour analyser si notre méthode de reconstruction est adéquate pour modéliser tous les variations de forme et de peut-être comprendre les erreurs de reconstruction.

5.3 Matériel et méthode

5.3.1 Base de données et ré-échantillonage

Les segmentations de 40 omoplates et 16 humérus provenant de deux bases de données de scanner de l'Institut ont été utilisés. La segmentation de l'omoplate a été faite en 2009 et 2010 pour l'étude de la modélisation de l'omoplate. Celle de l'humérus a été obtenue en 2012 pour l'étude de la modélisation des membres supérieurs. La segmentation manuelle a été faite sur chaque coupe d'image en utilisant le logiciel AVIZO (FEI Visualization Sciences Group). La surface des modèles 3D a été maillée avec des polygones triangulaires. Ces modèles 3D ont chacun leur maillage propre et contiennent parfois des trous et des irrégularités dues aux erreurs de segmentation. Pour pouvoir utiliser ces modèles dans la suite du projet, il a été nécessaire de ré-échantillonner les surfaces pour que les maillages soient similaires.

Pour ce faire, les omoplates ont tout d'abord été alignées dans le repère de l'omoplate en utilisant 3 points : l'angle inférieur, le trigonum spinae scapulae et le centre géométrique de la glène. Ces points ont été choisis manuellement sur la surface 3D de chaque objet. Les humérus ont été alignés dans le repère de l'humérus en utilisant 3 points : l'épicondyle médial, l'épicondyle latéral et le centre de la tête humérale. Les deux épicondyles ont été choisis manuellement sur la surface 3D de l'objet et le centre de la tête humérale est le centre de la sphère par moindres carrés de la région.

Une fois toutes les omoplates et tous les humérus alignés, nous avons ré-échantillonné les maillages, pour qu'ils soient similaires. La méthode appliquée utilise la librairie statismo implantée en R et C++ (Lüthi et al. 2012). La méthode est décrite dans la revue de littérature. Pour ce faire, un des modèles 3D de l'omoplate et de l'humérus a été considéré comme référence de maillage, construit et maillé avec des polygones triangulaires. Celui-ci contenait 10087 nœuds au total pour l'omoplate et 6502 nœuds pour l'humérus. Les maillages ré-échantillonnés ont été obtenus en projetant la référence sur chaque objet cible.

La moyenne quadratique de l'erreur (*root mean square*) point surface des nouveaux objets obtenus par rapport à l'objet initial est de 0,2 mm, et le maximum des erreurs point surface ne dépasse pas 1 mm. L'erreur maximale apparaît pour la partie « corps de l'omoplate », qui est plate et très fine : la segmentation scanner manuelle a en fait créé des « trous » comme illustré à la *Figure 5.4*. On peut ici considérer que la méthode d'échantillonnage lisse les surfaces et corrige certaines erreurs de type topologique. Par contre, il faut être conscient que cette approche peut également introduire de légères modifications de forme suite au lissage. Une étude supplémentaire sur la méthode de ré-échantillonnage sera utile pour vérifier les erreurs et le positionnement des nœuds.

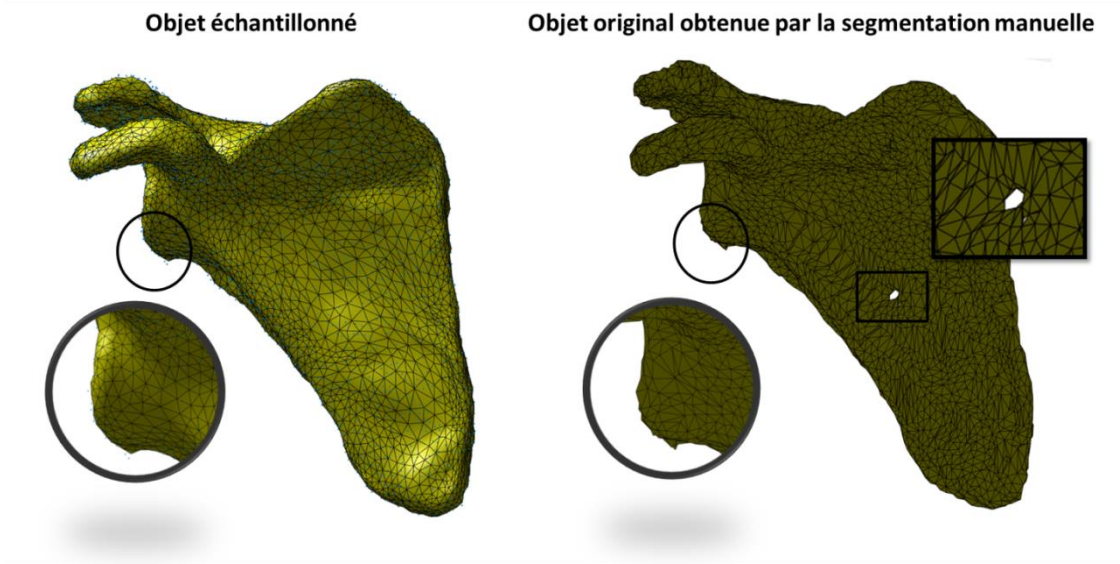


Figure 5.4 Maillage d'une omoplate ré-échantillonnée par rapport au modèle 3D de l'omoplate originale provenant de la segmentation manuelle

Une fois que les nouveaux maillages ont été obtenus, le modèle moyen surfacique de l'omoplate et de l'humérus a été calculé en utilisant la moyenne de l'ensemble des coordonnées $\{\boldsymbol{x}, \boldsymbol{y}, \boldsymbol{z}\}$ des nœuds de chaque modèle 3D des deux bases de données (omoplate et humérus). Nous avons ensuite régionalisé les différentes structures anatomiques manuellement sur la surface 3D de ce modèle moyen. Cette régionalisation correspond à une identification manuelle de certaines régions sur les modèles 3D, en

donnant aux régions spécifiques des étiquettes qui seront utilisées par la suite dans les étapes de déformation.

5.3.2 Préparation des modèles moyens

Pour effectuer la reconstruction personnalisée, la méthode prévoit le calcul de 2 autres types de modèles moyen pour l'omoplate et l'humérus à partir du modèle moyen surfacique :

- Le modèle moyen réduit aux contours
- Le modèle moyen paramétré

Pour l'omoplate, le modèle moyen réduit aux contours, nous l'appellerons par la suite modèle moyen aux contours, comprend 3 régions anatomiques correspondant à des contours et 2 points anatomiques. Les 3 contours sont : le bord latéral, le bord médial et la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse, et les 2 points anatomiques sont le point supérieur et le point inférieur du bord de la glène. Ces 3 contours ont été choisis parce qu'ils représentent le corps de l'omoplate et parce qu'ils sont toujours visibles sur au moins une des deux images. Et ils ont été extraits depuis la régionalisation manuelle sur le modèle moyen de la manière suivante.

Comme le bord latéral a une certaine épaisseur, sa représentation a été simplifiée par un ensemble de 50 plans horizontaux sur différents niveaux du bord latéral. Ces plans horizontaux ont été obtenus en plaçant le modèle moyen en position de face dans la machine EOS, afin d'obtenir par rétroprojection une représentation simplifiée du bord latéral. Puis le contour du bord latéral sur chaque plan est calculé (*Figure 5.5*). Le modèle moyen aux contours est donc composé de l'ensemble des centres de cercles par moindres carrées de ces contours.

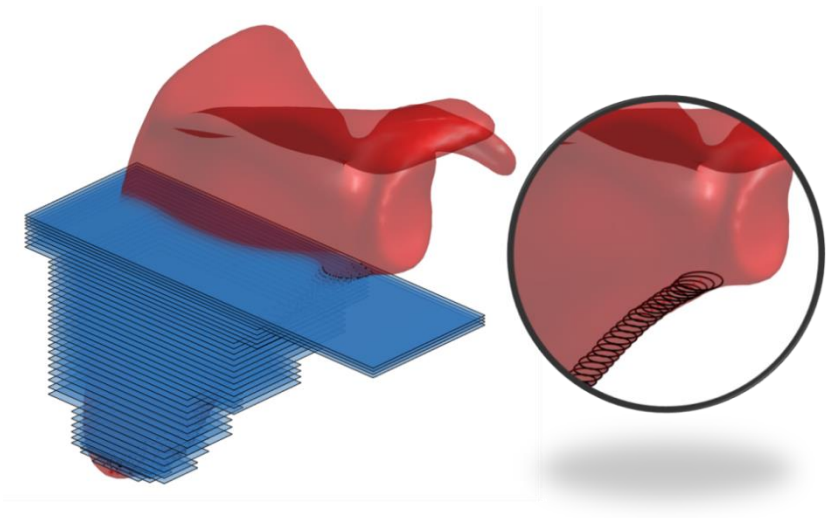


Figure 5.5 Extraction de la présentation réduite du bord latéral pour le modèle aux contours. Les plans horizontaux sont en bleus, les cercles par moindres carrées sur chaque plan sont affichés en noir et leur centre est en rouge.

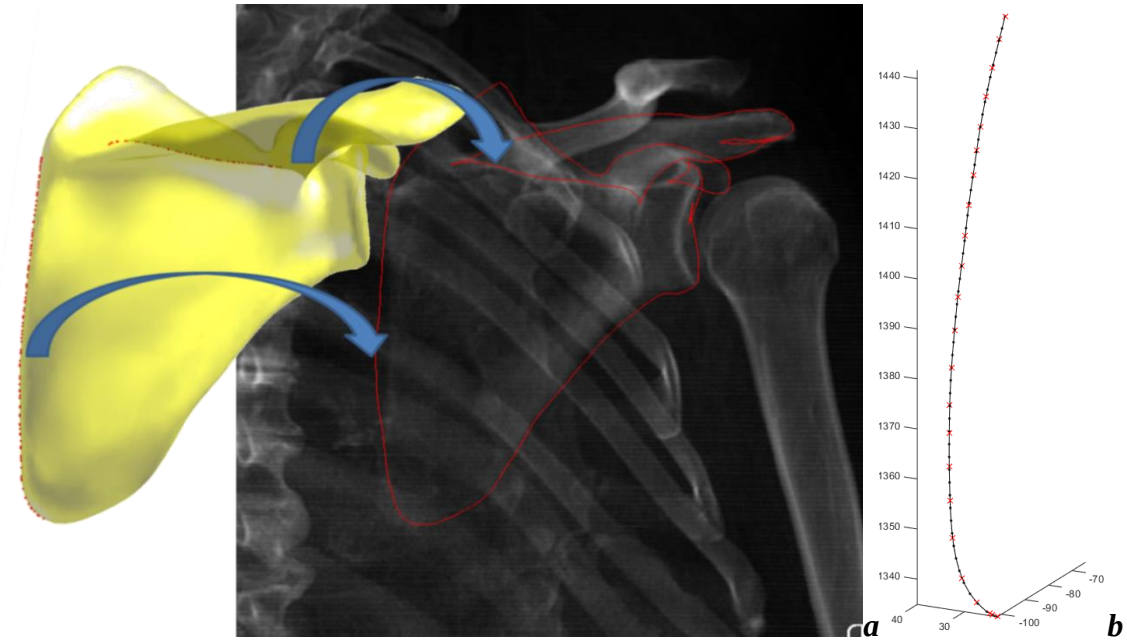


Figure 5.6 Extraction de la présentation réduite du bord médial est fait en simulant la projection du modèle sur le plan de l'image(a). Les points du contours sont ré-échantillonnés par le cardinal cubic spline (b) : les croix rouges sont des points du contour originaux, la ligne noire est l'interpolation de ces points et les points noirs sont des points ré-échantillonnés avec une distance égale entre eux.

Pour le bord médial et la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse, les contours sont les arêtes de la silhouette du maillage triangulaire du modèle moyen selon le plan d'image de face *(Figure 5.6a).* Ces contours sont représentés comme 140 points positionnés à distance égale : 50 pour le bord latéral, 50 pour le bord médial et 30 pour la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse. A partir des points initiaux, nous faisons passer un *cardinal cubic spline,* puis nous équi-répartissons ces points selon l'abscisse curviligne de cette spline *(Figure 5.6b).*

Pour l'humérus, le modèle moyen aux contours issu du modèle moyen est composé du centre de la tête humérale et du segment du centre de la diaphyse (3 points). Le centre de la tête humérale est le centre de la sphère au moindres carrées de la tête humérale. Le segment du centre de la diaphyse est composé des centres des cercles par moindres carrées présentant différentes hauteurs de la diaphyse. Le modèle moyen et le modèle moyen aux contours sont montrés à la *Figure 5.7*.

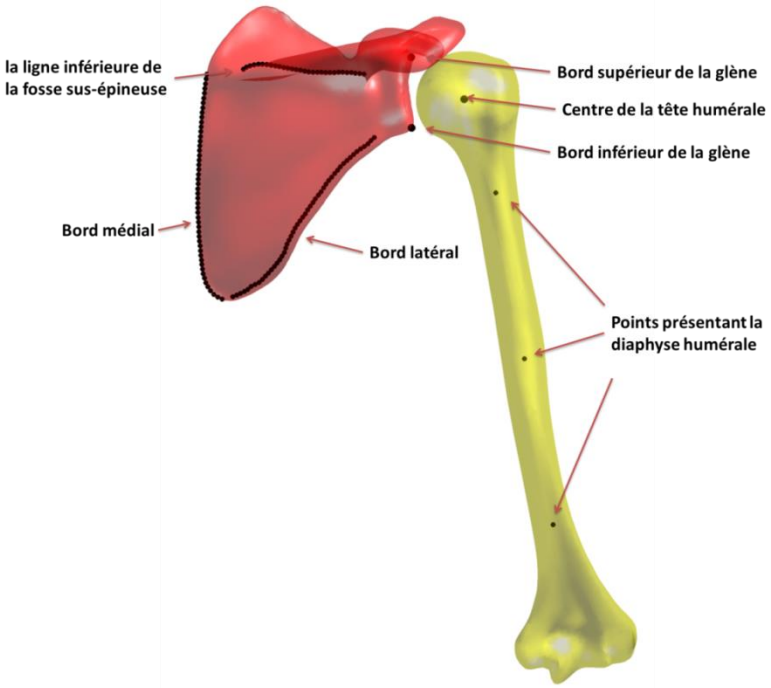


Figure 5.7 Le modèle moyen surfacique et le modèle moyen réduit aux contours (points noirs) de l'omoplate de de l'humérus

Le modèle paramétrique est pour sa part composé des primitives géométriques permettant d'aider à calculer les paramètres cliniques et ainsi de déformer le modèle avec la méthode moving least square. Les primitives géométriques sont obtenues depuis la régionalisation manuelle. Nous avons utilisé le modèle paramétrique de la méthode V1 et y avons ajouté ou simplifié un certain nombre de primitives géométriques afin de pouvoir déformer le modèle plus aisément. La description des primitives géométriques pour chaque région anatomique de l'omoplate et de l'humérus est présentée à la Figure 5.8.

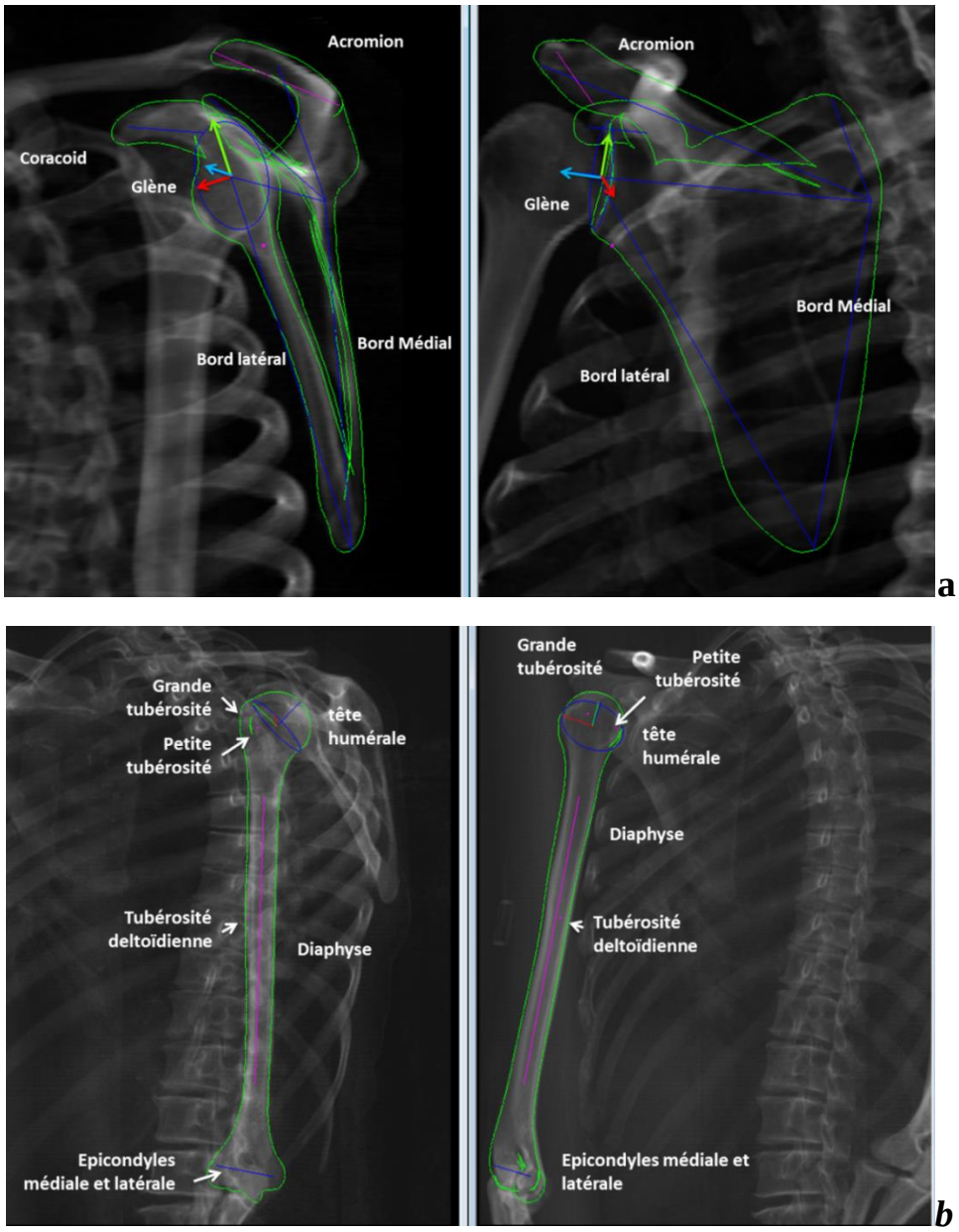


Figure 5.8 Modèle paramétrique de l'omoplate (a) et de l'humérus (b).

Tableau 5.1 Description de chaque région anatomique du modèle paramétrique de l'omoplate et de l'humérus (Les paramètres descriptifs pour chaque type de primitive ont été présentés au Chapitre 3)

Région globale	Région précise	Primitive Géométrique	Modifié par rapport à la méthode V1
Omoplate			
Corps de l'omoplate	Bord médial	Segment de droite	Non
	Bord latéral	Segment de droite	Non
	Ligne inférieure de la fosse sus-épineuse	Segment de droite	Oui
	Col	Point	Oui
Épine de l'omoplate	Épine	Segment de droite	Non
Apophyse Coracoïde	Pointe – Col	Segment de droite	Non
Glène	Contour	Ellipse	Non
Acromion	En direction médio-latérale	Segment de droite	Non
	En direction antéro-postérieur	Segment de droite	Oui
Humérus			
Tête humérale	tête humérale	Sphère	Non
	Grande tubérosité	Point	Oui
	Petite tubérosité	Point	Oui
Diaphyse	Diaphyse	Segment de droite	Non
	Tubérosité deltoïdienne	Point	Oui
Epicondyle	Epicondyles médiale et latérale	Segment de droite	Non

5.3.3 Segmentation manuelle (Définition des contours sur les images)

Actuellement, la méthode utilise une paire de radiographies biplanes qui est issue de la première acquisition (position de repos) du protocole de reconstruction V1. Ce protocole est décrit au Chapitre 3 dans la partie matériel et méthode. Sur chacune des images, un opérateur identifie des contours qui correspondent aux contours que l'on retrouve dans le modèle moyen aux contours de l'omoplate et de l'humérus. De plus, l'opérateur sélectionne deux points, le centre de la pointe coracoïde et la pointe antéro-supérieure de l'acromion. Ces deux points serviront plus tard pour ajuster la forme de la coracoïde et de l'acromion après que le modèle ait été pré-positionné dans la scène radiographique. Un exemple

d'images d'un sujet asymptomatique avec la segmentation manuelle est montré à la *Figure 5.9*.

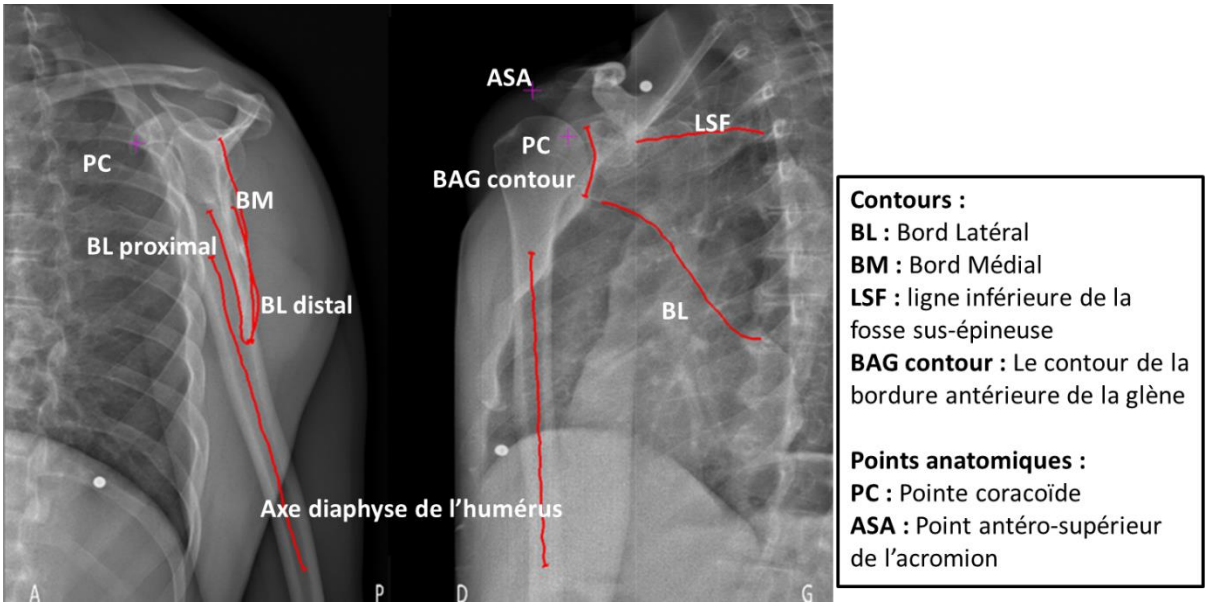


Figure 5.9 Acquisitions de radiographies biplanes du système EOS pour un sujet asymptomatique dans la position de repos, avec les contours et points identifiés

5.3.4 Procédure de reconstruction

La méthode de reconstruction se fait en plusieurs étapes comme décrit ci-dessous.

Pour l'omoplate :

a. Pré-positionnement et mise à l'échelle du modèle

b. Ajustement automatisé de la forme

c. Rétroprojection de la forme et ajustement manuel de cette solution initiale

d. Déformation fine de la glène

Pour l'humérus :

e. Pré-positionnement l'humérus

f. Ajustement manuel du pré-positionnement

g. Rétroprojection de la forme et ajustement manuel de cette solution initiale

Après la reconstruction :

h. Calcul automatique des indices cliniques

Ces étapes sont détaillées comme suit :

a. Pré-positionnement et mise à l'échelle du modèle

a.1 Localisation du bord latéral en 3D

Pour connaître le positionnement de l'objet dans l'espace 3D, il faut d'abord obtenir des informations stéréo-correspondantes. La seule information stéréo-correspondante sur le corps de l'omoplate est le bord latéral. Nous définissons 3 surfaces réglées non-stéréo-correspondantes qui sont obtenues par les contours visibles de sa surface latérale (vue de face) et sa surface antérieure et postérieure (vue de profil) (*Figure 5.10*). Le centre du bord latéral est alors calculé comme les centres des cercles inscrit dans chaque triangle formé par les 3 lignes de rétroprojection sur chaque hauteur (50 niveaux) (*Figure 5.10*). En utilisant la méthode de Procruste entre les 50 points du bord latéral dans le modèle moyen aux contours et celui calculé depuis les images, nous pouvons pré-positionner et mettre à l'échelle le bord latéral du modèle aux contours. En appliquant la même transformation et mise à l'échelle sur le modèle moyen aux contours entier, nous obtenons un premier pré-positionnement.

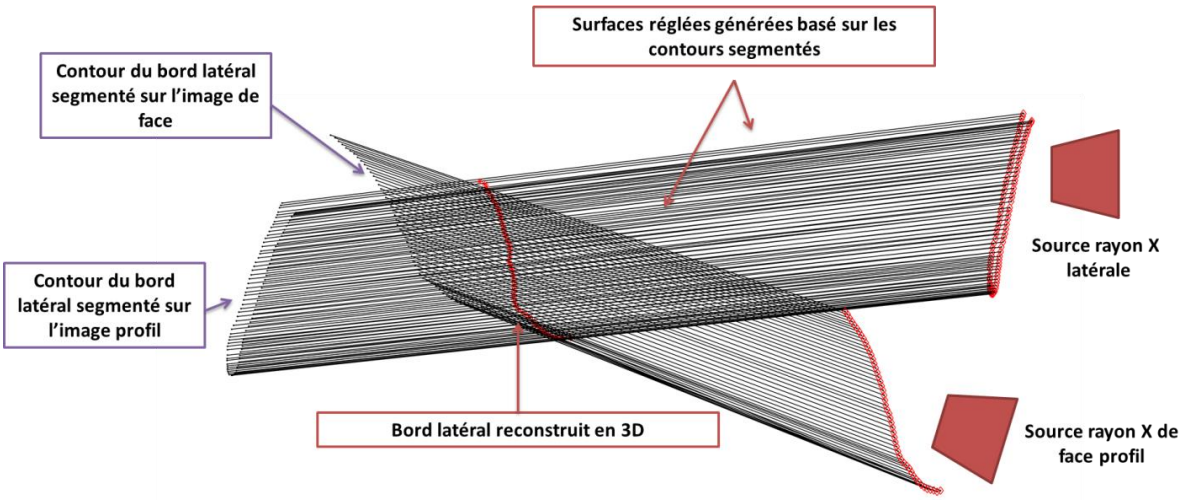


Figure 5.10 Reconstruction du bord latéral en 3D en utilisant les contours segmentés sur les images radiographies biplanes (pendant l'acquisition, la source se déplace du bas vers le haut, donc nous affichons plusieurs sources à différentes hauteurs)

a.2 Rotation et projection sur les plans non stéréo correspondants

Deux surfaces réglées non-stéréo correspondantes, générées par le bord médial et la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse, sont obtenues depuis la segmentation manuelle sur les images. Pour améliorer sa position, nous appliquons une rotation au modèle moyen aux contours pré-positionné autour d'un axe de rotation qui est la droite qui relie les deux points extrémité du bord latéral du modèle moyen aux contours pré-positionné, en minimisant la distance entre des points du modèle moyen aux contours (50 points représentant le bord médial et 30 représentant la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse) et les surfaces réglées de rétroprojection (composées de 50 et 30 lignes de rétroprojections). Après la rotation, les points de rétroprojection du modèle moyen aux contours sur les deux surfaces réglées sont calculés. Le nouveau modèle moyen aux contours pré-positionné après la rotation est donc considéré comme le contour du bord latéral et les deux contours issus de la projection. Ensuite, nous positionnons et mettons à l'échelle le modèle moyen surfacique en utilisant la transformation obtenue par l'analyse Procruste sur le modèle moyen aux contours initial et celui pré-positionné.

a.3 Ajustement du positionnement en ajoutant les points BSG BIG

Une fois que le modèle moyen surfacique est positionné et mis à l'échelle, les points du bord supérieur (BSG) et inférieur de la glène (BIG) sont extraits. Ces deux points sont prédéfinis manuellement dans le modèle moyen. Nous calculons donc la projection des deux points selon leur ligne de rétroprojection, obtenue par la segmentation manuelle sur l'image (les deux points extrémité du contour segmenté de la bordure de la glène antérieure). Les deux points projetés sont ajoutés dans le nouveau modèle moyen aux contours pour placer le modèle moyen de nouveau. Étant donné qu'il y a 130 points sur le modèle aux contours, pour pouvoir y ajouter les informations de BSG et BIG, ces deux points supplémentaires ont une pondération 30 fois plus importante. La transformation est donc obtenue par l'analyse Procruste en utilisant le nouveau modèle moyen aux contours. Enfin, le modèle moyen surfacique est positionné et mis à l'échelle de nouveau en appliquant cette transformation.

b. Ajustement automatisé de la forme

Une fois que le modèle moyen est positionné et mis à l'échelle, le modèle paramétrique associé est, lui, posé en utilisant des points anatomiques prédéfinis sur le modèle moyen. Avec les points sélectionnés ou les points extraits du contour sélectionné sur les images, nous pouvons ajuster la forme des différentes régions de l'omoplate par une déformation locale en utilisant la méthode de *moving least square*. Les points sont :

- Le barycentre de la pointe coracoïde et le point antéro-supérieur de l'acromion, sélectionnés sur les images
- L'angle inférieur et le trigonum spinae scapulae, extraits des contours

c. Rétroprojection de la forme et ajustement manuel de cette solution initiale

A cette étape, le modèle paramétré est rétroprojeté sur les images, ce qui permet à l'opérateur d'ajuster la coracoïde, l'acromion ou le bord latéral manuellement en manipulant les primitives géométriques directement si nécessaire. L'ajustement utilise le *moving least square* comme à l'étape précédente.

d. Déformation fine de la glène

Pour pouvoir modéliser les sujets avec une arthrose de la glène, nous avons implanté un premier essai de déformation fine sur la partie antérieure de la glène avec la méthode de krigeage dual. La rétroprojection du modèle surfacique personnalisé sur l'image de face donne le contour de la partie antérieure de la glène, et au final, ce contour doit se superposer à la segmentation manuelle de la même partie antérieure de la glène. Nous calculons donc la surface réglée à partir de la segmentation manuelle, et déformons ensuite la glène selon 8 points équi-répartis sur le contour de la partie antérieure de la glène du modèle personnalisé vers la rétroprojection de ces points sur la surface. Les points BSG et BIG restent non déformés et sont utilisés comme 2 points de contrôle au moment d'appliquer le krigeage dual.

e. Pré-positionnement de l'humérus

Pour pouvoir pré-positionner le modèle de l'humérus, nous nous servons tout d'abord de la connaissance *a priori* sur la relation entre l'humérus et l'omoplate. Nous nous sommes

basés sur le positionnement de l'humérus par rapport à une omoplate pour une paires d'images radiographies biplanes d'un sujet asymptomatique dans une position de repos de l'épaule. Cette connaissance *a priori* nous permet d'obtenir une position initiale de l'humérus à l'aide du repère de la glène personnalisé. Par contre, il faut être conscient qu'il s'agit d'une première approximation, puisque les bases de données dont nous disposons étaient dissociées (humérus d'un protocole et omoplate de l'autre). De plus, rappelons que les sujets avaient finalement un positionnement initial assez variable selon notre étude sur le déplacement gléno-huméral, ce qui obligera un ajustement manuel dans la prochaine étape.

Avant d'ajuster manuellement le pré-positionnement, nous cherchons à faire correspondre le modèle moyen surfacique selon la segmentation manuelle. Pour cela, nous calculons tout d'abord l'axe diaphysaire en 3D depuis la segmentation manuelle sur les images. En gardant le centre de la tête humérale comme le centre de rotation, nous déplaçons la diaphyse vers l'axe calculé en minimisant la distance par moindre carrée entre les 3 points du modèle moyen aux contours et l'axe calculé. Le modèle moyen sera ensuite positionné avec la même transformation.

e. Ajustement manuel du pré-positionnement

Si l'opérateur estime que le modèle moyen pré-positionné n'est pas satisfaisant, il peut appliquer des translations, des rotations ou une mise à l'échelle de cet objet sur les images directement.

f. Ajustement manuel la forme du modèle à l'aide du modèle paramétrique de l'humérus

Le modèle paramétrique de l'humérus est activé une fois que le modèle est bien positionné. L'opérateur peut manipuler les primitives géométriques en temps réel sur les images à l'aide du modèle paramétrique de l'humérus, toujours en utilisant la déformation *moving least square*.

Dans un premier temps :

- la taille de la tête humérale et son centre
- l'épicondyle médial et latéral

Dans un deuxième temps :

- La grande tubérosité, la petite tubérosité et la tubérosité deltoïdienne

g. Calcul automatique des indices cliniques

En total, 14 indices cliniques ont été calculés. La description de méthode de calcul sont présentés au chapitre 6.

5.3.5 Evaluation de la reconstruction

La méthode de reconstruction a été évaluée d'une part en comparant le modèle issu de la méthode avec des reconstructions scanner (erreur point-surface) et d'autre part en mesurant la fiabilité des paramètres cliniques calculés à partir du modèle final. La fiabilité est analysée par la justesse et la reproductibilité inter- et intra-opérateur sur l'orientation de l'omoplate et les indices cliniques. Le calcul et l'évaluation de ces indices cliniques sont présentés au Chapitre 6.

Les erreurs point-surface et la justesse des paramètres ont été évaluées avec 6 sujets cadavériques sans arthrose gléno-humérale. Ces sujets ont été scannés par la machine scanner de SIEMENS SOMATOM Sensation 16 (120 kV, 310mAs, 310mA, 500ms, slice thickness =1mm, Field Of View (FOV)=478mm) et reconstruits en 3D avec le logiciel AVIZO version 7.1.

Pour effectuer la reconstruction sur des images radiographies biplanes, à partir des images scanners en 3D, nous avons généré des radiographies reconstruites de façon digitale (*Digitally Reconstructed Radiographs, DRR*). L'algorithme « ray casting », avec un filtrage qui supprime les tissus mous a été utilisé (Whitmarsh et al. 2011). Les images DRR ont le même calibrage que les images EOS, ce qui permet d'avoir la validation de la forme et du positionnement (*in situ*). Les reconstructions sur ces images ont été faites par un opérateur

avec 3 répétitions en suivant la méthode V2 sur les images DRR. La moyenne de ces trois reconstructions a été ensuite comparée aux modèles de référence issus du scanner.

Pour les erreurs point-surface, nous avons calculé l'erreur quadratique moyenne (*root mean square, RMS*) (*Équation 5.1*) de l'erreur de reconstruction pour les 3 répétitions, chacune par rapport à la surface de la référence.

$$\boldsymbol{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{p} \boldsymbol{d_p^2}}{\boldsymbol{p}}}$$

Équation 5.1 Calcul des erreurs quadratiques moyennes

Où $\boldsymbol{p}$ est le nombre des nœuds, $\boldsymbol{d_p^2}$ était la distance point surface d'un nœud du modèle construit par rapport à la surface de la référence.

La reproductibilité a été étudiée sur des images radiographies réelles. Nous avions à notre disposition des images de 12 sujets *in vivo*, dont 6 sujets sains et 6 sujets pathologiques. Parmi ces 6 sujets pathologiques, 4 sujets présentaient des ruptures de la coiffe sévère sans arthrose, un sujet avait une arthrose de la glène centrée et un sujet avait une prothèse d'épaule de type inversé. Ce choix a été fait afin de vérifier les avantages et les limites de la méthode proposée dans un contexte proche de la clinique.

L'erreur de justesse (biais) et la variance de reproductibilité de la méthode ont été évaluées selon les recommandations fournies dans la norme ISO 5725-2:1994. La variance de reproductibilité $S_{R_i}^2$ pour chaque paramètre à évaluer exprime la variabilité pour chaque sujet i. Elle a été calculée comme :

$$\boldsymbol{S_{R_i}^2} = \boldsymbol{S_{L_i}^2} + \boldsymbol{S_{r_i}^2}$$

Équation 5.2 Calcul de la variance de reproductibilité

Où $\boldsymbol{S_{r_i}^2}$ est la moyenne des variations sur deux reconstructions effectuées par chacun des opérateurs (variance intra-opérateur) ; $\boldsymbol{S_{L_i}^2}$ quantifie la variance des reconstructions moyennes obtenues par deux opérateurs (variance inter-opérateur). Enfin la variance de reproductibilité globale $\boldsymbol{S_R}$ sur les n sujets (n = 12) était calculée de la manière suivante :

$$\boldsymbol{S_R} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} \boldsymbol{S_{R_i}^2}}{\boldsymbol{n}}}$$

Équation 5.3 Calcul de la variance de reproductibilité globale

Un intervalle de confiance à un niveau de confiance de 95% (95% IC) estimé à $\boldsymbol{2} \times \boldsymbol{S_R}$ a été considéré comme un indicateur de l'incertitude globale.

5.4 Résultat

Le temps moyen de reconstructions se situe autour de 10 min (moins que 5 minutes pour la reconstruction de l'omoplate et environ 5 minutes pour celle de l'humérus). Le temps de prise en mains de la méthode est moins d'une demi-journée.

La moyenne des erreurs point surface globales de l'omoplate parmi les 6 sujets cadavériques étaient égales à 3,2 mm (une fois l'écart-type). Le maximum des erreurs quadratiques moyennes était de 11,6 mm, qui variait entre 8,8 et 13,6 mm selon les sujets. Si nous regardons seulement la région de la glène, la moyenne des erreurs était à 1,8 mm et elle variait entre 1,3 mm et 2,9 mm. L'erreur maximale de tous les sujets pour cette région était à 6,2 mm. L'erreur maximale apparait au niveau de l'angle supérieur et au niveau de la partie supérieure du bord médial.

Pour l'humérus, la moyenne des erreurs quadratique moyenne des erreurs point surface globales varie entre 2,1 mm et 4,0 mm (une fois l'écart-type) (*Tableau 5.2*). L'erreur maximale apparait à la région de l'épicondyle latéral, qui atteint jusqu'à 15,2 mm. Au niveau de la partie supérieure de l'humérus, l'erreur quadratique moyenne était entre 1,8 mm et 2,8 mm, et l'erreur maximale parmi tous les sujets était de 6,7 mmm.

Tableau 5.2 Erreur point surface de la reconstruction (moyenne des erreurs des 3 répétitions par rapport à la référence)

Sujet	Omoplate (Erreur moyen des 3 reconstructions)				Humérus (Erreur moyen des 3 reconstructions)			
	Globale (mm)		Glène (mm)		globale (mm)		partie supérieure (mm)	
	RMS	Max(VA)	RMS	Max(VA)	RMS	Max(VA)	RMS	Max(VA)
1	3,7	13,6	2	4,7	2,9	9,8	2,4	5,7
2	3,5	11,3	1,8	4,1	2,6	8,9	2,3	5,1
3	2,1	8,8	2,4	6,2	2,2	6,8	2,1	4,3
4	3,1	10,4	1,3	2,7	2,2	5,9	1,8	4
5	3,3	13	1,9	5,2	2	6,3	1,5	4
6	3,2	12,4	1,6	3,7	3,5	11,8	2,7	6,9
Min	**2,1**	**8,8**	**1,3**	**2,7**	**2,1**	**6,7**	**1,8**	**4,1**
Max	**3,7**	**13,6**	**2,4**	**6,2**	**4,0**	**15,2**	**2,8**	**6,7**
Moyenne	**3,2**	**11,6**	**1,8**	**4,4**	**2,8**	**9,4**	**2,3**	**5,3**

VA, Valeur absolue

L'estimation de l'orientation du plan de l'omoplate ne présente presque pas de biais (moyenne des erreurs égale à 0,2°) (*Tableau 5.3*). La reproductibilité (95% IC) de l'orientation du plan de l'omoplate était égale à 5,08° selon la norme ISO.

Tableau 5.3 Justesse de la reconstruction (moyenne des 3 répétitions) évalué par l'orientation de l'omoplate

Sujet	Erreur de justesse de l'orientation de l'omoplate (°)
1	-0,2
2	1,2
3	1,6
4	-1,2
5	0,1
6	0
Moyenne [min–max]	**0,2 [-1,2 – 1,6]**

5.5 Discussion

La présente méthode permet d'obtenir un modèle personnalisé de l'omoplate et de l'humérus de manière assez rapide et avec peu d'intervention de l'utilisateur. Le pré-positionnement donne une première initialisation près du modèle final. Ce pré-

positionnement aide à comprendre les informations sur les images et permet de diminuer les interventions manuelles pour la suite.

La reconstruction de l'omoplate est difficile à cause de la superposition de différentes structures (le poumon, la clavicule, les côtes et la tête humérale), la variation de sa forme et son positionnement chez les différents sujets. Le positionnement initial doit être relativement proche de la solution finale afin de guider ensuite l'utilisateur dans l'identification des points anatomiques et contours visibles dans les images. Si le positionnement initial est trop loin du positionnement final, l'utilisateur a plus de difficulté à identifier les structures et les déformations appliquées par la suite risquent d'être erronées. La méthode V1 (Lagacé 2012; Ohl 2014) comprend une étape assez fastidieuse de placement du modèle 3D paramétré dans la scène radiographique, et la reconstruction prend environ 15 minutes. Dans cet esprit, pour accélérer ce premier positionnement, nous avons proposé l'utilisation d'un modèle aux contours. Ce modèle très simplifié du modèle moyen permet assez rapidement d'obtenir une bonne approximation de la position du modèle 3D dans la scène radiographique. Il permet ainsi de s'affranchir de la manipulation d'un modèle 3D dans la scène, ce qui demande une certaine dextérité et connaissance de ce genre de manipulation dans un environnement 3D. Le temps de manipulation pour obtenir le modèle 3D personnalisé n'est pas diminué de façon significative. Par contre, par rapport aux points d'amélioration identifiés de la méthode V1, l'information sur les contours permettra potentiellement d'appliquer des déformations fines automatiques.

Afin de pouvoir comparer la justesse présentée ici, obtenue avec la méthode V2, à celle que l'on obtiendrait avec la méthode V1 en utilisant une seule position, nous avons aussi appliqué la reconstruction avec la méthode V1 pour 6 sujets cadavériques. Pour l'omoplate entière, l'erreur quadratique moyenne point surface était à 3,1 mm, la moyenne des erreurs maximales à 11,4 mm (3,2mm et 11,6 mm pour la méthode V2). Au niveau de la glène, l'erreur quadratique moyenne point surface était à 1,9 mm et la moyenne des erreurs maximales était à 4,7 mm (par rapport à 1,8 mm et 4,4 mm pour la méthode V2). Ces résultats montrent que la méthode V2 est équivalente à la méthode V1 pour la plupart des

sujets en termes de justesse. Certaines erreurs qui subsistent démontrent néanmoins qu'il reste des améliorations qui pourraient être faites.

L'uniformisation du maillage nous permet aujourd'hui d'avoir accès automatiquement aux zones et point anatomiques d'intérêt qui ont été identifiés sur le modèle moyen et ainsi obtenir un modèle moyen qui est plus proche du modèle personnalisé au final par rapport au modèle implanté dans la méthode V1. Néanmoins, une étude de validation sera nécessaire pour évaluer l'impact du ré-échantillonnage de maillage sur la forme finale.

La région où les erreurs sont plus élevées pour la méthode V2 est l'épine de l'omoplate et la partie supérieure du bord médial où ces informations sont peu visibles dans les images. Pour ces régions, seul le modèle moyen a été utilisé, sans utiliser des informations de formes qui pourraient aider à déformer le modèle en respectant la corrélation de positionnement des points. D'ailleurs, comme nous l'avons observé dans la base de données, déformer le bord latéral comme une droite, ou la tête humérale comme une sphère ne suffit pas pour représenter toutes les variations de forme. De plus, la base de données est limitée en taille (40 omoplates et 16 humérus) et ne dispose pas de base de données qui contient à la fois l'omoplate et l'humérus. Une analyse plus compète de la méthode avec le calcul des indices cliniques et la piste d'amélioration sont présentées au Chapitre 6.

CHAPITRE 6
TRAVAIL PERSONNEL PARTIE III
EVALUATION DES INDICES CLINIQUES

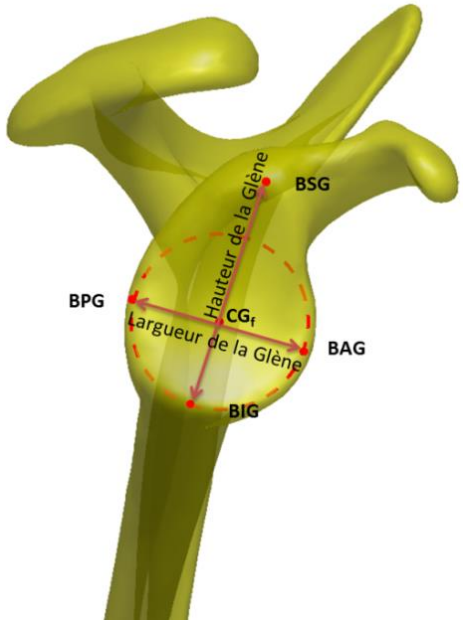
Ce chapitre présente des indices cliniques de l'épaule calculés à partir du modèle 3D personnalisé. Ces indices sont généralement utilisés en clinique pour prédire des risques de rupture de la coiffe ou pour l'analyse de la chirurgie de mise en place de prothèse en préopératoire ou pour son évaluation en post-opératoire. Certains des indices présentés ici ne sont pas actuellement utilisés en routine clinique, mais nous faisons l'hypothèse qu'ils pourraient aussi être utiles pour la planification chirurgicale. Pour les indices qui sont utilisés en clinique, ils ont initialement été définis soit à partir de mesures sur des radiographies planes, soit à partir de mesures sur des images scanner ou IRM. Nous les avons donc adaptées pour qu'elles soient utilisables dans un contexte de mesure sur un modèle 3D.

6.1 Matériels et méthodes

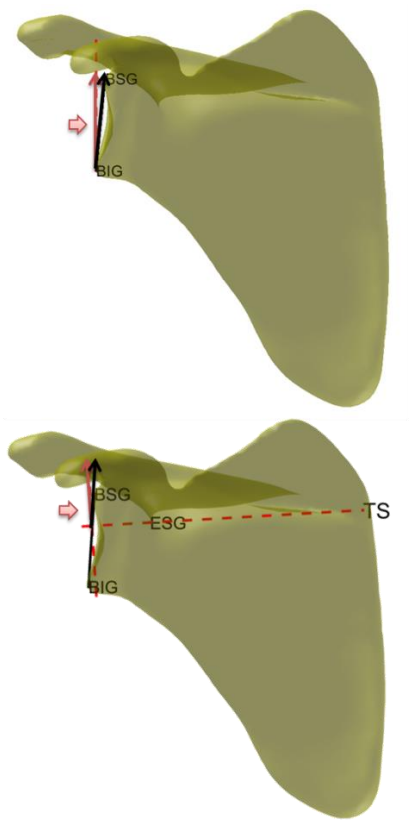
Le calcul des indices cliniques nécessite de définir des points de repère osseux. Les points sont prédéfinis sur le modèle moyen, soit défini comme une arête sur la surface du modèle, soit calculés depuis une région sélectionnée (ex. barycentre d'une région). Puis, les coordonnées de ces points sont obtenues une fois que le modèle est personnalisé, sauf certains points qui ont été relocalisés pendant la personnalisation du modèle. Dans la partie suivante, nous allons préciser seulement les points qui sont définis par le calcul d'une région ou ceux qui doivent être personnalisés spécifiquement pendant la reconstruction. Le calcul de chaque indice est automatique une fois le modèle 3D obtenu.

6.1.1 Définition des indices cliniques

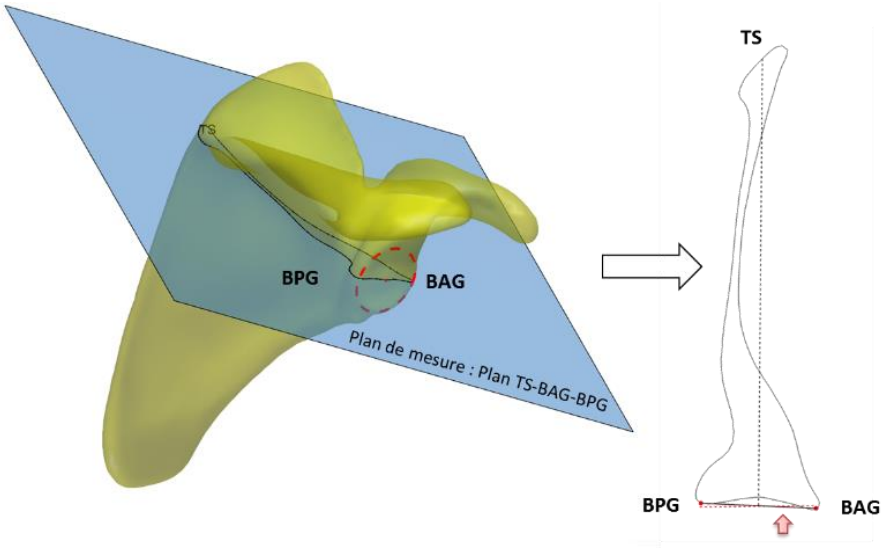
a. Hauteur et largeur de la glène (Kwon et al. 2005; Bryce et al. 2008)

	La hauteur de la glène correspond à la longueur du segment BSG-BIG. La largeur de la glène correspond au segment BAG-BPG. **BSG :** bord supérieur de la glène **BIG :** bord inférieur de la glène **BAP :** bord antérieur de la glène **BPG :** bord postérieur de la glène **CG_f :** centre fonctionnel de la glène Cercle en rouge : cercle par moindres carrées de la partie inférieure de la glène Les points BSG, BIG, BAG BPG sont les 4 points situés au niveau supérieur, inférieur, antérieur et postérieur du bord de la glène. Les segments BAG-BPG et BAG-BIG passent par le centre du cercle, défini comme le centre fonctionnel de la glène (**CG_f**). Le **CG_f** se situe en dessous du centre du repère de la glène, qui est défini comme le centre d'ellipse par moindres carrées de l'ensemble des points sur la bordure de la glène.

b. Angle d'inclinaison positionnelle et morphologique de la glène (Habermeyer et al. 2006; Bishop et al. 2009)

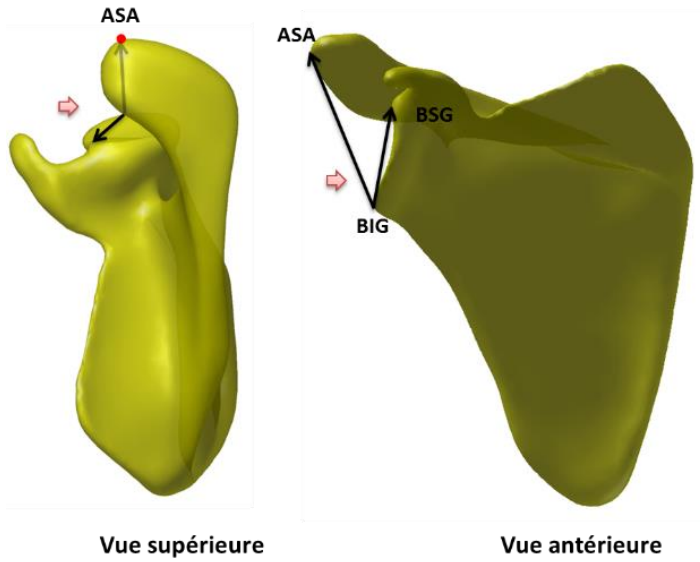
	Angle entre le vecteur BIG-BSG orienté vers le haut et la référence, qui est défini de deux façons différentes : 1. le vecteur vertical au sol, orienté vers le haut (Habermeyer et al. 2006); 2. le vecteur perpendiculaire à la ligne TS-ESG, orienté vers le haut (Bishop et al. 2009). La première méthode dépend du positionnement et de la morphologie de la scapula, le paramètre s'appelle l'angle d'inclinaison positionnelle, alors que la deuxième méthode est invariante par rapport au positionnement de la scapula, donc le paramètre s'appelle l'angle d'inclinaison morphologique. **TS :** Trigonum Spinae Scapulae **ESG :** point de l'échancrure spino-glénoïdienne

c. Version de la glène (Friedman et al. 1992)



La version de la glène est mesurée dans le plan TS-BAG-BPG. Elle est définie comme l'angle entre le vecteur BPG-BAG, orienté vers BAG et la droite de référence. Dans la littérature, deux méthodes existent pour choisir la droite de référence dans une coupe d'image CT (Friedman et al. 1992; Poon & Ting 2012; Matsumura et al. 2014). Nous avons choisi la méthode de Friedman, qui est définie comme la perpendiculaire au segment qui relie CG_f et TS.

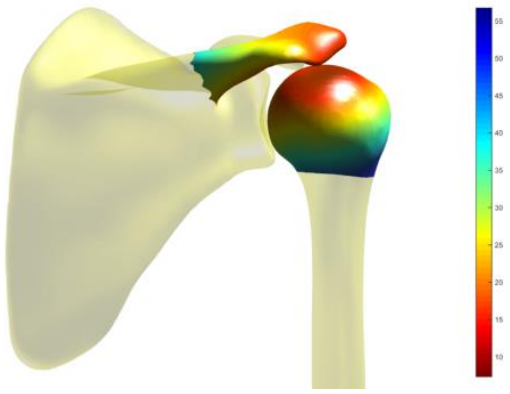
d. Angle critique de l'épaule en 3D (adapté de Moor et al. 2013)



L'angle critique de l'épaule en 3D (*Critical shoulder angle, CSA*) est l'angle entre le vecteur BIG-ASA, orienté vers ASA et le vecteur BIG-BSG, orienté vers BSG. Cette mesure en 3D est proposée pour refléter l'angle 2D calculé sur une radiographie de face dans la littérature (Moor et al. 2013).

ASA : point antéro-supérieur de l'acromion

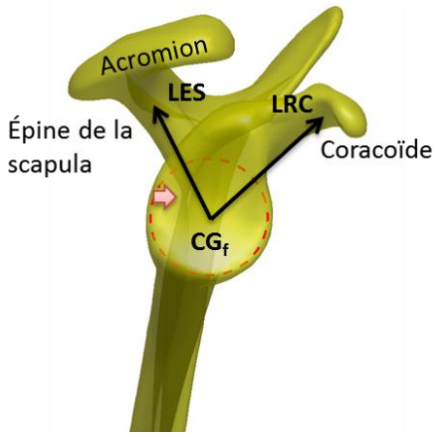
e. Distance sous-acromiale (Cotton et al. 1964; Petersson & Redlund-Johnell 1984)



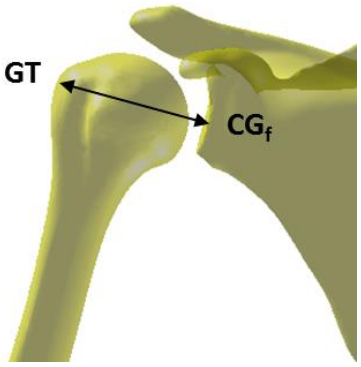
La distance sous-acromiale est la distance minimale entre la surface inférieure de l'acromion et la tête humérale.

La région de la tête humérale et celle de l'acromion sont prédéfinies sur le modèle 3D et elles sont donc déformées pendant le processus de reconstruction. La distance sous-acromiale est donc calculée comme la distance minimale entre les deux surfaces.

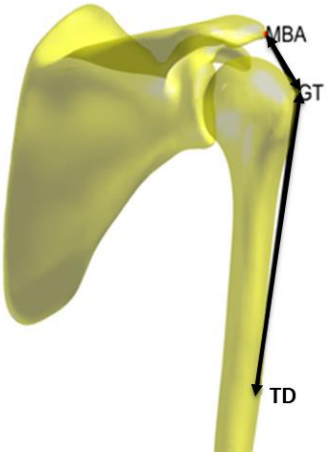
f. Angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïde (nouvel indice)

	L'angle entre l'épine de la scapula et la racine de l'acromion est calculé comme l'angle entre le vecteur $\overrightarrow{v_{\mathbf{CG_f-LES}}}$ et le vecteur $\overrightarrow{v_{\mathbf{CG_f-LRC}}}$ **LES :** point latéral de l'épine de la scapula **LRC :** point latéral de la racine de la coracoïde. Le point **LES** représente la direction de la racine de l'épine. Il est choisi comme le point le plus proche au plan frontal de la glène parmi tous les points de la racine de l'épine. Il en est de même pour le point **LRC** sur la coracoïde. La région de la racine de l'épine et celle de la coracoïde sont choisies manuellement sur le modèle moyen en 3D.

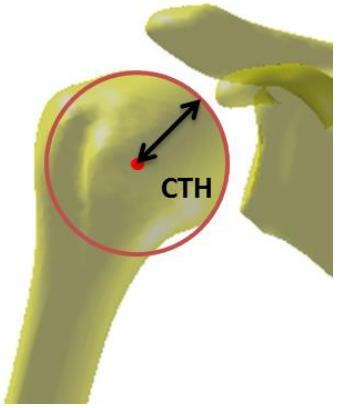
g. Offset de la tête humérale par rapport à la glène (Iannotti et al. 1992)

	L'offset de la tête humérale par rapport à la glène correspond à la distance CG_f-GT **GT :** grande tubérosité

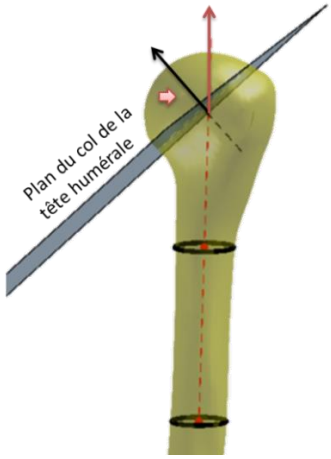
h. Distance entre l'acromion et la grande tubérosité et distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne (Iannotti et al. 1992)

	La distance entre l'acromion et la grande tubérosité correspond à la distance **MBA-GT** La distance entre la grande tubérosité et la tubérosité desltoïdienne correspond à la distance **GT-TD** **MBA :** point milieu du bord latéral de l'acromion **TD :** tubérosité deltoïdienne Le point **MBA** est identifié manuellement lors de la régionalisation du bord latéral de l'acromion lors de la construction du modèle moyen. Les points **GT** et **DI** sont choisis manuellement sur le modèle moyen en 3D, et ensuite manipulés/ajustés par l'opérateur pendant la reconstruction si nécessaire.

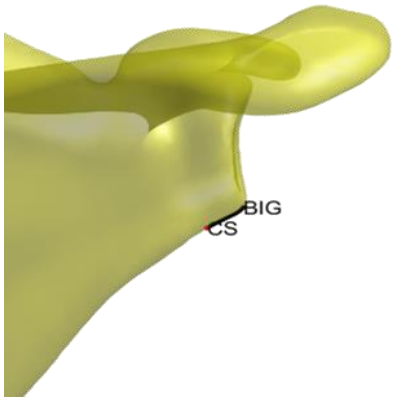
i. Rayon de la tête humérale (Boileau & Walch 1997)

	Le rayon de la tête humérale correspond au rayon de la sphère par moindres carrées de la région proximale de la tête humérale **CTH** : centre de la tête humérale La région proximale de la tête humérale est sélectionnée manuellement sur le modèle 3D, le point CTH est le centre de la sphère par moindres carrés de cette région.

j. Inclinaison de la tête humérale (Pearl & Volk 1996)

	L'inclinaison de la tête humérale correspond à l'angle entre l'axe de la tête humérale et l'axe diaphysaire de la partie supérieure de l'humérus Les points autour du col de l'humérus ont été sélectionnés manuellement sur le modèle 3D. Une fois que le modèle est personnalisé, un plan du col de la tête humérale est calculé comme le plan par moindres carrés passant par ces points. L'axe de la tête humérale est la normale du plan. L'axe diaphysaire est défini par deux centres des deux contours sur la partie supérieure de la diaphyse humérale.

k. Longueur du col de la scapula (Torrens et al. 2009)

	La longueur du col de la scapula correspond à la distance **BIG-CS** **CS :** Col de la scapula, qui représente le creux du col de la scapula. Le point CS est choisi manuellement sur le modèle moyen en 3D, et ensuite pendant la reconstruction, l'opérateur peut l'ajuster si nécessaire.

6.1.2 Test de justesse et de reproductibilité

Le calcul des indices est mesuré par sa justesse et sa reproductibilité inter- et intra-opérateur, en utilisant une population ainsi que le résultat de reconstruction identique à ceux utilisés précédemment pour évaluer la méthode de reconstruction. Le protocole d'imagerie est détaillé au Chapitre 4. La justesse a été évaluée sur 6 spécimens cadavériques

dont nous possédions les modèles 3D reconstruits à partir d'images scanner. La reproductibilité a été évaluée sur une population de 12 sujets *in vivo*.

Selon la norme ISO 5725-2:1994, pour chaque indice clinique calculé, l'erreur de justesse était définie comme la moyenne des erreurs signées des 3 reconstructions par un opérateur. Un intervalle de confiance à un niveau de confiance de 95% (95% IC) estimé à $\boldsymbol{2 \times S_R}$ (la variance de reproductibilité) a été considéré comme un indicateur de l'incertitude globale. Le calcul de $\boldsymbol{S_R}$ est détaillé dans le Chapitre 5.

6.2 Résultats

6.2.1 Variation interindividuelle des indices sur deux bases de données

Tout d'abord, nous vérifions si les spécimens utilisés pour évaluer la justesse des calculs présentaient une variation interindividuelle. Pour cela, nous avions à nos dispositions deux bases de données : 6 références cadavériques et 40 omoplates isolées. Sur cette seconde base de données ne contenant pas d'humérus, les paramètres liés à l'humérus n'ont pas pu être calculés. Les indices mesurés depuis les 6 références cadavériques et également les indices de l'omoplate sur 40 omoplates isolés de la base de données sont présentés au *Tableau 6.1*. Comme les valeurs sous forme de distances sont variables, nous avons également calculé le pourcentage que représentait l'écart-type pour chacune des mesures. Nous pouvons observer que la variabilité interindividuelle de la plupart des indices oscille entre 4% et 15% de la valeur moyenne. Les valeurs les moins variables sont la longueur, la largeur de la glène, la distance GT-DT et le rayon de la tête humérale, dont les écart-types sont inférieur à 6%. Par contre, les indices les plus variables sont la distance sous acromiale et l'offset de la tête humérale (15%).

Pour les valeurs angulaires, la variation est seulement présentée par leur écart-type. La version de la glène est très peu variable (écart-type = 0.6°). L'angle critique de l'épaule (*critical shoulder angle)* et l'angle entre l'épine de la scapula et la racine de la coracoïd sont les deux indices avec le plus de variabilité interspécimen (écart-type = 4.2° et 5.2°).

Les images scanners ont été faites en position couchée, donc nous ne présentons pas l'angle d'inclinaison de la glène positionnelle dans ce tableau.

Tableau 6.1 Les indices cliniques des références cadavériques

Indice	6 références cadavériques					40 omoplates de la base de données	
	Moyenne	Ecart-type	Ecart-type/ moyenne (%)	Min	Max	Moyenne	Ecart-type
Longueur glène (mm)	40	2,1	5%	36,5	42,4	35,8	2,1
Largeur glène (mm)	29,2	1,2	4%	27,7	31,8	26,1	1,7
Inclinaison glène morphologique (°)	1,3	3,4	-	11,6	20,8	2,6	3,5
Version Glène (°)	0,9	0,6	-	0,2	2,1	1,8	1,8
Angle critique de l'épaule (°)	33,7	4,2	-	27,9	38,7	33,4	3,5
Epine coracoïde angle (°)	82,8	5,2	-	78,6	94,1	80,0	4,2
Distance sous acromiale (mm)	12,8	1,9	15%	9,4	15,2	-	-
Offset tête humérale (mm)	37,9	5,7	15%	26,5	44	-	-
Distance acromion-GT (mm)	43,6	2	9%	38,9	48,3	-	-
Distance GT-TD (mm)	143	7,4	5%	131,5	152,1	-	-
Rayon tête humérale (mm)	24,4	1,4	6%	22,6	25,9	-	-
Inclinaison tête humérale (°)	46,8	3	-	43	52,4	-	-
Longueur col scapula (mm)	12,6	0,8	8%	11,7	14,5	10,9	0,5

6.2.2 Justesse

Dans la suite du texte, la justesse est évaluée à travers le biais qui correspond à la différence entre la mesure faite suite à la reconstruction et celle faite directement sur les modèles scanners. Plus le biais est important, mois la justesse est bonne. Le *Tableau 6.2* montre les valeurs de biais entre les mesures faites sur le scan de référence et la reconstruction avec la méthode à partir d'images DRR pour les six spécimens cadavériques. La moyenne des biais de 9 sur 14 indices sont de -0.9 mm à 1.0 mm, et de -0.6° à 2°, sauf pour la distance sous-acromiale (qui est sous-estimée de 2.5 mm).

Tableau 6.2 Biais de mesure des 14 indices cliniques calculés à partir des scans de référence et après la reconstruction avec des images DRR, présenté comme moyenne, écart-type, valeur minimale et maximale. Les indices cliniques calculés avec la méthode de reconstruction proposée sont la moyenne de 3 reconstructions des 6 sujets par le même opérateur.

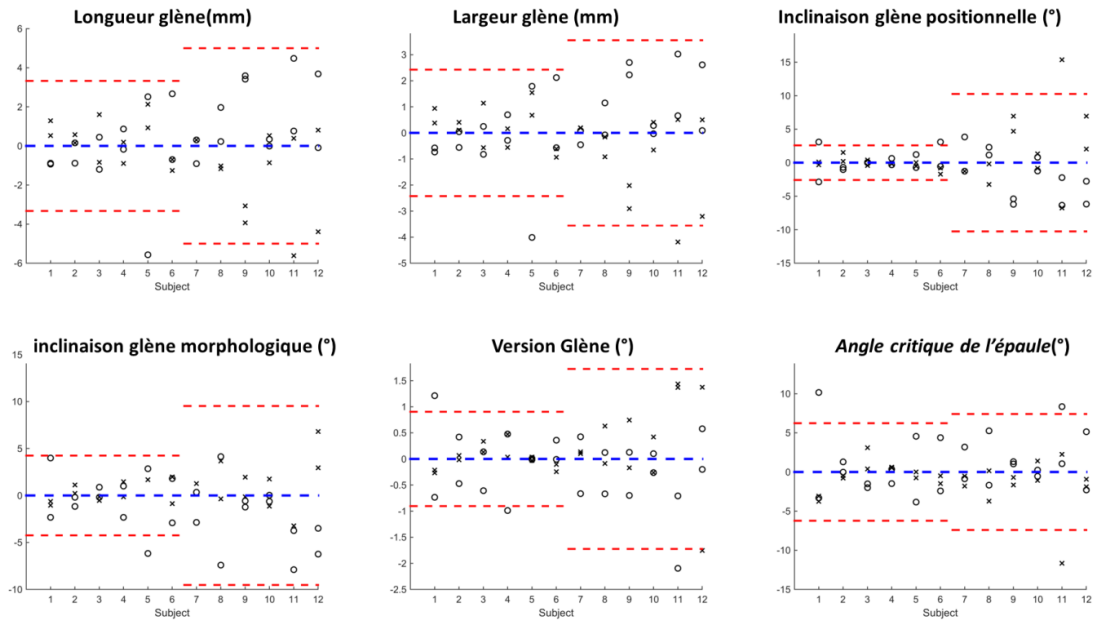
Indice	**Justesse**								
	Sujet						**Moyenne**	**Min**	**Max**
	1	2	3	4	5	6			
Longueur glène (mm)	1,5	0,9	-0,8	-0,5	2	-0,5	0,4	-0,8	2
Largeur glène (mm)	3,4	-0,5	1	0	-0,8	-2,1	0,2	-2,1	3,4
Inclinaison glène positionnelle (°)	3,6	0,7	-3,4	1,4	1,1	3,5	1,2	-3,4	3,6
Inclinaison glène morphologique (°)	-0,6	2	5,6	-2,9	0,8	-2,9	-0,5	-7,9	5,6
Version Glène (°)	2,3	0,5	2,1	3,1	1,4	-0,6	1,5	-0,6	3,1
Angle critique de l'épaule (°)	4,6	-2,5	-2,5	3,1	-1,0	4,3	1	-2,5	4,6
Epine coracoïde angle (°)	-5,9	3,6	-5,6	-3,1	3,3	-3,2	-1,8	-5,9	3,6
Distance sous acromiale (mm)	-1,1	1,3	-1,5	2,7	-1,9	-1,2	-0,3	-1,9	2,7
Offset tête humérale (mm)	5,5	1,8	-3,4	-1,1	0,6	9,3	2,1	-3,4	9,3
Distance acromion-GT (mm)	-0,2	-2,9	-6,0	1,3	-3,6	-5,0	-2,7	-6	1,3
Distance GT-TD (mm)	-1	-1,2	-1,5	1	-0,8	2,4	-0,2	-1,5	2,4
Rayon tête humérale (mm)	-0,4	-1,1	-0,1	0,2	-0,4	0,2	-0,3	-1,1	0,2
Inclinaison tête humérale (°)	-1,7	-4,6	-1	-7,3	-4,1	-0,7	-3,3	-7,3	-0,7
Longueur col scapula (mm)	-0,4	-1,1	-0,9	0,3	-0,9	-1,4	-0,7	-1,4	0,3

6.2.3 Reproductibilité intra- et inter-opérateur

Le résultat de l'étude de reproductibilité sur 12 sujets *in vivo* est présenté au *Tableau 6.3* et à la *Figure 6.1*. Nous pouvons observer que la version de la glène, ainsi que le rayon et l'inclinaison de la tête humérale sont les 3 indices les plus répétables. L'angle d'inclinaison positionnelle et morphologique de la glène, la distance entre l'acromion et la grande tubérosité, la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne, l'angle critique de l'épaule (*critical shoulder angle)* et l'angle entre épine et la coracoïde présentent une reproductibilité un peu plus faible (95%IC supérieur à 4° et 5 mm).

Tableau 6.3 Intervalle de confidence à 95% des 14 indices cliniques

Indice	95% IC (Norme ISO)
Longueur glène (mm)	2.77
Largeur glène (mm)	1.97
Inclinaison glène positionnelle (°)	4.69
Inclinaison glène morphologique (°)	4.67
Version Glène (°)	0.90
Angle critique de l'épaule (°)	4.28
Epine coracoïde angle (°)	5.22
Distance sous acromiale (mm)	2.75
Offset tête humérale (mm)	2.52
Distance acromion-GT (mm)	4.96
Distance GT-TD (mm)	6.48
Rayon tête humérale (mm)	1.28
Inclinaison tête humérale (°)	1.44
Longueur col scapula (mm)	1.84



(Figure continue à la page suivante)

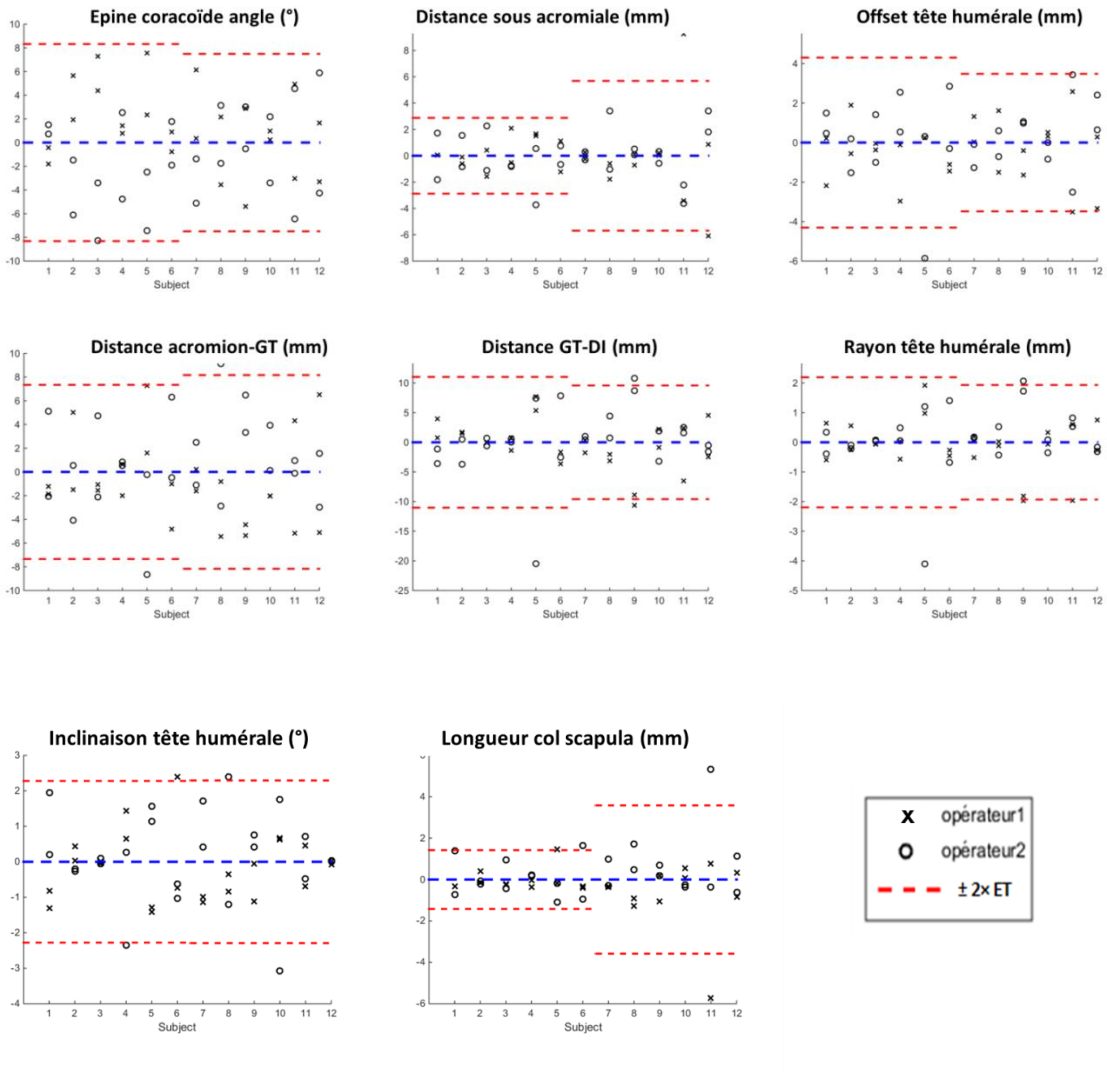


Figure 6.1 Les graphiques de type Bland Altman présentent la différence des mesures des indices pour les deux opérateurs par rapport à la moyenne des 4 reconstructions (2 opérateur, 2 répétition). Chaque indice est présenté dans une graphique. Le trait pointillé bleu représente la valeur à 0 comme la valeur égale à la moyenne, et le trait pointillé rouge présente l'intervalle de confiance à 95% pour les sujets asymptomatiques et pathologiques. Chaque triangle ou sphère présente une reconstruction. Les 12 sujets sont présentés sur l'axe horizontal. De 1 à 6 sont des sujets asymptomatiques; de 7 à 10 sont des patients avec ruptures de la coiffe ; le sujet 11 est le patient avec arthrose et le sujet 12 est le patient avec une prothèse d'épaule.

6.3 Discussion

Variation interindividuelle des indices sur deux bases de données

Dix sur quatorze indices ont déjà été présentés dans la littérature comme décrit dans le chapitre 2. Certains indices présenteraient des différences liées au sexe, mais les informations sur le sexe sont absentes dans notre base de données cadavérique, et nous comparerons nos résultats avec la moyenne des valeurs masculines et féminines présentées dans la littérature.

Dans la population de l'étude de justesse, nous avons retrouvé des dimensions relativement proches de ce que l'on retrouve dans la littérature pour les indices suivants : la largeur et la hauteur de la glène (Iannotti et al. 1992; Churchill et al. 2001; Kwon et al. 2005; Bryce et al. 2008; Merrill et al. 2008), la version de la glène (Friedman et al. 1992; Churchill et al. 2001), l'angle d'inclinaison morphologique de la glène (Churchill et al. 2001; Bishop et al. 2009), le rayon de la tête humérale (Boileau & Walch 1997; Robertson et al. 2000) et l'inclinaison de la tête humérale (Pearl & Volk 1996; Robertson et al. 2008; Jeong et al. 2009), la distance sous acromiale chez les sujets asymptomatique (Cotton et al. 1964; Weiner & Macnab 1970; Petersson & Redlund-Johnell 1984; Werner et al. 2008).

L'angle critique de l'épaule (*critical shoulder angle)* est mesuré actuellement en 2D dans la littérature et est reconnu pour avoir une influence sur les risques de dégénérescence des tendons de la coiffe des rotateurs (Moor et al. 2013). L'angle critique de l'épaule en 3D utilise les points osseux qui sont les plus proches de ceux utilisés dans la mesure en 2D. Mais les deux angles ne sont pas comparables car la mesure en 2D est influencée par le calibrage du système rayon X et le positionnement de l'omoplate.

La longueur du col de l'omoplate est autour de 2 mm en vue de face, et de 4 mm en vue de profil dans la littérature (Torrens et al. 2008). Notre mesure en 3D est en moyenne de 13 mm. Cela est peut-être dû le choix du point qui définit le col de l'omoplate (*Figure 6.2*).

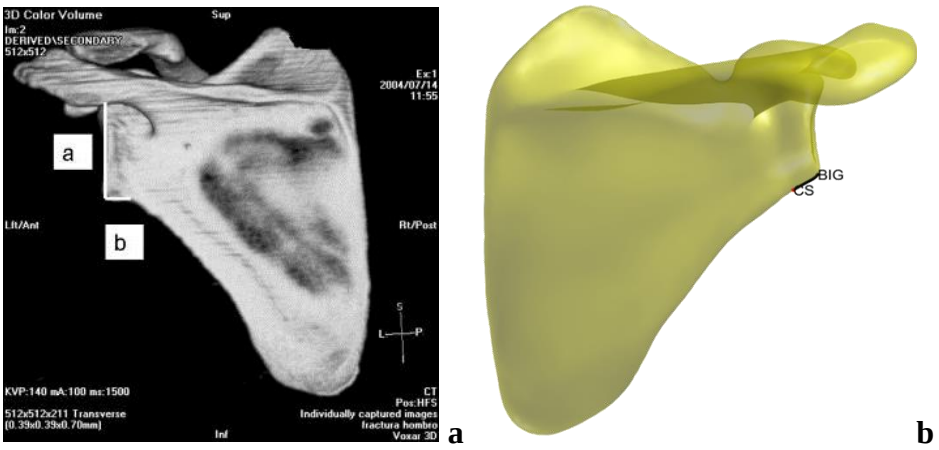


Figure 6.2 Comparaison entre la méthode de calcul de la longueur du col de la glène par Torrens et al (2008) (a) et celle de la présente méthode (b).

Justesse et reproductibilité

La longueur de la glène ainsi que le largueur de la glène ont démontré une bonne justesse, mais ces mesures sont légèrement moins reproductibles (95%IC égale à 2,77 mm pour la longueur et 1,97 mm pour la largeur). Par contre, les études rapportent une reproductibilité de 3 mm sur la mesure depuis la reconstruction 3D scanner, ce qui reste légèrement plus élevé que notre reproductibilité de 2,77mm (Bryce et al. 2008). Une vue supplémentaire dans une position d'abduction de l'épaule ou une inférence statistique qui prédit la largeur de la glène à partir de la hauteur pourra aider à améliorer la fiabilité.

Notre étude a montré que l'angle critique de l'épaule en 3D pouvait être mesuré avec une reproductibilité d'environ 4,3° avec un biais de 1,3°. Nous ne pouvons pas comparer ce résultat avec la mesure sur une image radiographie plane dans la littérature car la mesure en 2D n'est pas précise (Daggett et al. 2015). L'amélioration de la forme de l'acromion permettra augmenter sa fiabilité.

La distance sous-acromiale est un indice essentiel qui sert à comprendre les ruptures de la coiffe des rotateurs et permet d'estimer l'espace au moment de la mise en place de la prothèse. En effet, lorsque la coiffe des rotateurs est abimée, il arrive que la tête humérale subisse une ascension sous l'effet du deltoïde qui exerce une traction vers la haut et qui

n’est pas contrebalancé par les muscles de la coiffe qui sont affaiblis. La distance sous-acromiale est donc une mesure diagnostique et de pronostic pour ce type de patients. Pour la pose de prothèses, cet indice permet d’une part d’estimer la taille de l’implant à poser et d’autres part de vérifier en post-opératoire si l’implant a permis de recentrer la tête sur la glène. Dans notre étude, le biais est de -2,5 mm, et la variabilité est de 2,78mm. À notre connaissance, il n’existe pas d’étude de reproductibilité ayant exploré cette mesure à partir d’un modèle 3D. Sur les images radiographiques avec l’épaule en position de repos, la surface inférieure de l’acromion est peu visible selon la rotation de l’omoplate chez différents individus. L’amélioration du modèle par ajout de d’avantage de vues radiographique est nécessaire pour donner des mesures plus fiables pour cet indice.

En cas d’arthrose gléno-humérale, la tête humérale s’enfonce dans la glène et plus l’usure est importante, plus la tête humérale va se médialiser. Quantifier l’offset de la tête humérale vers la glène permet de comprendre le changement de positionnement entre les deux os ainsi que l’étendue de l’érosion. Dans notre étude, nous proposons d’estimer l’offset à partir de la distance entre la grande tubérosité et le centre de la glène fonctionnelle. La reproductibilité de mesure de cet indice est inférieure à 2,5 mm. À notre connaissance, la littérature ne mesure pas cette distance et nous ne pouvons donc pas comparer nos résultats.

La trajectoire acromion - grande tubérosité - tubérosité deltoïdienne représente une trajectoire simplifiée du muscle deltoïde. Le fonctionnement de la prothèse inversée est basé sur la modification du bras levier du deltoïde par la médialisation du centre de rotation de l’articulation. La mesure de la distance acromion-GT et celle de GT-TD permet de comprendre le trajet musculaire après la mise en place de prothèse. Cet indice a montré un faible biais, mais il est relativement peu répétable (95%IC = 6,5 mm). Cela peut s’expliquer par le fait que l’insertion du deltoïde est difficilement visible sur des radiographies.
La longueur du col de la scapula a été reliée avec les encoches glénoïdiennes (Torrens et al. 2009; Nicholson et al. 2011). Dans nos six sujets cadavériques, la variation des erreurs est à 1,1 mm, et la variabilité de la mesure est égale à 1,87 mm sur les douze sujets in vivo. La longueur du col étant de 13 mm en moyenne, on peut dire que la mesure est malgré tout

juste et précise. Il faudra étudier l'utilité de cet indice dans une étude subséquente chez des sujets avec prothèse.

L'angle entre l'épine de la scapula et la racine coracoïde est l'indice le moins juste. Ceci est dû au fait que l'orientation de l'épine est difficilement visible dans les images. Par contre, avec le développement de la méthode, la reconstruction pourra être appliquée sur plus d'une vue, ce qui permettra d'améliorer la justesse et la reproductibilité de cette mesure.

Notre population *in vivo* présente les sujets sains et pathologiques, nous pouvons observer, selon le 95% CI pour les sujets asymptomatiques et pathologiques, que pour plusieurs paramètres. L'importance de l'incertitude ne semble pas liée à la pathologie. C'est le cas pour l'angle critique de l'épaule (*Critical shoulder angle),* l'angle entre l'épine et la coracoïde, l'offset de la tête humérale, la distance entre l'acromion et la grande tubérosité, la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne, le rayon et l'angle d'inclinaison de la tête humérale et la longueur du col de l'omoplate. Pour d'autres paramètres comme ceux qui mesurent la taille et l'orientation de la glène ou encore la distance sous acromiale, l'incertitude de mesure est influencée par la pathologie. Compte tenu de la petite taille de l'échantillon, nous n'avons pas appliqué de tests statistiques.

Limite de la méthode

L'évaluation de la justesse et la reproductibilité permet d'identifier les limites de la méthode. Une première limite de cette étude est que l'étude de justesse a utilisé des images reconstruites de façon digitale (DRR). Les images DRR sont donc des images qui n'ont pas exactement les mêmes propriétés que les images EOS réelles. Notons toutefois que la qualité des images EOS est généralement supérieure à celle des DRR, sauf pour la partie inférieure du bord latéral de la glène en vue de face qui était assez variables chez différents individus, et ceci peut influencer la reconstruction.

La seconde limite est que les sujets cadavériques sont des sujets sans arthrose gléno-humérale avec une faible variation individuelle. La modélisation de l'omoplate pour les

sujets avec arthrose ou avec une prothèse d'épaule est importante pour la clinique et la recherche. Dans le cas des sujets pathologiques utilisés pour le test de reproductibilité, l'arthrose centrée rend la reconstruction plus difficile, parce que notre modèle moyen ne présente pas une glène arthrosique. La localisation du bord de la glène sur les images était donc différente que celle dans le modèle. L'étude de justesse ne peut donc pas évaluer si l'usure de la glène ou de la tête humérale pourrait être reconstruite avec une aussi bonne justesse ou non. Pour le sujet avec prothèse d'épaule de type inversée, il a été plus difficile d'identifier la partie inférieure de la glène comme démontré à la *Figure 6.3*. La méthode actuelle permet alors de déformer la partie antérieure du bord de la glène avec la méthode de krigeage dual. Par contre, si l'arthrose touche le bord supérieur et/ou inférieur de la glène, la reconstruction sera moins précise puisque le modèle utilise ces deux points pour pré-positionner et déformer le modèle.

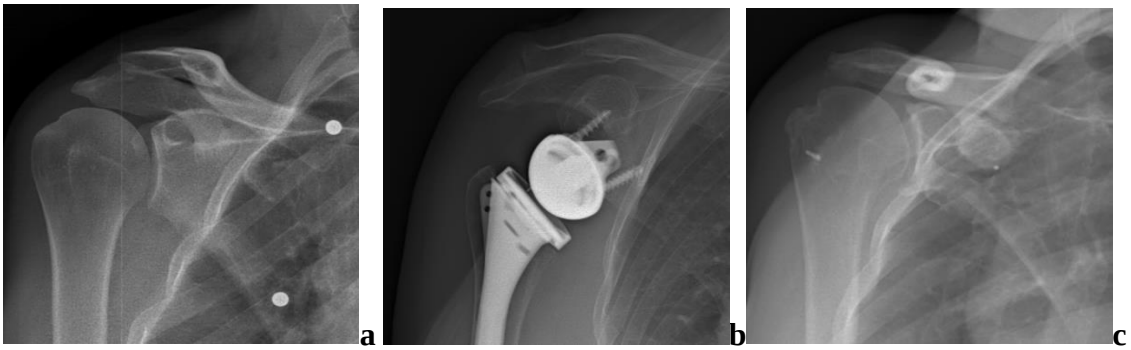


Figure 6.3 Images EOS montrant la vue de face de la glène chez un sujet asymptomatique(a), un patient avec une prothèse d'épaule de type inversé(b) et un patient avec une arthrose centrée(c).

L'humérus peut subir des déformations importantes en cas d'arthrose et ceci n'est pas intégré dans la présente version de la méthode. Un plus grand détail et des possibilités de déformation fine au niveau de la tête humérale pourraient permettre de déformer celle-ci pour qu'elle corresponde à la structure endommagée par l'arthrose.

6.4 Conclusions et perspectives

Dans ce chapitre, nous avons pu décrire 14 indices cliniques utilisés plus ou moins couramment en clinique pour le diagnostic et le suivi des pathologies de l'épaule et pour la planification chirurgicale et son évaluation post-opératoire. Ces indices sont calculés automatiquement à la fin de la méthode de reconstruction. Nous avons montré que la plupart des indices avaient une justesse acceptable (<1 mm) et une reproductibilité qui est assez proche de ce qui est présenté dans la littérature.

La méthode est basée sur une étude approfondie pour trouver des informations visibles sur la première vue des images radiographiques. La méthode utilisait les contours qui sont systématiquement visibles et qui dépendent moins du positionnement du patient. Par rapport aux informations utilisées dans la méthode V1, les contours sont complétés par la ligne inférieure de la fosse du sus-épineux et par le bord médial. L'identification de ces contours est encore semi-manuelle, mais potentiellement, les techniques de traitement d'image pourront faciliter le processus d'identification.

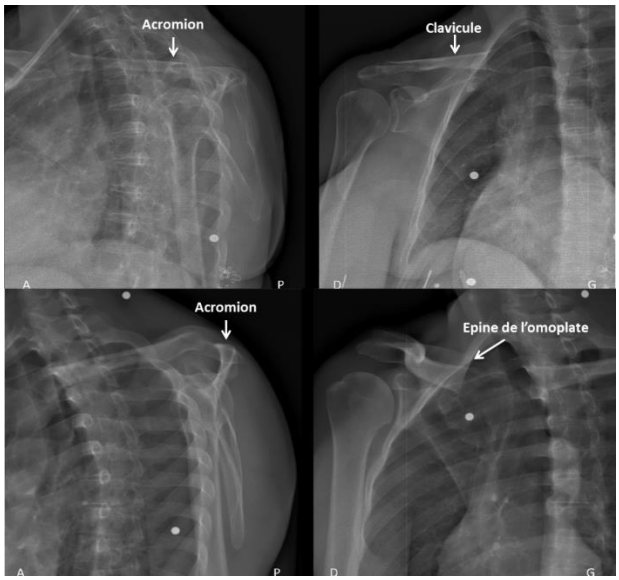


Figure 6.4 Différence du positionnement de l'omoplate chez deux individus différents

L'analyse approfondie de la méthode V1 a permis de faire ressortir qu'il y avait certains défis liés au protocole, notamment à l'espace assez restreint de la cabine de radiographie EOS. En effet, chez les patients obèses ou les patients avec de longs bras, le champ

d'acquisition étant limité, la pose du patient peut être difficile. De plus, pendant l'acquisition, il faut éviter de toucher la paroi de la cabine de la machine pour ne pas contraindre l'articulation par l'ajout d'un point d'appui externe. Le protocole initial permettait de faire 7 paires d'images radiographiques pour un seul bras. Ces 7 paires étaient considérées nécessaires pour une analyse fonctionnelle, afin d'obtenir une fiabilité de reconstruction suffisante pour quantifier le déplacement gléno-huméral.

Nous avons montré que nous avions un estimé relativement précis permettant de quantifier plusieurs indices cliniques à partir d'une seule paire de radiographie en position de repos. Pour améliorer la fiabilité du modèle et donc le calcul de certains indices cliniques, il serait intéressant d'ajouter au moins une deuxième vue et en utilisant des inférences statistiques. Au niveau de la visibilité de la glène sur les images biplanes, la tête humérale cache la glène lorsque le bras est en position de repos dans la vue de profil. Cependant, lorsque le bras est élevé à plus de 90 degrés, et idéalement vers 150°, la glène est bien visible dans les images de face et de profil, comme illustré à la *Figure 6.5*. Cette information permettrait de déformer la glène avec une plus grande fiabilité, car la bordure de la glène devient alors visible dans les deux vues. Nous pensons qu'il est possible de réduire le nombre de paires de radiographies à trois. Pour une même dose d'irradiation, cela signifierait qu'il serait possible d'imager les deux épaules (3 paires d'images pour chaque épaule, avec l'abduction de l'épaule à la position repos, à 90° et à 150° (ou maximal)). Ce protocole permettrait alors de comparer la morphologie et la cinématique des deux épaules. Notons que les acquisitions en abduction à 45° et 120° se sont avérées moins utiles en termes de contribution des informations pour la modélisation 3D.

Plusieurs améliorations pourraient être apportées dans la méthode de reconstruction. Premièrement, il s'agirait de déformer le modèle afin d'avoir une forme plus proche de la solution finale selon le contour du bord latéral reconstruit sur les images. Ceci permettrait d'augmenter la fiabilité de l'orientation de l'omoplate. Deuxièmement, un modèle multi-objet (ou modèle hiérarchique), qui combine les informations géométriques et de positionnement des deux structures, permettrait de maximiser l'utilisation des caractéristiques visibles dans les images. Enfin, l'ajout d'une paire de vue supplémentaire

permettrait d'augmenter la fiabilité du bord de la glène, surtout chez les sujets étant atteints d'une arthrose sévère.

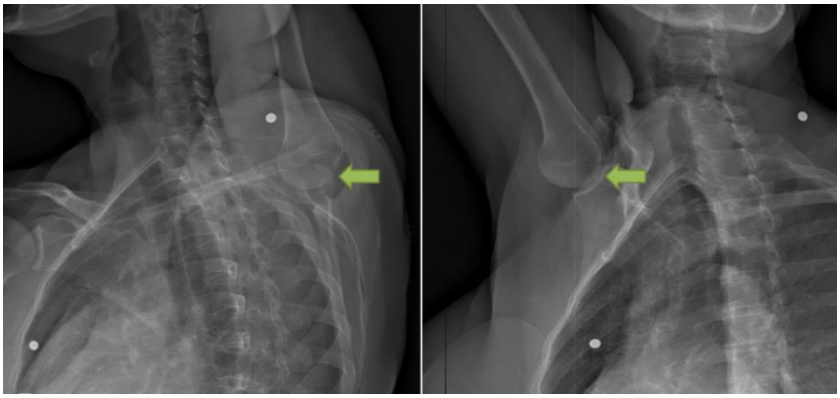


Figure 6.5 Illustration de la visibilité de la glène sur une paire d'images de face et de profil d'une acquisition radiographie biplane d'un sujet asymptomatique. A gauche : vue de face ; à droite : vue de profil.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'objectif principal de cette thèse était d'améliorer la méthode de reconstruction 3D à partir des images radiographies biplanes proposée par Lagacé, Ohl et al., afin que celle-ci puisse être plus facilement utilisée en clinique et qu'elle puisse permettre d'aider à la planification chirurgicale et/ou l'évaluation post-chirurgicale.

Dans un premier temps, l'application de la méthode V1 chez les sujets atteints d'une rupture de la coiffe nous a permis d'observer une tendance de la migration supérieure de la tête humérale qui était plus importante chez des sujets plus atteints. Ces résultats ont confirmé la pertinence de l'approche proposée. Ce premier travail nous a permis également d'analyser les lacunes et améliorations possibles de cette méthode.

Basé sur cette analyse, nous avons proposé des modifications qui devaient aider à simplifier le travail d'identification des structures et contours dans l'image en utilisant les contours qui sont systématiquement visible et peu variables chez les différents individus. Par la suite, nous avons effectué également une validation des mesures automatiques des indices cliniques utiles pour la planification chirurgicale, pour l'évaluation en pré- et post-opératoire et pour la prédiction des risques des ruptures de la coiffe des rotateurs. La déformation fine au niveau de la partie antérieure du bord de la glène permet ensuite de modéliser l'articulation en cas d'usure. La méthode proposée a ensuite été validée en termes de justesse et de reproductibilité.

Quatorze indices cliniques utilisés plus ou moins couramment en clinique pour le diagnostic et le suivi des pathologies de l'épaule et pour la planification chirurgicale et son évaluation post-opératoire ont été calculés. Ces indices cliniques sont calculés automatiquement à la fin de la méthode de reconstruction. La justesse est acceptable (biais <1 mm sauf la distance sous acromiale) et une reproductibilité (2 fois écart-type inférieur à 5 mm ou 5° sauf la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne et l'angle entre épine et la coracoïde) qui est similaire à ce qui est présenté dans la littérature.

Ces modifications de la méthode ouvrent des opportunités pour l'automatisation de la méthode en faisant appel à des méthodes de traitement d'image et une méthode de déformation à partir des connaissances *a priori* sur la forme. La méthode n'est pas encore prête à l'application en routine clinique. Néanmoins, les indices cliniques proposés sont potentiellement utiles pour les études en biomécanique. Une piste d'amélioration a été présentée au Chapitre 6 pour rendre la méthode plus fiable et plus automatisée.

Dans un contexte où la compréhension des facteurs des ruptures de la coiffe des rotateurs reste un défi, de même que l'aide à la planification de chirurgie, l'accès à une méthode de reconstruction comme celle proposée dans la présente thèse permettra d'effectuer des analyses à grande échelle en utilisant les approches d'analyse de données.

En conclusion, l'approche proposée porte sur une amélioration de la reconstruction dans un contexte où il serait intéressant qu'elle devienne utilisable en routine clinique. Bien que les améliorations soient encore nécessaires, cette contribution apporte une pierre à l'analyse de l'articulation intacte et pathologique et est prometteuse quant à la possibilité de son implantation dans la routine clinique pour évaluer les interventions chirurgicales en pré- et post-opératoire.

ANNEXE 1 COMMUNICATIONS ET PUBLICATIONS

Publications internationales

Zhang C, Skalli W, Lagacé P-Y, Billuart F, Ohl X, Cresson T, Bureau NJ, Rouleau DM, Roy A, Tétreault P, Sauret C, Hagemeister N. 2015. Investigation of 3D glenohumeral displacements from 3D reconstruction using biplane X-ray images: Accuracy and reproducibility of the technique and preliminary analysis in rotator cuff tear patients. Journal of Electromyography and Kinesiology.

Ohl X, Hagemeister N, Zhang C, Billuart F, Gagey O, Bureau NJ, Skalli W. 2015. 3D scapular orientation on healthy and pathologic subjects using stereoradiographs during arm elevation. Journal of Shoulder and Elbow Surgery.

Présentation Orale à conférence

Zhang C, Skalli W, Rouleau DM, Tétreault P, Roy A, Bureau NJ, Fauconnier P, Sauret C, Hagemeister N. 3D glenohumeral translation during active shoulder elevation using bi-planar X-rays: comparison between 54 rotator cuff tear patients and 28 asymptomatic volunteers. Conference of the International Shoulder Group, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada. 13-15 July, 2014.

ANNEXE 2 Generalized Procrustes Alignment (GPA) (Gower 1975; Goodall 1991)

Le processus d'alignement par Procruste comprend 4 étapes, comme détaillé par Stegmann & Gomez (2002), qui consiste à minimiser par moindres carrées les distances entre les repères de l'objet cible et de l'objet à déplacer :

1. Calculer le barycentre de chaque objet
2. Mise à l'échelle
3. Superposer les barycentre
4. Appliquer la rotation

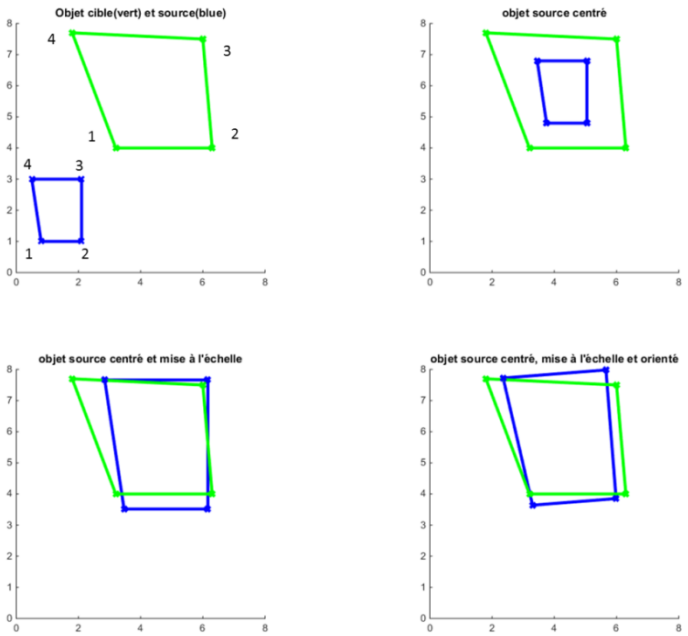


Figure 1 : processus d'alignement par Procruste

La méthode GPA est une procédure itérative, qui aligne l'ensemble des modèles d'une base de données en 4 étapes :

1. Choisir une estimation initiale de l'objet moyen (par exemple le premier objet dans l'ensemble).
2. Aligner toutes les formes restantes à la forme moyenne avec la méthode de Procrustes.
3. Recalculer l'estimation de la moyenne des objets alignés.
4. retour à l'étape 2 si la moyenne estimée a changé.

BIBLIOGRAPHIE

Albrecht T, Lüthi M, Gerig T, Vetter T. 2013. Posterior shape models. Med Image Anal [Internet]. 17:959–973. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2013.05.010

André-vert J. 2011. From clinical guideline to daily practice : 23 quality criteria for rehabilitation after rotator cuff tear surgery and shoulder arthroplasty. [place unknown].

Aubert B, Vergari C, Ilharreborde B, Courvoisier a., Skalli W. 2014. 3D reconstruction of rib cage geometry from biplanar radiographs using a statistical parametric model approach. Comput Methods Biomech Biomed Eng Imaging Vis [Internet].:1–15. Available from: http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/21681163.2014.913990

Aurengo A, Grémy F, Petitclerc T. 1998. Biophysique. 2ème éditi. [place unknown].

Baka N, de Bruijne M, Reiber JHC, Niessen W, Lelieveldt BPF. 2010. Confidence of model based shape reconstruction from sparse data. Biomed Imaging From Nano to Macro, 2010 IEEE Int Symp.:1077–1080.

Baka N, Kaptein BL, Bruijne M De, Walsum T Van, Giphart JE, Niessen WJ, Lelieveldt BPF. 2011. 2D – 3D shape reconstruction of the distal femur from stereo X-ray imaging using statistical shape models. Med Image Anal [Internet]. 15:840–850. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2011.04.001

Beaulieu CF, Hodge DK, Bergman AG, Butts K, Daniel BL, Napper CL, Darrow RD, Dumoulin CL, Herfkens RJ. 1999. Glenohumeral relationships during physiologic shoulder motion and stress testing: initial experience with open MR imaging and active imaging-plane registration. Radiology. 212:699–705.

Bey MJ, Kline SK, Zauel R, Lock TR, Kolowich P a. 2008. Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics: technique and preliminary results. J Biomech [Internet]. [cited 2014 Aug 23]; 41:711–4. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2288548&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Bey MJ, Peltz CD, Ciarelli K, Kline SK, Divine GW, van Holsbeeck M, Muh S, Kolowich P a, Lock TR, Moutzouros V. 2011. In vivo shoulder function after surgical repair of a torn rotator cuff: glenohumeral joint mechanics, shoulder strength, clinical outcomes, and their interaction. Am J Sports Med [Internet]. [cited 2014 Dec 31]; 39:2117–29. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21737834

Bey MJ, Zauel R, Brock SK, Tashman S. 2006. Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, in vivo glenohumeral joint kinematics. J Biomech Eng [Internet]. [cited 2013 Jun 3]; 128:604–9. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3072582&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Bishop JL, Kline SK, Aalderink KJ, Zauel R, Bey MJ. 2009. Glenoid inclination: in vivo measures in rotator cuff tear patients and associations with superior glenohumeral joint translation. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Sep 1]; 18:231–6. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2669899&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Boileau P, Walch G. 1997. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Br Editor

Soc Bone Jt Surg 0301-620X/97/57579. 79.

Boyer PJ, Massimini DF, Gill TJ, Papannagari R, Stewart SL, Warner JP, Li G. 2008. In vivo articular cartilage contact at the glenohumeral joint: Preliminary report. J Orthop Sci. 13:359–365.

Bryce CD, Davison AC, Lewis GS, Wang L, Flemming DJ, Armstrong AD. 2010. Two-dimensional glenoid version measurements vary with coronal and sagittal scapular rotation. J Bone Joint Surg Am [Internet]. [cited 2014 Feb 10]; 92:692–9. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20194328

Bryce CD, Pennypacker JL, Kulkarni N, Paul EM, Hollenbeak CS, Mosher TJ, Armstrong AD. 2008. Validation of three-dimensional models of in situ scapulae. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Feb 10]; 17:825–32. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18490182

Budge MD, Lewis GS, Schaefer E, Coquia S, Flemming DJ, Armstrong AD. 2011. Comparison of standard two-dimensional and three-dimensional corrected glenoid version measurements. J Shoulder Elb Surg. 20:577–583.

van de Bunt F, Pearl ML, Lee EK, Peng L, Didomenico P. 2015. Glenoid version by CT scan: an analysis of clinical measurement error and introduction of a protocol to reduce variability. Skeletal Radiol [Internet]. [cited 2016 Jul 15]; 44:1627–35. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26201674

Cerrolaza JJ, Reyes M, Summers RM, González-Ballester MÁ, Linguraru MG. 2015. Automatic multi-resolution shape modeling of multi-organ structures. Med Image Anal. 25:11–21.

Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, de Guise JA, Skalli W. 2012. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. Comput Methods Biomech Biomed Engin [Internet]. [cited 2014 Jul 25]; 15:457–66. Available from: http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2010.540758

Chopp JN, O'Neill JM, Hurley K, Dickerson CR. 2010. Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: a radiographic analysis. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Feb 27]; 19:1137–44. Available from: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-78149409170&partnerID=tZOtx3y1

Churchill RS, Brems JJ, Kotschi H. 2001. Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Aug 30]; 10:327–32. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11517362

Clogenson M, Duff JM, Luethi M, Levivier M, Meuli R, Baur C, Henein S. 2014. A statistical shape model of the human second cervical vertebra. Int J Comput Assist Radiol Surg. 10:1097–1107.

Cofield RH. 1982. Subscapular muscle transposition for repair of chronic rotator cuff tears. Surg Gynecol Obs. 154:667–672.

Commission de la santé et sécurité au travail (CSST). 2011. Statistiques sur les lésions en « ITE » du système musculo-squelettique 2008-2011. Québec, QC.

Cootes TF, Edwards GJ, Taylor CJ. 2001. Active appearance models. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. 23.

Cootes TF, Hill A, Taylor CJ, Hastam J. 1994. Use of active shape models for locating structures in medical images. Med Biophys. 6.

Cootes TF, Taylor CJ, Cooper DH, Graham J. 1995. Active Shape Models-Their Training and Application. Comput Vis Image Underst [Internet]. 61:38–59. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314285710041

Cotton RE, Rideout DF, Fro E. 1964. tears of the humeral rotator cuff: A Radiological and Pathological Necropsy Survey. J Bone Jt Surg Br [Internet]. [cited 2016 Jul 12]; 46:314–328. Available from: http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/jbjsbr/46-B/2/314.full.pdf

Cresson T, Godbout B, Branchaud D, Chav R, Gravel P, De Guise JA. 2008. Surface reconstruction from planar x-ray images using moving least squares. Conf Proc . Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf [Internet]. [cited 2014 Sep 3]; 2008:3967–70. Available from: http://ieeexplore.ieee.org/articleDetails.jsp?arnumber=4650078

Cuno A, Esperança C, Oliveira A. 2008. Shape Aware Deformation Using a Skeleton-Guided Scheme. 2008 XXI Brazilian Symp Comput Graph Image Process [Internet].:278–285. Available from: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4654170

Cuno A, Esperança C, Oliveira A, Cavalcanti PR. 2007. 3D as-rigid-as-possible deformations using MLS. In: Proc 27th Comput Graph Int Conf [Internet]. [place unknown]; [cited 2014 Sep 8]; p. 115–122. Available from: http://www.lcg.ufrj.br/Projetos/interactive_mesh_deformation/asrasp_mlsdef.pdf

Daggett M, Werner B, Collin P, Gauci MO, Chaoui J, Walch G. 2015. Correlation between glenoid inclination and critical shoulder angle: A radiographic and computed tomography study. J Shoulder Elb Surg [Internet]. 24:1948–1953. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2015.07.013

Dal Maso F, Raison M, Lundberg A, Arndt A, Allard P, Begon M. 2015. Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants. Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet]. [cited 2015 Jul 21]. Available from: http://www.clinbiomech.com/article/S0268003315001801/fulltext

Dubousset J, Charpak G, Skalli W, Deguise J, Kalifa G. 2010. Eos: a New Imaging System With Low Dose Radiation in Standing Position for Spine and Bone & Joint Disorders. J Musculoskelet Res [Internet]. [cited 2013 Apr 10]; 13:1–12. Available from: http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0218957710002430

Duchon J. 1977. Splines minimizing rotation-invariant semi-norms in Sobolev spaces [Internet]. In: [place unknown]: Springer Berlin Heidelberg; [cited 2016 Sep 8]; p. 85–100. Available from: http://link.springer.com/10.1007/BFb0086566

Ehlke M, Ramm H, Lamecker H, Hege HC, Zachow S. 2013. Fast generation of virtual X-ray images for reconstruction of 3D anatomy. IEEE Trans Vis Comput Graph. 19:2673–2682.

European Magnetic Resonance Forum. 2014. Magnetic Resonance, a critical peer-reviewed introduction [Internet]. [place unknown]. Available from: http://www.magnetic-resonance.org/

Farshad M, Gerber C. 2010. Reverse total shoulder arthroplasty-from the most to the least

common complication. Int Orthop. 34:1075–1082.

Favard L. 2013. Revision of total shoulder arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res [Internet].:1–10. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2012.11.010

Frankle M a, Teramoto A, Luo Z-P, Levy JC, Pupello D. 2009. Glenoid morphology in reverse shoulder arthroplasty: classification and surgical implications. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Sep 16]; 18:874–85. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19482489

Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM. 1992. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. J Bone Joint Surg Am. 74:1032–1037.

Gamage P, Xie SQ, Delmas P, Xu WL. 2011. Diagnostic radiograph based 3D bone reconstruction framework: application to the femur. Comput Med Imaging Graph [Internet]. [cited 2014 Sep 8]; 35:427–37. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21621977

Gill TJ, McIrvin E, Kocher MS, Homa K, Mair SD, Hawkins RJ. 2002. The relative importance of acromial morphology and age with respect to rotator cuff pathology. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2015 Feb 14]; 11:327–30. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12195249

Goodall C. 1991. Procrustes Methods in the Statistical Analysis of Shape. J R Stat Soc Ser B. 53:285–339.

Goutallier D, Le Guilloux P, Postel J-M, Radier C, Bernageau J, Zilber S. 2011. Acromio humeral distance less than six millimeter: Its meaning in full-thickness rotator cuff tear. Orthop Traumatol Surg Res. 97:246–251.

Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. 1994. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. Clin Orthop Relat Res [Internet]. [cited 2014 Sep 2]:78–83. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8020238

Gower JC. 1975. Generalized procrustes analysis. Psychometrika. 40:33–51.

Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier K-H, Eckstein F. 2005. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. J Biomech [Internet]. [cited 2014 Jan 29]; 38:755–60. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15713296

Graichen H, Stammberger T, Bonel H, Karl-Hans Englmeier, Reiser M, Eckstein F. 2000. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study. J Biomech [Internet]. 33:609–13. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10708782

Grassi FA, Murena L, Valli F, Alberio R. 2009. Six-year experience with the Delta III reverse shoulder prosthesis. J Orthop Surg (Hong Kong) [Internet]. 17:151–6. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19721141

Grenander U, Miller MI. 1998. Computational Anatomy: an Emerging Discipline. Q Appl Math. 56:617–694.

Habermeyer P, Magosch P, Luz V, Lichtenberg S. 2006. Three-dimensional glenoid deformity in patients with osteoarthritis: a radiographic analysis. J Bone Joint Surg Am [Internet]. [cited 2014 Sep 16]; 88:1301–7. Available from:

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16757764

Hamada K, Fukuda H, Mikasa M, Kobayashi Y. 1990. Roentgenographic findings in massive rotator cuff tears. A long-term observation. Clin Orthop Relat Res [Internet]. [cited 2016 Jul 13]:92–6. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2323152

Hoenecke HR, Hermida JC, Flores-Hernandez C, D'Lima DD. 2010. Accuracy of CT-based measurements of glenoid version for total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Feb 4]; 19:166–71. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19959378

Humbert L, De Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W. 2009. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. Med Eng Phys [Internet]. [cited 2014 Sep 3]; 31:681–7. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135045330900037X

Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. 1992. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. J Bone Joint Surg Am [Internet]. [cited 2016 Jul 15]; 74:491–500. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1583043

Jeong J, Bryan J, Iannotti JP. 2009. Effect of a variable prosthetic neck-shaft angle and the surgical technique on replication of normal humeral anatomy. J Bone Joint Surg Am [Internet]. [cited 2014 Sep 16]; 91:1932–41. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19651952

Jolliffe IT. 2002. Principal Component Analysis. [place unknown]. Available from: http://link.springer.com/10.1007/b98835

Keener JD, Wei AS, Kim HM, Steger-May K, Yamaguchi K. 2009. Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. J Bone Joint Surg Am [Internet]. [cited 2014 Sep 16]; 91:1405–13. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2686133&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Kim HM, Dahiya N, Teefey S a, Middleton WD, Stobbs G, Steger-May K, Yamaguchi K, Keener JD. 2010. Location and initiation of degenerative rotator cuff tears: an analysis of three hundred and sixty shoulders. J Bone Joint Surg Am [Internet]. [cited 2014 May 23]; 92:1088–96. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2945926&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Kwon YW, Powell K a, Yum JK, Brems JJ, Iannotti JP. 2005. Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Jan 29]; 14:85–90. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15723018

Lagacé P-Y. 2012. Développement et validation d'une méthode d'évaluation des translations glénohumérales 3D sous EOS. [place unknown]: École de technologie supérieure, Montréal, Canada.

Lagacé P-Y, Billuart F, Ohl X, Skalli W, Tétreault P, de Guise J, Hagemeister N. 2010. Analysis of humeral head displacements from sequences of biplanar X-rays: repeatability study and preliminary results in healthy subjects. Comput Methods Biomech Biomed Engin [Internet]. [cited 2015 Jan 11]; 15:221–9. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21506033

Lagacé P-Y, Cresson T, Hagemeister N, Billuart F, Ohl X, de Guise JA, Skalli W. 2012. 3D reconstruction of the scapula from biplanar radiographs. In: Proc SPIE 8314. Vol. 8314. [place unknown]; p. 8314L.

Lamecker H, Seebaß M, Hege H, Deuflhard P, Hegea H-C, Deuflhard P. 2004. A 3D statistical shape model of the pelvic bone for segmentation. Med … [Internet]. [cited 2014 Sep 3]. Available from: http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=841274

Laporte S, Skalli W, De Guise J a., Lavaste F, Mitton D. 2003. A Biplanar Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours: Application to the Distal Femur. Comput Methods Biomech Biomed Engin [Internet]. 6:1–6. Available from: http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/1025584031000065956

Lawrence RL, Braman JP, Laprade RF, Ludewig PM. 2014. Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. J Orthop Sports Phys Ther [Internet]. [cited 2015 Mar 10]; 44:636–45, A1-8. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25103135

Lebailly F, Lima LVPC, Clairemidi a, Aubert B, Guerard S, Chaibi Y, de Guise J, Fontaine C, Skalli W. 2012. Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model: a preliminary study. Surg Radiol Anat [Internet]. [cited 2014 Sep 16]; 34:757–65. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21986986

Levy J, Frankle M, Mighell M, Pupello D. 2007. The use of the reverse shoulder prosthesis for the treatment of failed hemiarthroplasty for proximal humeral fracture. J Bone Joint Surg Am. 89:292–300.

Ludewig PM, Cook TM. 2002. Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms. J Orthop Sports Phys Ther [Internet]. 32:248–59. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12061706

Lüthi M, Blanc R, Albrecht T, Gass T. 2012. Statismo-A framework for PCA based statistical models. Insight J [Internet]. [cited 2016 Jul 17]; 2012:1–18. Available from: http://statismo.github.io/statismo/statismo_ij.pdf

Lüthi M, Jud C, Gerig T, Vetter T. 2016. Gaussian Process Morphable Models [Internet]. :1–38. Available from: http://arxiv.org/abs/1603.07254

Massimini DF, Boyer PJ, Papannagari R, Gill TJ, Warner JP, Li G. 2012. In-vivo glenohumeral translation and ligament elongation during abduction and abduction with internal and external rotation. J Orthop Surg Res [Internet]. 7:29. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3403937&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Massimini DF, Warner JJP, Li G. 2011. Non-invasive determination of coupled motion of the scapula and humerus--an in-vitro validation. J Biomech [Internet]. [cited 2014 Feb 10]; 44:408–12. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21055753

Matsumura N, Ogawa K, Ikegami H, Collin P, Walch G, Toyama Y. 2014. Computed tomography measurement of glenoid vault version as an alternative measuring method for glenoid version. J Orthop Surg Res [Internet]. 9:17. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3995775&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Mcpherson EJ, Friedman RJ, Frcs C, An YH. 1997. Anthropometric glenohumeral study of normal relationships. J shoulder Elb Surg. 6:105–112.

Mei L, Figl M, Darzi A, Rueckert D, Edwards P. 2008. Sample Suf ciency and PCA Dimension for Statistical Shape Models. Measurement.:492–503.

Merrill A, Guzman K, Miller SL. 2008. Gender differences in glenoid anatomy: an anatomic study. Surg Radiol Anat [Internet]. [cited 2014 Feb 10]; 31:183–9. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18936873

Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, Kijima H, Itoi E. 2013. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. J Orthop [Internet]. 10:8–12. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jor.2013.01.008

Mitton D, C.Landry, Véron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereo corresponding points and elastic deformable meshes. Med Biol Eng Comput. 38:133–139.

Moor BK, Bouaicha S, Rothenfluh D a, Sukthankar a, Gerber C. 2013. Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint?: A radiological study of the critical shoulder angle. Bone Joint J [Internet]. [cited 2015 Mar 10]; 95–B:935–41. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23814246

Moor BK, Wieser K, Slankamenac K, Gerber C, Bouaicha S. 2014. Relationship of individual scapular anatomy and degenerative rotator cuff tears. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Aug 23]; 23:536–41. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24480324

Moshfeghi M, Ranganath S, Nawyn K. 1994. Three-Dimensional Elastic Matching of Volumes. IEEE Trans Image Process. 3:128–138.

Nicholson GP, Strauss EJ, Sherman SL. 2011. Scapular notching: Recognition and strategies to minimize clinical impact. Clin Orthop Relat Res [Internet]. [cited 2013 Oct 30]; 469:2521–30. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3148378&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Nishinaka N, Tsutsui H, Mihara K, Suzuki K, Makiuchi D, Kon Y, Wright TW, Moser MW, Gamada K, Sugimoto H, Banks S a. 2008. Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Dec 19]; 17:319–22. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18162413

Nyffeler RW, Jost B, Pfirrmann CW., Gerber C. 2003. Measurement of glenoid version: conventional radiographs versus computed tomography scans. J Shoulder Elb Surg [Internet]. [cited 2014 Feb 10]; 12:493–496. Available from: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274603001812

Ohl X. 2014. Analyse morphologique et biomécanique de l'articulation scapulo-thoracique. [place unknown]: École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, France.

Ohl X, Billuart F, Lagacé P-Y, Gagey O, Hagemeister N, Skalli W. 2012. 3D morphometric analysis of 43 scapulae. Surg Radiol Anat [Internet]. [cited 2015 Jul 21]; 34:447–53. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22271163

Ohl X, Hagemeister N, Zhang C, Billuart F, Gagey O, Bureau NJ, Skalli W. 2015. 3D scapular orientation on healthy and pathologic subjects using stereoradiographs during arm elevation. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2015 Jul 20]. Available from: http://www.jshoulderelbow.org/article/S1058274615002025/fulltext

Ohl X, Lagacé P, Billuart F, Hagemeister N, Gagey O, Skalli W. 2014. a reproducible technique for 3D kinematics analysis of the scapulo- thoracic motion during elevation of the arm in the scapular plane. In: Bone Jt J Orthop Proc Suppl [Internet]. Vol. 96. [place unknown]; [cited 2015 Jun 4]; p. 7–7. Available from: https://scholar.google.fr/citations?view_op=view_citation&hl=fr&user=-hKKPsYAAAAJ&cstart=20&citation_for_view=-hKKPsYAAAAJ:qxL8FJ1GzNcC

Ohl X, Lagacé PY, Billuart F, Gagey O, Skalli W, Hagemeister N. 2015. Robustness and reproducibility of a glenoid-centered scapular coordinate system derived from low-dose stereoradiography analysis. J Appl Biomech [Internet]. [cited 2015 May 28]; 31:56–61. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25222968

Paletta GA, Warner JJP, Warren RF, Deutsch A, Altchek DW. 1997. Shoulder kinematics with two-plane x-ray evaluation in patients with anterior instability or rotator cuff tearing. J Shoulder Elb Surg [Internet]. [cited 2015 Jul 24]; 6:516–527. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274697900847

Pandey V, Vijayan D, Tapashetti S, Agarwal L, Kamath A, Acharya K, Maddukuri S, Willems WJ. 2016. Does scapular morphology affect the integrity of the rotator cuff? J Shoulder Elb Surg. 25:413–421.

Pearl ML, Volk a G. 1996. Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. 5:320–6. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8872931

Petersson CJ, Redlund-Johnell L. 1984. The subacromial space in normal shoulder radiographs Material and methods. Acta Orthop Scand. 55:57–58.

Poon PC, Ting FSH. 2012. A 2-dimensional glenoid vault method for measuring glenoid version on computed tomography. J Shoulder Elb Surg. 21:329–335.

Poppen NK, Walker PS. 1976. Normal and abnormal motion of the shoulder. J Bone Joint Surg Am [Internet]. 58:195–201. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1254624

Quijano S, Serrurier A, Aubert B, Laporte S, Thoreux P, Skalli W. 2013. Medical Engineering & Physics Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. Med Eng Phys. 35:1703–1712.

Robertson DD, Yuan J, Bigliani LU, Flatow EL, Yamaguchi K. 2000. Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty. J Bone Joint Surg Am [Internet]. 82–A:1594–602. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11097450

Robertson DD, Yuan J, Bigliani LU, Flatow EL, Yamaguchi K. 2008. Three-Dimensional Analysis of the Proximal Part of the Humerus : Relevance to Arthroplasty Three-Dimensional Analysis of the Proximal Part of the Humerus : Relevance to Arthroplasty *.

Rouleau DM, Kidder JF, Pons-Villanueva J, Dynamidis S, Defranco M, Walch G. 2010. Glenoid version: how to measure it? Validity of different methods in two-dimensional computed tomography scans. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2014 Feb 10];

19:1230–7. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20452247

Sahara W, Sugamoto K, Murai M, Tanaka H, Yoshikawa H. 2007. The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open MRI. Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet]. [cited 2014 Sep 16]; 22:304–12. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17196721

Sarkalkan N, Weinans H, Zadpoor A a. 2014. Statistical shape and appearance models of bones. Bone [Internet]. 60:129–40. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24334169

Schlager S. 2016. RvtkStatismo [Internet]. Available from: https://github.com/zarquon42b/RvtkStatismo

Schuenke M, Schulte E, Schumacher U, Ross LM, Lamperti ED, Wesker V. 2010. THIEME Atlas of Anatomy . General Anatomy and Musculoskeletal System [Internet]. ISBN (Amer. [place unknown]; [cited 2014 Jul 29]. Available from: http://www.thieme.com/index.php?page=shop.product_details&flypage=flypage.tpl&product_id=1256&category_id=13&option=com_virtuemart&Itemid=53

Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D. 2004. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. J Bone Joint Surg Br [Internet]. [cited 2016 Jul 19]; 86:388–95. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15125127

Smith T, Bäunker A, Krämer M, Hurschler C, Kaufmann M, Pastor MF, Wellmann M. 2015. Biomechanical evaluation of inferior scapula notching of reverse shoulder arthroplasty depending on implant configuration and scapula neck anatomy. Int J Shoulder Surg [Internet]. [cited 2016 Jul 19]; 9:103–9. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26622125

Stegmann MB, Gomez DD. 2002. A brief introduction to statistical shape analysis. Informatics Math Model [Internet].:1–15. Available from: http://graphics.stanford.edu/courses/cs164-09-spring/Handouts/paper_shape_spaces_imm403.pdf

Strauss EJ, Roche C, Flurin P-H, Wright T, Zuckerman JD. 2009. The glenoid in shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2013 Oct 30]; 18:819–33. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19574062

Teyhen DS, Christ TR, Ballas ER, Hoppes CW, Walters JD, Christie DS, Dreitzler G, Kane EJ. 2010. Digital fluoroscopic video assessment of glenohumeral migration: Static vs. Dynamic conditions. J Biomech [Internet]. [cited 2013 Jun 8]; 43:1380–5. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20199778

Torrens C, Corrales M, Gonzalez G, Solano A, Caceres E. 2009. Morphology of the scapula relative to the reverse shoulder prosthesis. J Orthop Surg (Hong Kong) [Internet]. 17:146–50. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19721140

Torrens C, Corrales M, Gonzalez G, Solano A, Cáceres E. 2008. Cadaveric and three-dimensional computed tomography study of the morphology of the scapula with reference to reversed shoulder prosthesis. J Orthop Surg Res [Internet]. [cited 2014 Sep 16]; 3:49. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2584061&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

Trochu F. 1993. A contouring program based on dual kriging interpolation. Eng Comput. 9:160–177.

Valenzuela W, Cerrolaza J, Summers RM, George Linguraru M, Reyes M. 2015. Fast Correction Method for Abdominal Multi-Organ Segmentation Using 2D / 3D Free Form Deformation and Posterior Shape Models. Interact Med Image Comput - IMIC / MICCAI 2015 [Internet].:1–8. Available from: https://www.researchgate.net/publication/282701409_Fast_Correction_Method_for_Abdominal_Multi-Organ_Segmentation_Using_2D3D_Free_Form_Deformation_and_Posterior_Shape_Models

Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A. 1999. Morphologic study of the Glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. J Arthroplasty [Internet]. [cited 2014 Sep 3]; 14:756–760. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540399902322

Weiner DS, Macnab I. 1970. Superior migration of the humeral head. A radiological aid in the diagnosis of tears of the rotator cuff. J Bone Joint Surg Br [Internet]. [cited 2016 Jul 12]; 52:524–7. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5455085

Werner CML, Conrad SJ, Meyer DC, Keller A, Hodler J, Gerber C. 2008. Intermethod agreement and interobserver correlation of radiologic acromiohumeral distance measurements. J Shoulder Elb Surg. 17:237–240.

Werner CML, Steinmann PA, Gilbart M, Gerber C. 2005. Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. J Bone Joint Surg Am [Internet]. [cited 2016 Jul 11]; 87:1476–86. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15995114

White D, Chelule KL, Seedhom BB. 2008. Accuracy of MRI vs CT imaging with particular reference to patient specific templates for total knee replacement surgery. Int J Med Robot. 4:224–231.

Whitmarsh T, Humbert L, De Craene M, Del Rio Barquero LM, Frangi AF. 2011. Reconstructing the 3D shape and bone mineral density distribution of the proximal femur from dual-energy x-ray absorptiometry. IEEE Trans Med Imaging. 30:2101–2114.

Williams GR. 2007. Options for glenoid bone loss: Composites of prosthetics and biologics. J Shoulder Elb Surg. 16:S267–S272.

Wu G, van der Helm FCT, (DirkJan) Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, et al. 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech [Internet]. [cited 2014 Jan 20]; 38:981–992. Available from: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900400301X

Yamaguchi K, Sher JS, Andersen WK, Garretson R, Uribe JW, Hechtman K, Neviaser RJ. 2000. Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. 9:6–11. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10717855

Yang Z, Fripp J, Chandra SS, Neubert A, Xia Y, Strudwick M, Paproki A, Engstrom C, Crozier S, Bindernagel M KDSHLHZS and HH-C, et al. 2015. Automatic bone segmentation and bone-cartilage interface extraction for the shoulder joint from magnetic resonance

images. Phys Med Biol [Internet]. [cited 2016 Jul 15]; 60:1441–1459. Available from: http://stacks.iop.org/0031-9155/60/i=4/a=1441?key=crossref.f0060463518d6f36724c2862ec1d808b

Yongpravat C, Kim HM, Gardner TR, Bigliani LU, Levine WN, Ahmad CS. 2013. Glenoid implant orientation and cement failure in total shoulder arthroplasty: a finite element analysis. J Shoulder Elbow Surg [Internet]. [cited 2015 Mar 9]; 22:940–7. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23312817

Zhang C, Skalli W, Lagacé P-Y, Billuart F, Ohl X, Cresson T, Bureau NJ, Rouleau DM, Roy A, Tétreault P, et al. 2015. Investigation of 3D glenohumeral displacements from 3D reconstruction using biplane X-ray images: Accuracy and reproducibility of the technique and preliminary analysis in rotator cuff tear patients. J Electromyogr Kinesiol.

Zheng G, Gollmer S, Schumann S, Dong X, Feilkas T, González Ballester M a. 2009. A 2D/3D correspondence building method for reconstruction of a patient-specific 3D bone surface model using point distribution models and calibrated X-ray images. Med Image Anal [Internet]. [cited 2014 Aug 15]; 13:883–99. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19162529

Zhu Z, Massimini DF, Wang G, Warner JJP, Li G. 2012. The accuracy and repeatability of an automatic 2D-3D fluoroscopic image-model registration technique for determining shoulder joint kinematics. Med Eng Phys [Internet]. [cited 2015 Jan 11]; 34:1303–9. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22285714

CONTRIBUTION A LA MODELISATION MORPHOFONCTIONNELLE 3D DE L'EPAULE SAINE, LESEE ET PROTHESEE

RESUME : Les modèles personnalisés 3D sont de plus en plus demandés pour la planification chirurgicale et les recherches en biomécanique. L'objectif principal de cette thèse en cotutelle est d'améliorer la méthode de reconstruction 3D à partir des images radiographies biplanes proposée par Lagacé, Ohl et al., afin que celle-ci puisse être plus facilement utilisée en clinique et qu'elle puisse permettre d'aider à la planification chirurgicale et/ou l'évaluation post-chirurgicale. Le système de radiographie biplane EOS à faible dose est utilisé et une méthode de reconstruction a été proposée. Quatorze indices cliniques utilisés plus ou moins couramment en clinique pour le diagnostic et le suivi des pathologies de l'épaule et pour la planification chirurgicale et son évaluation post-opératoire ont été calculés et évalués. La justesse et la reproductibilité ont similaire à ceux qui ont présentées dans la littérature. L'approche proposée apporte une amélioration de la reconstruction dans un contexte où il serait intéressant qu'elle devienne utilisable en routine clinique. Bien que les am2liorations soient encore nécessaires, cette contribution apporte une pierre à l'analyse de l'articulation intacte et pathologique et est prometteuse quant à la possibilité de son implantation dans la routine clinique pour évaluer les interventions chirurgicales en pré- et post-opératoire.

Mots clés : Epaule, Reconstruction 3D à partir d'images multiples, Indice clinique, Prothèse d'épaule, Rupture de la coiffe des rotateur

THREE-DIMENSIONAL MORPHOLOGY AND FUNCTION MODELING OF HEALTHY, INJURED AND PROSTHETIC SHOULDERS

ABSTRACT: Three-dimensional subject-specific models are increasingly requested for surgical planning and research in biomechanics. The main objective of this cotutelle thesis was to improve the 3D reconstruction method using biplane radiography images proposed by Lagacé, Ohl et al., in order to facilitate its application in clinic, especially to assist surgical planning and/or post-surgical evaluation. The low-dose biplane radiography EOS was used and an improvement to the reconstruction method was proposed. Fourteen clinical indices used more or less routinely in clinical diagnosis for monitoring of shoulder disorders and for surgical planning and postoperative evaluation were calculated and evaluated. The accuracy is acceptable and reproducibility is similar to what is presented in the literature. The proposed approach brings an improvement of reconstruction in a context where it would be interesting for clinical routine use. Although improvements are required, this contribution brings a stone to the analysis of intact and pathological joint and is promising as to the possibility of its presence in the clinical routine for evaluating pre- and post-operative surgery.

Keywords: Shoulder, 3D reconstruction from multiple images, Clinical parameter, Shoulder prosthesis, Rotator cuff tears

ARTS ET MÉTIERS ParisTech

ParisTech INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY