

UNIVERSITÉ FRANÇOIS – RABELAIS DE TOURS

ÉCOLE DOCTORALE MIPTIS

Laboratoire d'Informatique Ecole Polytechnique Universitaire de Tours

THÈSE présentée par :

Julien BERHOUET

soutenue le : **03 Octobre 2016**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université François – Rabelais de Tours**

Discipline/ Spécialité : Informatique

Optimisation de l'implantation glénoïdienne d'une prothèse d'épaule

De la reconstruction 3D à la réalité augmentée

THÈSE co-dirigée par :

Mr FAVARD Luc
Mr SLIMANE Mohamed

Professeur, Université François – Rabelais de Tours
Professeur, Université François – Rabelais de Tours

RAPPORTEURS :

Mr PRUSKI Alain
Mr SIRVEAUX François

Professeur, Université de Lorraine
Professeur, Université de Lorraine

JURY :

Mr FAVARD Luc
Mr LOPEZ-KRAHE Jaime
Mr PRUSKI Alain
Mr SIRVEAUX François
Mr SLIMANE Mohamed
Mr STINDEL Eric

Professeur, Université François – Rabelais de Tours
Professeur émérite, Université Paris 8
Professeur, Université de Lorraine
Professeur, Université de Lorraine
Professeur, Université François – Rabelais de Tours
Professeur, Université de Bretagne Occidentale

A Anne, Joseph, Jacques et Louise

Remerciements

« Homme et femme, aucun d'eux ne peut vivre sans l'aide indispensable de l'autre » (Gandhi). Mes premiers remerciements s'adressent donc à ma femme, Anne, pour son soutien indéfectible dans l'établissement de mes projets professionnels, sa force tranquille, son amour pour notre famille, notre vie partagée au quotidien.

Joseph, Jacques et Louise, je vous remercie aussi pour votre amour, votre belle intelligence, votre patience, votre gaité. Je suis très fier d'être votre Papa. Vous êtes ma bouffée d'oxygène !

Je remercie chaleureusement les membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail. Je remercie les rapporteurs de cette thèse : Alain Pruski et François Sirveaux, et les examinateurs : Jaime Lopez-Krahe et Eric Stindel.

« L'art de la réussite consiste à savoir s'entourer des meilleurs » (John Fitzgerald Kennedy). Je tiens ainsi à remercier Monsieur le Professeur Favard pour avoir accepté de co-diriger ce travail de thèse, et pour la confiance qu'il me prête au sein du service. Je remercie aussi Monsieur le Professeur Mohamed Slimane d'avoir pris le pari de co-encadrer cette thèse, « si loin » de son domaine d'activité, et pour son aide à mon intégration au sein du Laboratoire Informatique de l'Ecole Polytechnique de l'Université de Tours. Enfin, je remercie chaleureusement Monsieur le Professeur Christian Proust, l'Homme de l'ombre de ce projet, sans qui rien n'aurait pu se faire et être conduit jusqu'à son terme. Votre curiosité, votre énergie, votre enthousiasme ont été véritablement une aide précieuse, indispensable, à cette thèse. Vous avez toujours eu un esprit d'avant-garde, témoignant d'une intelligence supérieure. Vous êtes un homme de défi, insatiable, de principes, rigoureux et juste. Je vous serai toujours reconnaissant pour votre soutien. J'essaierai de poursuivre ce travail en gardant vos valeurs pour modèle.

Je tiens à remercier l'ensemble des étudiants des différentes promotions de Polytech Tours qui ont participé chaque année, depuis 4 ans, à ce projet de thèse. Votre intérêt et votre esprit de curiosité ont permis de repousser les limites de ce travail. Je suis content de voir que Jesse Banah et Jordan Nicot sont restés attachés à ce projet. Je vous remercie d'avoir accepté de poursuivre pour l'année à venir les investigations, après avoir fait partie de la première équipe de travail. Vous êtes des pionniers. Je remercie aussi David Boas

d'avoir voulu continuer l'aventure sur cette thématique pour son propre projet de thèse pour les 3 années à venir.

Je tiens à remercier l'ensemble de mes collègues du service d'orthopédie et de traumatologie du CHRU, pour m'avoir permis de me libérer un peu de temps nécessaire à cette thèse. Je remercie particulièrement Monsieur le Professeur Brilhault, et Messieurs les Docteurs Babusiaux et Freychet pour leur facilité de travail et leur activité clinique de service durant mes absences.

Je remercie les différents membres de Polytech Tours : Mr le directeur Emmanuel Néron, Messieurs les Professeurs Billaut, Cardot, Monmarché, Gaucher et Ramel, et Cécile, pour avoir accepté mon inscription en thèse au sein du laboratoire, pour leur collaboration, leur accueil et leur soutien durant ces 4 années. Je suis content et remercie Monsieur le Professeur Ramel d'avoir voulu co-encadrer la poursuite de ces travaux de thèse avec le doctorat de David Boas à venir.

Je remercie toute l'équipe de l'HSS de New York pour le travail fourni durant mon année de mobilité. Je pense particulièrement à Andreas Kontaxis et Lawrence Gulotta. Il s'agit d'une collaboration fondamentale à ce projet de thèse, que j'espère poursuivre à terme.

Je remercie Monsieur le Docteur Julien Pucheux pour son aide précieuse au tout début de cette thèse pour la constitution de la base de données radiographiques utilisée dans ce travail.

Je remercie Monsieur Jean Chaoui de la société Imascap d'avoir accepté notre proposition de poursuite de ce travail de thèse, à travers le projet CIFRE de David Boas.

Enfin je ne remercierai jamais assez Annick, attentionnée, efficace, aimante, indispensable à notre quotidien, ainsi que Papa et Maman, discrets, aidants, aimants, sans qui l'ensemble de ce projet n'aurait pu se faire.

Résumé

Dans cette thèse, deux méthodes d'assistance opératoire, pour le positionnement du composant glénoïdien d'une prothèse d'épaule, sont explorées. Elles ont pour dénominateur commun une reconstruction 3D première de la glène pathologique à implanter. Une approche essentiellement clinique, avec des travaux d'application pratique, est proposée pour la technologie des Patients Specific Implants (PSI), dont l'utilisation en orthopédie est actuellement croissante. Une approche davantage prospective et technologique est ensuite proposée, de type Réalité Augmentée, jusqu'à maintenant encore inexploitée dans le champ de la chirurgie orthopédique. La faisabilité de cette approche, les conditions d'emploi des technologies inhérentes, ont été étudiées. En amont, un nouveau type d'information pour implémenter, sur le support connecté (lunettes électroniques), l'application de réalité, est proposé, avec la modélisation mathématique par régression linéaire multiple d'une glène normale. L'objectif secondaire est d'obtenir une banque de données dites de glènes génériques normales, pouvant servir de référence à la reconstitution d'une glène pathologique à traiter, après un processus de morphing.

Mots clés

Prothèse d'Epaule, Assistance opératoire, Positionnement Glénoïdien, Reconstruction 3D tomodynamométrique, Patient Specific Implants, Réalité Augmentée, Modélisation, Régression Linéaire Multiple

Abstract

In this thesis, two methods of operating assistance for the positioning of the glenoid component of a shoulder prosthesis, are addressed. They have in common a preliminary 3D reconstruction of the pathological glenoid to implant. A main clinical approach, with practice studies, is proposed for the Patient Specific Implants technology, which is currently used in orthopaedics. Then a main prospective and technological approach is proposed with the Augmented Reality, while it is so far untapped in the field of orthopaedic surgery. The feasibility of this last technology, as well as the tools and the manual for its use, were studied. Upstream, a new type of information to implement the augmented reality connected application support is offered, with mathematical modeling by multiple linear regression of a normal glenoid. The second goal is to build a normal generic glenoids database. It can be used as reference to the reconstruction of a pathological glenoid to treat, after a morphing process step.

Keywords

Shoulder prosthesis, Glenoid Positioning, Operating Assistance, 3D CT Reconstruction, Patient Specific Implants, Augmented Reality, Mathematical Modeling, Multiple Linear Regression

Table des matières

Remerciements	3
Résumé	5
Abstract.....	6
Table des matières	7
Liste des tableaux	9
Liste des figures.....	10
Liste des annexes	13
Introduction	14
Première partie : Introduction à l'anatomie et à la prothèse d'épaule	20
I-1 Introduction à l'anatomie de la glène de la scapula	20
I-1-1 La scapula	20
I-1-2 La glène normale	21
I-1-3 La glène pathologique	23
I-2 Introduction à la prothèse d'épaule	26
I-2-1 Prothèse totale d'épaule anatomique	26
I-2-2 Prothèse totale d'épaule inversée	30
I-3 Conclusion	36
Deuxième partie : Planification pré opératoire tridimensionnelle (3D) et Patient Specific Implants (PSI)	38
II-1 Introduction	38
II-2 Utilisation de la reconstruction 3D avant chirurgie	39
II-2-1 Introduction	39
II-2-2 Description glénoïdienne : du 2D au 3D	40
II-2-3 Planification pré opératoire 3D	42
II-3 Patient Specific Impant (PSI)	45
II-3-1 Introduction	45
II-3-2 Intérêt du PSI pour la prothèse d'épaule	46
II-3-3 Contribution : nouvelle étude de précision	47
II-3-4 Contribution : évaluation fonctionnelle comparative de la précision du positionnement glénoïdien après utilisation de PSI	51

II-4 PSI et planification « fonctionnelle » pré opératoire	55
II-5 Conclusion.....	58
Troisième partie : Reconstitution glénoïdienne et Réalité Augmentée.....	61
III-1 Introduction	61
III-2 Modélisation d'une glène normale	62
III-2-1 Introduction.....	62
III-2-2 Méthodes de régression linéaire	63
III-2-3 Matériels de l'étude	67
III-2-4 Méthodologie	69
III-2-5 Résultats.....	75
III-3 Cadre méthodologique pour la reconstitution 3D d'une glène pathologique	80
III-3-1 Introduction.....	80
III-3-2 Méthodologie	81
III-3-3 Discussion - Conclusion	96
III-4 Projection 3D de la scapula pathologique et/ou de sa glène reconstituée virtuellement sur des lunettes connectées.....	97
III-4-1 Introduction.....	97
III-4-2 La Réalité Augmentée	97
III-4-3 Matériels	99
III-4-4 Méthodologie de l'application de réalité augmentée	101
III-4-5 Etude de différents paramètres complémentaires pour l'application de la réalité augmentée.....	110
III-4-6 Une première démonstration et une première analyse.....	113
III-4-7 Conclusion	115
Conclusion et perspectives	117
Bibliographie.....	120
Annexes	131
Résumé	188
Abstract.....	188

Liste des tableaux

III-1 Extrait de la matrice de distances produite au format CSV et ouvert par Microsoft Excel®	72
III-2 Extrait de la matrice de corrélation des variables	72
III-3 Fichiers de configurations de la matrice des distances utilisés pour les régressions	74
III-4 Matrices de résidus pour les distances choisies pour chacun des 2 modèles étudiés (Théo Voisin)...	78
III-5 Interface de l'emploi de la régression linéaire multiple (Théo Voisin)	79
III-6 Exemple de résultat de l'algorithme 1	84

Liste des figures

I-1 Vues anatomiques de la scapula	21
I-2 Représentation des mesures de la version et de l'inclinaison glénoïdiennes.....	23
I-3 Usure glénoïdienne en cas d'omarthrose primitive, dans le plan horizontal, selon Walch.	24
I-4 Usure glénoïdienne en cas d'omarthrose excentrée, dans le plan frontal, selon Favard.	25
I-5 Modèle de prothèse totale d'épaule anatomique de 3 ^{ème} génération	28
I-6 Modèle d'une usure glénoïdienne postérieure et solutions chirurgicales : overreaming ou implant compensé	29
I-7 Modèle de prothèse totale d'épaule inversée et principes biomécaniques	31
I-8 Encoche inférieure du pilier de la scapula et limitation des mobilités en rotation coude au corps	32
I-9 Solutions proposées pour diminuer le risque d'encoche scapulaire inférieure.....	33
I-10 Représentation schématique de mesures réalisées sur coupe TDM	35
II-1 Modèle expérimental de PSI	39
II-2 Evolution des méthodes de mesure de la version glénoïdienne	41
II-3 Evolution des méthodes de mesure de l'inclinaison glénoïdienne	42
II-4 Contribution : intérêt de la planification pré opératoire 3D pour la précision de positionnement de l'implant glénoïdien d'une prothèse d'épaule inversée.....	44
II-5 De l'acquisition TDM 2D et 3D, au planning pré opératoire 3D et à la conception expérimentale d'un PSI en impression 3D	45
II-6 Contribution : étude in vivo de précision du positionnement d'un implant glénoïdien anatomique après utilisation d'un modèle de PSI.....	49
II-7 Contribution : analyse fonctionnelle virtuelle d'une planification pré opératoire 3D du positionnement de l'implant glénoïdien d'une prothèse d'épaule inversée. Méthodologie.....	52
II-8 Contribution : analyse fonctionnelle virtuelle d'une planification pré opératoire 3D du positionnement de l'implant glénoïdien d'une prothèse d'épaule inversée. Résultats.	54
II-9 Contribution : PSI et planification pré opératoire fonctionnelle. Méthodologie.....	56
II-10 Contribution : PSI et planification pré opératoire fonctionnelle. Résultats.....	57
III-1 Echelles des résidus.....	64
III-2 Représentation du pointage d'une scapula	70
III-3 Représentation des angles relevés sur une scapula	71
III-4 Représentation du principe de l'outil de calcul des distances et des angles entre les points	72

III-5 Représentation de l'objectif fixé pour le modèle de régression linéaire multiple.....	73
III-6 Arborescence des résultats de l'emploi de la régression linéaire multiple.	79
III-7 Démarche complète de reconstitution virtuelle 3D d'une glène usée.....	81
III-8 Reconstitution de la partie disparue d'une glène usée.	82
III-9 Problématique du calcul d'un point p manquant.....	82
III-10 Représentation des 12 points importés de glène dans Blender®.	85
III-11 Exemple du maillage d'une sphère sous le logiciel Blender®.....	86
III-12 Capture d'écran des paramètres du plug-in PointCloud Skinner sous Blender®	87
III-13 Représentation des différentes étapes avec PointCloud Skinner sous Blender® pour obtenir un modèle grossier de glène 3D à partir d'un nuage de points.	88
III-14 Résultat obtenu avec PointCloud Skinner.....	88
III-15 Résultat obtenu avec 3D-reshaper.....	89
III-16 Procédure complète de reconstruction de glène, avec en particulier l'ajout artificiel de sommets à la glène B qui devient B', sous Blender®	90
III-17 Représentation de la problématique du morphing	91
III-18 Représentation d'une mise à l'échelle de la glène générique A, à partir de 4 distances choisies, selon le modèle de glène B	91
III-19 Reconstitution de la glène pathologique	92
III-20 Opération de découpage d'image d'une scapula saine pour obtenir une glène saine	93
III-21 Résultats de découpage de 5 modèles de glène.....	93
III-22 Dendrogramme de l'AAH (distance euclidienne + saut maximum).....	95
III-23 Processus de création d'une glène générique, par itération successive	95
III-24 Reconstitution 3D de la scapula pathologique d'un patient donné	97
III-25 Illustration de l'application souhaitée de la réalité augmentée à la chirurgie de l'épaule	99
III-26 Les lunettes connectées Moverio BT-200 d'Epson®	99
III-27 Illustration de l'application souhaitée de la réalité augmentée au modèle épaule, au travers du support choisi : les lunettes connectées Moverio BT-200 Epson.....	100
III-28 Initialisation : superposition du masque et de la cible, qui fait apparaître la scène	101
III-29 Reconnaissance 3D	101
III-30 Principes de fonctionnement du suivi en temps réel d'objet.....	102
III-31 Méthode SLAM	102
III-32 Arêtes de la cible dans la méthode Edge Tracking (Massimiliano Fantini)	103
III-33 Mouvement de points dans la méthode Feature Tracking (J-Y Bouguet)	103

III-34 Arbre de décision pour le choix d'une technique de suivi en fonction du masque (d'après Metaio)	103
III-35 Fonctionnement de notre application de réalité augmentée	104
III-36 Représentation du découpage et de la colorisation d'une scapula saine et de sa glène, pour préparation de l'environnement de tests (Blender®)	105
III-37 Prototype de cible réalisé par impression 3D d'un modèle de masque préalablement obtenu via Blender	105
III-38 Résultats de l'évaluation comparative qualitative des 3 méthodes de suivi : Feature, Edge et Hybrid tracking	106
III-39 Exemple du traitement avec le logiciel Blender® (fonction Decimate) d'un objet de la scène : la scapula.	107
III-40 Simplification du masque et influence sur le résultat de la performance de reconnaissance	108
III-41 Ratio de tolérance et influence sur le résultat de la performance de reconnaissance (de gauche à droite, augmentation du nombre d'arêtes à prendre en compte)	108
III-42 Biais de profondeur ou Depth Bias	109
III-43 Plage de recherche ou Search Range	110
III-44 Exemple de lumière directionnelle appliquée à la scène	111
III-45 Expérience évaluant l'influence des paramètres lumière et contraste sur la qualité d'initialisation	112
III-46 Etapes principales de la démonstration pour l'application de la réalité augmentée au projet épaule	114
III-47 Illustration du décalage entre cible (scapula os sec) et scène (scapula verte)	115
III-48 Représentation de la méthode de mesure du décalage cible-scène avec le logiciel Mesurim sur une capture d'écran	115

Liste des annexes

Annexe 1 : Première contribution	131
Annexe 2 : Deuxième contribution	132
Annexe 3 : Troisième contribution	134
Annexe 4 : Quatrième contribution	148
Annexe 5 : Cinquième contribution	150
Annexe 6 : Sixième contribution	162
Annexe 7 : Equations de régression d'une glène totalement détruite	176
Annexe 8 : Equations de régression d'une glène partiellement détruite	177
Annexe 9 : Captures d'écran de la Video Démonstration présentée en avril 2015	178
Annexe 10 : Projet de thèse CIFRE.....	179

Introduction

Les travaux de thèse présentés dans ce document sont le résultat d'une étroite collaboration, ayant débuté en 2011, entre le Laboratoire d'Informatique de l'Ecole Polytechnique Universitaire de Tours, et le service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique du CHRU Trousseau de Tours. Durant une année, d'août 2013 à août 2014, une collaboration internationale avec le Biomechanical and Motion Analysis Laboratory du Hospital For Special Surgery de New York (USA) a également été conduite.

Ce projet de doctorat en sciences s'inscrit dans une thématique de recherche initiée en 2009. Il s'agissait alors de premiers travaux réalisés dans le cadre d'un doctorat en médecine, soutenu le 11 Octobre 2010. Cette thèse d'exercice s'intitulait : « Mobilités et encoche du pilier de la scapula dans les prothèses d'épaule inversées : influence de la modularité des implants glénoïdiens et de la rétroversion humérale ». Elle a fait l'objet de deux publications scientifiques (Berhouet *et al.* (2013), Berhouet *et al.* (2014)).

Contexte

Les pronostics fonctionnels et de survie d'une prothèse totale d'épaule sont conditionnés par la précision de positionnement du composant glénoïdien (Walch *et al.* (2011), Favard *et al.* (2011)). Son implantation par le chirurgien reste cependant techniquement difficile, bien que la glène soit la seule structure anatomique clairement visible après l'abord chirurgical. L'usure cartilagineuse et les déformations osseuses engendrées par l'arthrose sont responsables de la perte de repères anatomiques glénoïdiens fiables. La localisation profonde de la scapula au sein d'un environnement musculaire dense, et sa position variable sur la cage thoracique du malade durant l'intervention, rendent également difficile l'évaluation de l'orientation anatomique de la scapula, et par conséquent de la glène, dans les trois plans de l'espace.

Avec le développement du concept du « computational surgery », plusieurs méthodes de chirurgie assistée par ordinateur ont été proposées pour aider le chirurgien lors du geste opératoire et en optimiser la précision (Goradia *et al.* (2014), Lang *et al.* (2011)). L'une des technologies les plus récentes est représentée par les « Patient Specific Implants » (ou « Instruments ») (PSI) (Verborgt *et al.* (2014)). Sous ce terme de PSI, est défini un nouveau matériel d'assistance à l'implantation de prothèses orthopédiques. Leur conception repose sur l'acquisition d'une imagerie ostéo-articulaire pré opératoire en coupes (tomodensitométrie (TDM)).

Une reconstruction tridimensionnelle (3D) de l'articulation à opérer peut ensuite être générée. Cette reconstruction sert de support au planning pré opératoire du chirurgien pour le placement optimal d'implants prothétiques virtuels. Ce positionnement obtenu, le PSI en tant qu'outil chirurgical est confectionné par impression 3D. Il est utilisé par le chirurgien pendant l'intervention à la place de l'instrumentation traditionnelle à « mains levées ». Il se positionne comme un véritable « moule articulaire » glénoïdien. Grâce à son dessin personnalisé, il se comporte comme un « guide sur mesure » pour l'implantation de la prothèse définitive. Il permet ainsi de transférer les informations du planning pré opératoire lors de l'intervention chirurgicale, en tenant compte de l'anatomie glénoïdienne pathologique du patient à opérer, et des corrections des déformations à y apporter. La précision du positionnement prothétique serait finalement garantie par la technologie PSI.

Dernièrement, l'apparition des lunettes électroniques laisse entrevoir de nouvelles perspectives d'assistance opératoire pour le chirurgien, avec l'application de la réalité augmentée (Mitrasinovic *et al.* (2015), Blackwell *et al.* (1998)). Cette technologie permet à l'utilisateur d'interagir avec le monde réel par n'importe lequel des cinq sens, tout en gardant la possibilité d'afficher des objets virtuels utiles à la tâche qu'il est en train de réaliser. La réalité augmentée permet de compléter la réalité et d'y ajouter des informations, au lieu de la remplacer. Elle peut être considérée comme une interface entre des données « virtuelles » et le monde réel. Appliquée à la chirurgie prothétique de l'épaule, la réalité augmentée pourrait donner une information sur le positionnement et l'orientation de la face dite « cachée » de la scapula dans son environnement musculaire, et guider alors le geste sur la glène, seul relief visible de la scapula. Elle pourrait aussi renseigner le chirurgien sur la morphologie initiale de la glène avant l'usure, et orienter vers un choix plus précis, voire personnalisé, de l'implant prothétique glénoïdien.

Problématique

La chirurgie assistée par la technologie PSI a pour objectif d'obtenir un positionnement plus précis de la pièce prothétique glénoïdienne que la chirurgie traditionnelle avec instrumentation classique dite à « mains levées ». La planification pré opératoire 3D dont dépend la fabrication du PSI repose sur des critères de positionnement dans les trois plans de l'espace. Bien que les problématiques d'implantation des prothèses totales d'épaule anatomique et inversée soient différentes, les paramètres de précision décrits et retenus dans la littérature pour le planning pré opératoire de ces deux types d'implant sont identiques. Aucune étude à ce jour n'a par ailleurs évalué si le gain de précision pour le positionnement du composant glénoïdien après chirurgie guidée se traduisait par un meilleur résultat fonctionnel pour le patient. Les enjeux de cette première

investigation sur la technologie PSI, appliquée principalement au modèle de la prothèse totale d'épaule inversée, sont donc les suivants :

- l'identification de critères de précision de positionnement spécifiques à l'implant glénoïdien inversé ;
- l'analyse comparative du résultat fonctionnel après implantation prothétique glénoïdienne selon les deux méthodes guidée et traditionnelle ;
- la présentation et l'évaluation d'une nouvelle méthode de planification pré opératoire dite fonctionnelle pour la conception des PSI.

Les verrous scientifiques pour y répondre sont :

- la reconstruction 3D d'une TDM bidimensionnelle (2D) initiale ;
- l'analyse de mouvement d'une prothèse d'épaule inversée implantée sur un modèle virtuel et sur un modèle cadavérique ;
- la conception d'un PSI selon un planning pré opératoire dit fonctionnel.

L'objectif fixé par notre seconde investigation, concernant la réalité augmentée pour l'implantation d'une prothèse d'épaule, est double : d'une part obtenir une information de positionnement de la scapula entière ; d'autre part obtenir un affichage virtuel d'une reconstruction 3D de la glène dite native, c'est-à-dire telle qu'elle était avant sa destruction par l'arthrose, sur la scapula réelle pathologique. Les enjeux sont donc multiples :

- l'affichage premier, via des lunettes électroniques, d'une reconstruction 3D virtuelle de la scapula pathologique actuelle, et sa superposition avec la scapula pathologique actuelle réelle ;
- la reconstitution virtuelle de la glène native;
- la création d'une bibliothèque 3D de glènes génériques saines natives;
- l'affichage de la reconstruction 3D virtuelle de la glène native, issue de la bibliothèque et redimensionnée, et sa superposition à la glène pathologique actuelle réelle.

Les principaux verrous scientifiques identifiés sont les suivants :

- le choix d'un matériel adapté à l'affichage d'un modèle virtuel 3D complexe, représenté ici par la scapula pathologique, et/ou par la glène native reconstruite ;
- le choix de la méthode mathématique pour la reconstitution de la glène native ;
- le mode de placement du modèle virtuel 3D complexe sur la scapula réelle, dans le but de retranscrire avec précision la position réelle du modèle virtuel affiché (recalage) ;
- la correspondance d'échelle entre la glène générique virtuelle native issue de la bibliothèque et la glène réelle de la scapula pathologique.

Organisation du document

La première partie de cette thèse présente le contexte médical de l'étude dans lequel s'inscrivent ces travaux de recherche. Elle apporte les bases nécessaires à la compréhension de la problématique et justifie le contexte des investigations réalisées. Les notions anatomiques de base sur la scapula, et plus particulièrement sur la glène normale, sont d'abord rappelées. Les différents types d'usure glénoïdienne rencontrés dans les principales affections dégénératives de l'épaule sont décrits. Les deux principaux types de prothèse totale d'épaule, anatomique et inversée, sont ensuite présentés, en abordant notamment leur problématique respective liée spécifiquement au versant glénoïdien. En conclusion de cette première partie, les solutions déjà rapportées pour répondre aux complications glénoïdiennes sont énumérées. Une première référence à un travail sur l'influence de l'anatomie du pilier de la scapula lors de l'implantation d'une prothèse d'épaule inversée est présentée. Les nouvelles options que constituent le PSI et la réalité augmentée sont introduites.

La seconde partie de ce travail traite de la technologie PSI. Cette nouvelle méthode de chirurgie assistée repose sur une planification pré opératoire 3D rigoureuse. L'essor des techniques tomodensitométriques, initialement 2D et désormais 3D, a participé au développement de cette nouvelle technologie. Un descriptif de l'évolution de la description de l'anatomie glénoïdienne en fonction de ces progrès d'imagerie est d'abord présenté. Le principal objectif de la technologie PSI reste d'obtenir un positionnement précis de l'implant prothétique glénoïdien. Le guide sur mesure se doit de reproduire aussi précisément que possible le planning pré opératoire réalisé. Une étude clinique dite de précision, à propos de dix patients opérés d'une prothèse d'épaule anatomique avec l'utilisation de guides sur mesure, est ensuite rapportée dans ce sens. La dernière interrogation liée à l'application de cette chirurgie guidée est celle de sa supériorité de précision de l'implantation prothétique et du résultat fonctionnel obtenu par rapport à une chirurgie traditionnelle. Trois travaux expérimentaux appliqués à la prothèse d'épaule inversée, à travers deux protocoles de chirurgie virtuelle et une étude cadavérique, sont ainsi successivement présentés pour tenter d'y répondre.

La troisième et dernière partie de cette thèse aborde la thématique de la réalité augmentée comme nouvelle méthode d'assistance opératoire. Le premier objectif de cette technologie est de fournir à l'opérateur une information de positionnement de la scapula, normalement enfoui dans son environnement musculaire, dans les trois plans de l'espace. Ce premier affichage obtenu, le second objectif est de surajouter à la glène réelle pathologique un modèle de glène reconstruite dite native, issue d'une bibliothèque de glènes génériques saines. Un travail de description de l'anatomie glénoïdienne à partir de points périphériques choisis sur le reste de la scapula constitue la première étape du protocole. Les méthodes mathématiques pour y parvenir sont détaillées et la bibliothèque de glènes génériques saines constituée est présentée. La seconde étape est la

reconstitution de la glène pathologique en utilisant un modèle choisi de glène générique. Le processus dit de « morphing » est alors décrit. La dernière étape est l'application de ces opérations précédemment décrites via la réalité augmentée. Se posent alors notamment les questions du support matériel à l'utilisation de cette technologie.

Une conclusion générale sur les travaux effectués durant cette thèse est présentée en fin de document. Les perspectives envisagées pour les travaux futurs à conduire y sont abordées.

Première partie :

**Introduction à l'Anatomie et à la Prothèse
d'Epaule**

Première partie : Introduction à l'anatomie et à la prothèse d'épaule

Résumé

Dans ce chapitre, dans un premier temps, des notions d'anatomie ostéo-articulaire nécessaires à la compréhension de ce travail de thèse sont introduites. Des généralités sur l'os « scapula » sont rappelées, avant d'aborder précisément l'anatomie de la glène scapulaire, d'abord normale puis pathologique avec les deux modes d'usure les plus fréquemment rencontrés en pratique clinique. Dans un second temps, une présentation des deux principaux modèles de prothèse totale d'épaule employés pour traiter la pathologie dégénérative gléno-humérale est faite. Leurs inconvénients liés spécifiquement à la gestion du versant glénoïdien sont exposés, permettant de justifier les enjeux de cette thèse développés par la suite.

I-1 Introduction à l'anatomie de la glène de la scapula

I-1-1 La scapula

La scapula (du latin *scapula* « épaule »), ou omoplate en langage courant, est un os plat, pair et symétrique, de forme complexe. Elle présente deux faces (antérieure et postérieure) constituant « l'écaille », délimitée par trois bords (supérieur, médial, latéral également appelé « pilier » de la scapula), et trois angles (supérieur, médial et inférieur ou « pointe » de la scapula). (*Figure I-1*)

La scapula constitue le moyen d'union entre le membre supérieur et le tronc. Sa localisation anatomique est profonde, au sein d'un environnement musculaire antéro-postérieur dense et épais. La scapula est donc en véritable suspension à la face postéro-supérieure du thorax, sous l'effet des différents muscles s'insérant sur ces trois bords et ces deux faces, ainsi que sur les deux processus qu'on lui décrit: « l'acromion » prolongeant l'épine de la scapula à sa face postérieure, et « l'apophyse coracoïde ». Pilier et coracoïde confluent latéralement pour former le massif articulaire de « la glène » de la scapula, s'articulant avec la tête humérale, constituant ainsi la principale articulation du « complexe épaule » : l'articulation gléno-humérale. La scapula est au carrefour de deux autres articulations : l'acromio-claviculaire (avec la clavicule) et la scapulo-thoracique (avec la cage thoracique). Cette dernière, davantage assimilable à un espace de glissement

(syssarcose) car dépourvu de surfaces articulaires cartilagineuses vraies, revêt une importance fonctionnelle capitale dans la chaîne cinétique de l'épaule.

Le développement de la scapula et son ossification s'opèrent autour de plusieurs noyaux d'ossification localisés au niveau du processus coracoïde, de l'acromion, des bords médial et inférieur de l'écaïlle, et de la glène. Le développement de la glène est d'ailleurs régi par deux noyaux d'ossification situés au niveau du pied de la coracoïde et à la partie inférieure de la glène, respectivement pour ses parties supérieure et inférieure. La fusion des noyaux d'ossification de la scapula est tardive. Le processus coracoïde est complètement ossifié vers l'âge de 18 ans, l'acromion aux alentours de 22 ans et la glène vers l'âge de 15 ans.

Ces caractéristiques propres de la scapula, situation profonde avec contraintes musculaires importantes et ossification tardive, permettent de comprendre sa complexité et sa variabilité, d'une part de forme, et d'autre part d'évolution morphologique possible, entre les différents individus et au cours de leur existence en fonction de leur habitus (Vallois *et al.* (1932)).

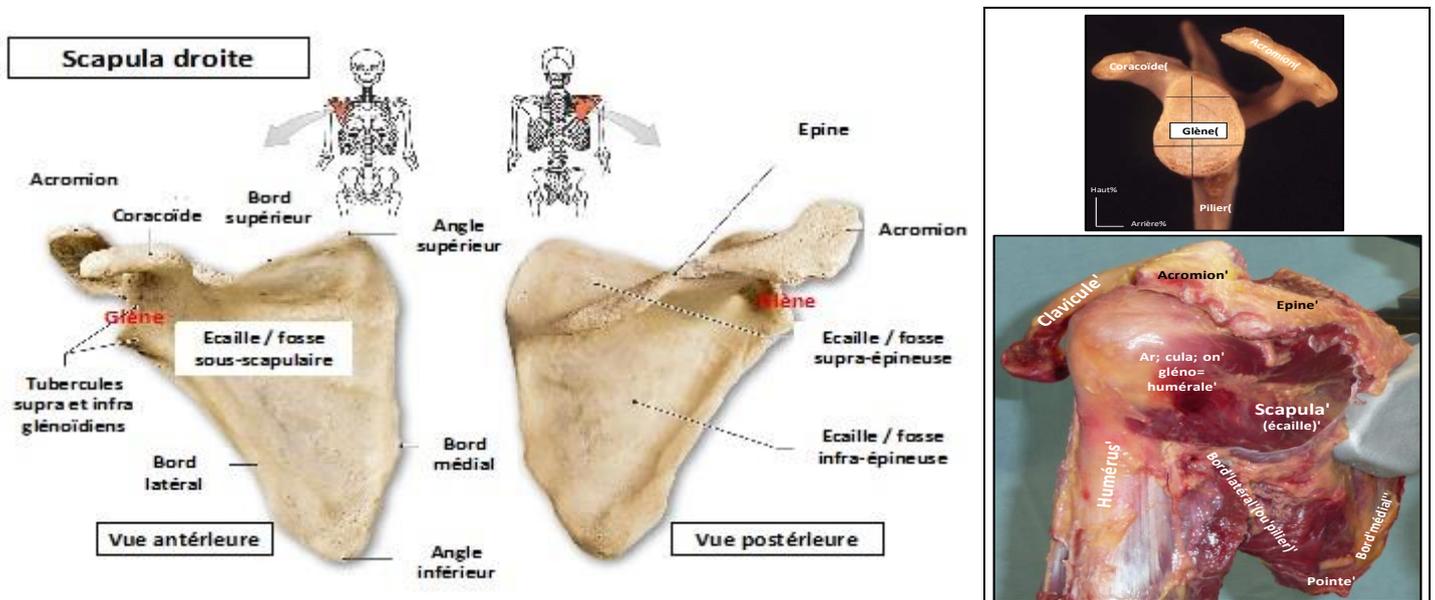


Figure I-1: A gauche : vues antérieure et postérieure d'os sec de scapula.

En haut à droite : vue sagittale (profil) d'os sec de scapula.

En bas à droite : photographie représentant la situation profonde musculaire de la scapula au sein du complexe épaule. (Photos collection personnelle).

I-1-2 La glène normale

La glène correspond à la surface cavitaire cartilagineuse latérale de la scapula rentrant en articulation avec la tête de l'humérus pour former l'articulation gléno-humérale. La glène est dite piriforme dans la

majorité des cas, c'est-à-dire en forme de poire. La glène est également décrite par des critères de mensurations, de rayons de courbure, de version et d'inclinaison.

D'après les travaux anatomiques de Checroun *et al.* (2002), à propos de 412 scapulae saines, la hauteur maximale de la glène, équivalente à son grand axe vertical, est en moyenne de 38 mm. La largeur de la glène dans le sens antéro-postérieur, équivalente au petit axe horizontal, est en moyenne de 23 mm dans sa moitié supérieure et de 29 mm dans sa moitié inférieure. Le rapport moyen entre hauteur et largeur est de 1,3. Quarante-vingt-cinq pour cent de l'ensemble des glènes mesurées dans cette étude variaient de 34 à 42 mm de hauteur, et de 24 à 32 mm de largeur. Les glènes de genre féminin étaient également 10% plus petites que celles provenant de spécimens masculins.

Concernant les rayons de courbure, toujours à partir de ce même travail de Checroun *et al.* (2002), ils ont été évalués à 76° dans le sens supéro-inférieur et à 50° dans le sens antéro-postérieur. D'autres études (Churchil *et al.* (2001), Mc Pherson *et al.* (1997), Mallon *et al.* (1992)) ont permis de conclure au fait que la glène est ainsi plus concave dans le plan frontal supéro-inférieur, et plus plane dans le plan sagittal antéro-postérieur. Autrement dit, la différence de rayons de courbures entre tête humérale et glène est plus importante dans le plan sagittal que dans le plan frontal, ce qui a pour conséquence un défaut de congruence osseuse plus important dans le plan sagittal que frontal. C'est la répartition du cartilage et la présence du labrum, fibrocartilage circonférentiel autour de la glène, qui va faire en sorte que les rayons de courbures vont s'égaliser et finalement s'équilibrer. La surface articulaire de la glène est en effet évaluée en moyenne à 8,7 cm², alors que la surface cartilagineuse est évaluée de 5 à 6 cm², avec une épaisseur de cartilage de l'ordre de 2,2 mm.

La version glénoïdienne est définie par l'orientation de la glène dans le plan horizontal. Il est communément admis que la glène normale, par rapport au plan de la scapula, est rétroversée selon un angle de -2° à -8°. En fonction de la technique utilisée, les résultats diffèrent. L'analyse radiographique majorerait la rétroversion (ou version postérieure) de la glène par rapport à une imagerie en coupes (TDM ou IRM) (Nyffeler *et al.* (2003)), qui est devenue la référence. Selon Randelli *et al.* (1986), la version mesurée par TDM dans une population de 100 individus de 20 à 48 ans variait de 2° à 15° de rétroversion dans la partie supérieure de la glène (moyenne 5°), alors qu'elle était de 0° à 8° de rétroversion dans sa partie moyenne (moyenne 2°) et de 2° à 15° dans sa partie inférieure (moyenne 7°). Pour Friedman *et al.* (1992), également après analyse tomodensitométrie d'une population de 63 épaules de 20 à 87 ans, la version moyenne était de 2±5° d'antéversion (ou version antérieure), allant de 12° d'antéversion à 14° de rétroversion. (*Figure I-2*)

L'inclinaison glénoïdienne est définie par l'orientation de la glène dans le plan frontal. Il est communément admis que l'inclinaison sur la verticale de la surface glénoïdienne d'une glène normale est variable selon les individus. Gouaze *et al.* (1962) ont été les premiers à décrire trois types d'inclinaison verticale de la glène : ascendante de 3° dans 45% des cas, neutre ou verticale dans 22% des cas et descendante

de 4° dans 33% des cas. Par la suite, Mallon *et al.* (1992) ainsi que Habermeyer *et al.* (2006) rapportaient une orientation moyenne descendante de la glène respectivement de -2,2° et -4° en moyenne, alors que Churchill *et al.* (2001) retrouvaient une inclinaison moyenne ascendante de l'ordre de 4,2°. (Figure I-2)

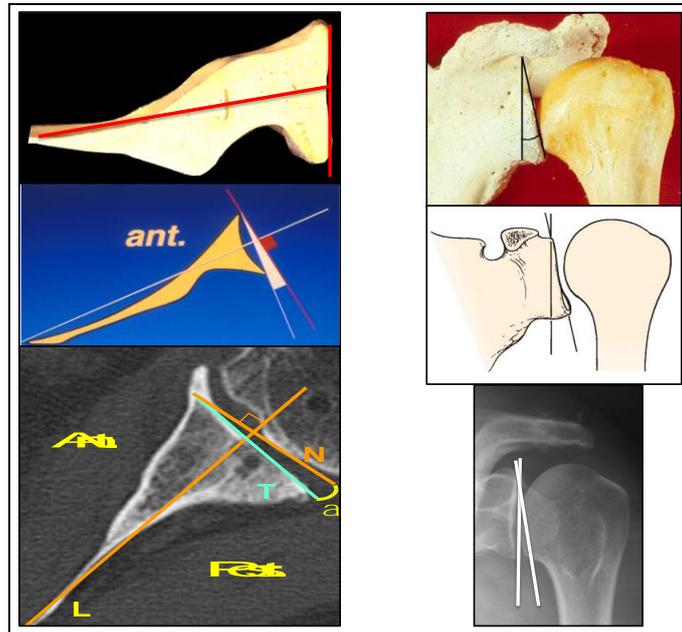


Figure I-2 : A gauche, représentation sur os sec (coupe horizontale de la scapula), sur schéma et sur coupe horizontale TDM de la mesure de la version glénoïdienne.

A droite, représentation sur os sec, sur schéma et sur radiographie standard de face en rotation neutre de la mesure de l'inclinaison. (Mansat, Chlavassas-Gandois)

I-1-3 La glène pathologique

La glène pathologique peut se présenter sous différentes formes selon l'étiologie initiale. Dans ce travail de thèse, seule une description détaillée des glènes en rapport avec une omarthrose primitive et une omarthrose dite excentrée est proposée.

La glène arthrosique ou liée à une omarthrose primitive se présente avec une forme ovalaire. Les signes classiques appartenant à la définition radiographique de l'arthrose sont présents (Neer et al. (1974)). Plus spécifiquement, les mensurations de la glène sont augmentées dans le sens antéro-postérieur, en raison de la présence d'ostéophytes postérieurs et de l'usure postérieure (Nakagawa et al. (1999)). Cela a pour conséquence d'augmenter la rétroversion et l'inclinaison descendante de la glène. La subluxation postérieure de la tête humérale par rapport à la glène, conséquence de l'érosion postérieure, a aussi été décrite comme un signe d'omarthrose primitive par Neer et al. (1974). Cette description a cependant été remise en cause par

Walch *et al.* (1999) qui retrouvait la subluxation postérieure de la tête humérale avant que la glène soit usée. La subluxation humérale devenait alors la cause de l'usure postérieure et non la conséquence de celle-ci.

Walch *et al.* (1999) ont proposé la première classification tomodensitométrique de l'usure glénoïdienne dans le plan horizontal des omarthroses primitives. Cette classification repose sur le type d'usure et l'angle de rétroversion, dont la valeur moyenne était de 16° dans cette étude. Trois types de glène pathologique sont identifiés. Le type A (59% des cas) correspond à une usure centrale de la glène, faible (A1) ou importante (A2), avec une tête humérale centrée et une rétroversion moyenne de $11,5 \pm 8,8^\circ$. Le type B (32%) correspond à une usure glénoïdienne à prédominance postérieure, avec subluxation en arrière de la tête humérale, et une rétroversion moyenne de $18 \pm 7,2^\circ$. Le sous-type B2 se différencie bien du sous-type B1 avec un aspect biconcave de la glène. Le type C (9%) correspond à une glène dont la rétroversion est supérieure à 25° . La valeur moyenne dans le travail de Walch était d'ailleurs de $35,7 \pm 5,9^\circ$. La tête humérale reste centrée ou légèrement subluxée en arrière. Ce type de glène C est qualifié de dysplasique. (*Figure I-3*)

Une classification radiographique dans le plan frontal des glènes d'omarthrose primitive a aussi été proposée par Habermeyer *et al.* (2006). Elle repose sur la mesure de l'angle d'inclinaison glénoïdienne, qui est diminué en cas d'omarthrose primitive ($-12,6 \pm 8,7^\circ$), attestant de l'usure inférieure déjà décrite précédemment avec pente glénoïdienne descendante. Quatre types d'inclinaison sont décrits. Cette classification n'est pas davantage détaillée dans ce paragraphe car d'utilisation beaucoup plus rare en pratique courante.

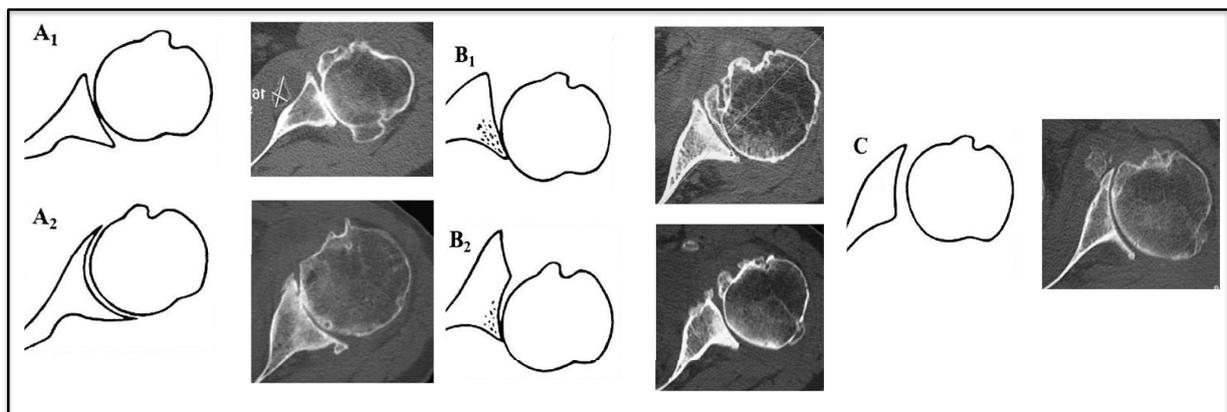


Figure I-3 : Représentations schématiques et images tomodensitométriques correspondantes des différents stades d'usure glénoïdienne dans le plan horizontal selon la classification de Walch, en cas d'omarthrose primitive. (Walch)

La glène d'omarthrose excentrée est une glène dont l'usure est de localisation supérieure dans le plan frontal. Cette topographie de l'usure est la conséquence d'une ascension progressive de la tête humérale qui n'est plus maintenue face à la glène, en raison d'une coiffe des rotateurs rompue massivement et donc déficiente. A l'usure glénoïdienne, s'associent un pincement croissant de l'espace sous-acromial et une déformation à type d'acétabulisation de l'acromion, traduisant l'excentration progressive de la tête humérale. Une classification radiographique, proposée initialement par Favard puis publiée par Sirveaux *et al.* (2004),

décrit la localisation de l'usure glénoïdienne des omarthroses excentrées dans le plan frontal. Quatre stades sont rapportés. Le type E0 est une glène à concavité frontale normale, sans ou avec usure minimale. Le type E1 correspond à une glène à usure centrale. Le type E2 est une glène biconcave verticalement. Le type E3 est une glène avec usure homogène sur toute sa hauteur, responsable d'une pente glénoïdienne pathologique ascendante. Un cinquième type, E4, beaucoup plus rare, correspond à une usure antéro-inférieure de la glène. (Figure I-4)

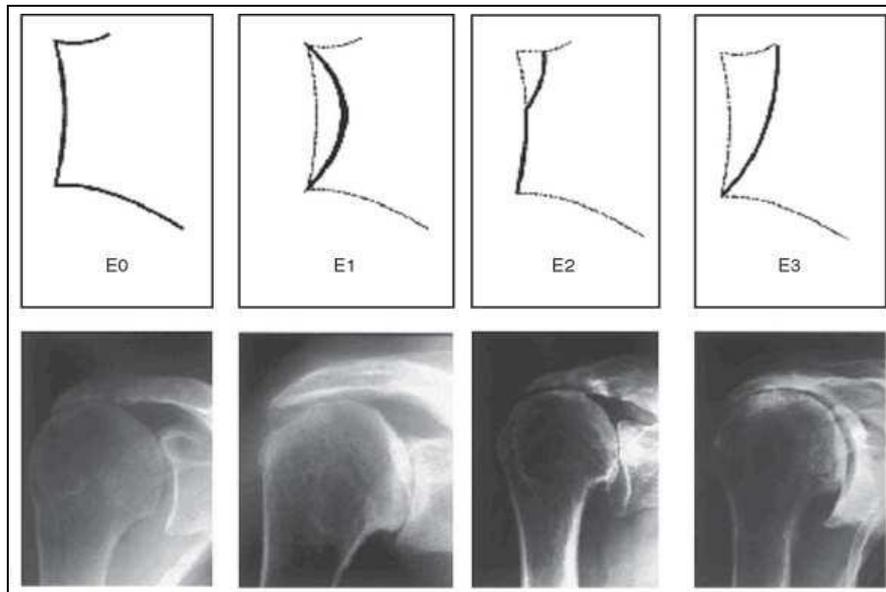


Figure I-4 : Représentations schématiques et images radiographiques correspondantes des différents stades d'usure glénoïdienne dans le plan frontal selon la classification de Favard, en cas d'omarthrose excentrée. (Favard)

Les critères détaillés de version et d'inclinaison pour la description de la glène scapulaire normale et pathologique revêtent une importance tout particulière en pratique. Ils sont autant de paramètres que le chirurgien va d'abord analyser en pré opératoire pour apprécier l'importance de la déformation pathologique de la glène à corriger. Ils constituent ensuite des points de repères pendant l'intervention pour orienter le chirurgien dans son geste et son choix du composant glénoïdien prothétique à implanter. Ils sont enfin encore autant de critères d'évaluation post opératoire de la qualité du geste chirurgical réalisé pour corriger les déformations initiales.

Les deux principales classifications, tomodensitométrique 2D dans le plan horizontal des glènes d'omarthrose primitive et radiographique dans le plan frontal des glènes d'omarthrose excentrée, font encore référence actuellement. Les progrès constants des techniques d'imagerie ont cependant amené à proposer des évaluations 3D des usures glénoïdiennes. Cette évolution de la caractérisation 3D des glènes pathologiques, et son influence sur l'étape de planification pré opératoire faite dans le cadre de l'utilisation des PSI, sera présentée dans la deuxième partie de ce travail.

I-2 Introduction à la prothèse d'épaule

I-2-1 Prothèse totale d'épaule anatomique

La prothèse totale d'épaule anatomique est une prothèse non contrainte, remplaçant les deux versants de l'articulation gléno-humérale arthrosique, avec l'objectif de restituer l'anatomie et la biomécanique normales de l'épaule. L'un des pré-requis indispensables à son implantation et à son bon fonctionnement est d'avoir un environnement musculaire péri-articulaire correct, autrement dit une coiffe des rotateurs continente et à trophicité respectée. La principale problématique liée à ce type de prothèse reste le descellement du composant glénoïdien. (*Figure I-5*)

I-2-1-1 Le composant huméral

La première implantation de prothèse d'épaule est réalisée par le chirurgien français Jules Emile Péan en 1893. Différents modèles de prothèses d'épaule ont été par la suite essayés dans la première moitié du vingtième siècle. C'est véritablement Charles Neer dans les années 1950 qui introduit et pose les principes de base de l'arthroplastie d'épaule anatomique actuelle.

Après un premier modèle de prothèse humérale simple (Neer I) conçu pour répondre à des cas de fracture complexe d'humérus proximal, dont les résultats sont publiés en 1953 (Neer *et al.* (1953)), Neer *et al.* ajoute en 1973 un composant glénoïdien en polyéthylène dans le but de soulager les patients dont la glène pouvait être usée et déformée. Le dessin de l'implant huméral initial est alors modifié pour répondre à cet objectif de totalisation prothétique (Neer II). Les résultats de cette prothèse totale d'épaule dite de « première génération » sont rapportés au début des années 1980. Les deux principales complications identifiées à l'époque sont la rupture secondaire de la coiffe des rotateurs par conflit entre la calotte humérale métallique et les tendons de la coiffe, et le descellement du composant glénoïdien. Deux explications sont retenues pour le descellement. Ce dernier peut être lui-même la conséquence de la rupture secondaire de la coiffe avec ascension de la tête humérale responsable d'un effet de « cheval à bascule » sur la glène. Il peut être aussi en rapport avec une qualité médiocre de scellement initial du composant glénoïdien.

Afin de pallier ces inconvénients, les implants de « deuxième génération », correspondant à des tiges humérales modulaires par opposition au dessin monobloc de Neer, sont développés (Boileau *et al.* (1995)). Ce modèle de prothèses humérales permet une meilleure adaptation de l'implant aux dimensions squelettiques du patient. Le diamètre et l'épaisseur de la calotte prothétique humérale peuvent être choisis au plus proche de ceux de la tête humérale réséquée. Cette calotte retenue peut être aussi associée à n'importe quelle taille de tige humérale, cette dernière étant elle-même adaptée au mieux au fût huméral du patient.

Cette modularité prothétique n'est finalement qu'une étape intermédiaire pour le développement des prothèses de « troisième génération », proposées par Walch et Boileau (1999) et encore utilisées actuellement.

C'est le concept d'« adaptabilité » prothétique à l'anatomie du patient qui est introduit. En plus des deux paramètres précédemment décrits, entre lesquels une relation mathématique a pu être mise en évidence, il est donné à l'opérateur le choix de l'inclinaison, de la rétroversion et du déport sagittal et frontal de la calotte prothétique humérale. D'un système où la coupe cervicale humérale était faite en fonction du dessin de la prothèse humérale utilisée, les prothèses de troisième génération donnent la possibilité d'une coupe cervicale première passant par le col anatomique propre à chaque patient. L'adaptabilité du dessin prothétique permet ensuite de rétablir l'anatomie humérale individuelle, avec un centre de rotation de l'humérus et donc de l'articulation gléno-humérale conservé. A terme, les complications initialement rapportées de rupture de la coiffe des rotateurs, secondaire au conflit prothétique, s'en sont trouvées nettement réduites.

Parallèlement à ces étapes déterminantes du développement des prothèses anatomiques, d'autres évolutions moins significatives ont été proposées sur ce même versant huméral. Certaines ont dû être abandonnées. D'autres sont encore en attente d'évaluation. Elles ne seront pas détaillées dans ce travail. On peut citer tout de même parmi celles-ci les concepts de prothèse humérale à double mobilité (Swanson *et al.* (1989)) et de cupule de resurfaçage (Levy *et al.* (2004)), la « miniaturisation » des tiges humérales associées à des fixations sans ciment, et l'introduction de nouveaux matériaux tels que la céramique et le pyrocarbone.

I-2-1-2 Le composant glénoïdien

Le composant glénoïdien a considérablement évolué depuis sa première implantation par Neer en 1973. Son dessin initial était quadrangulaire, de taille unique, avec un rayon de courbure identique à celui de la tête humérale. Cette congruence parfaite avait pour conséquence d'augmenter les contraintes glénoïdiennes. Un nouveau dessin piriforme et une gamme de taille d'implants plus large ont rapidement été développés. Les travaux de Boileau et Walch, en montrant une congruence moins importante dans le plan sagittal que dans le plan frontal sur une glène normale, ont permis de mettre en évidence l'avantage d'une différence de rayon de courbure entre implant glénoïdien et implant huméral. D'autres études (Anglin *et al.* (2000)) ont préconisé un dessin de glène à fond convexe plutôt qu'à fond plat pour une meilleure transmission des contraintes à l'os via l'implant. Les différents modes d'ancrage par scellement ont aussi été évalués (Anglin *et al.* (2001), Nyffeler *et al.* 2003)), sans qu'une supériorité entre quille et plots ait été clairement identifiée. Cette dernière option semble cependant plus délétère pour le stock osseux glénoïdien, avec la nécessité d'un curetage alors qu'une impaction sans retrait d'os est réalisée pour l'emplacement de la quille (Walch *et al.* (2011)). Enfin, la fixation glénoïdienne sans ciment avec recours à des implants de type « métal-back » (embase métallique) vissé ou impacté dans la glène a été essayée mais rapidement abandonnée en raison d'échec précoce (Boileau *et al.* (2002)).

I-2-1-3 Problématique spécifique et solutions proposées

La problématique spécifique de la prothèse totale d'épaule anatomique est le descellement du composant glénoïdien, principale cause d'échec de ce type d'implant (Walch *et al.* (2011)). (Figure I-5)

Des recommandations précises sur la technique d'implantation, ainsi que l'évolution du dessin prothétique décrites précédemment, avec notamment la proposition d'un gold standard pour le composant glénoïdien - tout polyéthylène, non congruent, à fond convexe, à plots ou à quille, scellé - sont un premier élément de réponse pour limiter la survenue de la faillite de la glène.



Figure I-5 : A gauche : exemple d'un modèle de prothèse totale d'épaule anatomique de 3^{ème} génération, avec son contrôle radiographique de face : tige humérale courte et calotte céphalique modulaire adaptable, implant glénoïdien à fond convexe et à plots.

A droite : aspect radiographique d'un descellement de glène à quille, avec liseré périphérique complet. (Walch)

L'analyse soignée des données d'examens complémentaires pré opératoires (radiographie et TDM) constitue également une étape essentielle pour prévenir le descellement glénoïdien. Elle conditionne l'indication opératoire. Si l'on considère que la prothèse totale d'épaule anatomique est le traitement de choix de l'omarthrose primitive, les résultats de plusieurs séries de la littérature ont permis d'affiner encore davantage les indications dans ce contexte (Walch *et al.* (2012)). Ainsi l'intégrité de la coiffe des rotateurs, en dehors d'une rupture isolée du tendon du supra-épineux ou d'une infiltration graisseuse du muscle infra-épineux jusqu'à un stade 2 de Goutallier *et al.* (1994), est un pré-requis indispensable à la mise en place d'une prothèse totale d'épaule anatomique. Un niveau de rétroversion glénoïdienne supérieure à 27°, associée à une subluxation postérieure de la tête humérale supérieure à 80%, sont autant de critères de mauvais pronostic pour le scellement glénoïdien. Ces niveaux d'usure et d'excentration dans le plan horizontal, rencontrés pour des glènes de type B2 ou C selon la classification de Walch *et al.* (1999), apparaissent en effet difficiles à corriger lors de l'implantation d'un composant glénoïdien dans de bonnes conditions. Une correction totale de ce type de déformation par le fraisage a pour inconvénient de réduire le stock osseux glénoïdien et de compromettre

une fixation correcte de l'implant. A l'inverse, une correction insuffisante a pour inconvénient d'entretenir des excès de contraintes postérieures sur le composant glénoïdien pouvant favoriser son descellement. La rétroversion finale de l'implant ne doit en effet théoriquement pas excéder 10°, afin d'éviter toute surcharge dans le plan horizontal (Walch *et al.* (2012)).

Ces cas de déformations extrêmes incitent alors à proposer des solutions alternatives à l'implant glénoïdien anatomique classique. En dehors de l'absence de resurfaçage glénoïdien toujours possible (Matsen *et al.* (2007)) ou du passage à un implant davantage contraint avec la prothèse inversée (Walch *et al.* (2012), Denard *et al.* (2013), Mizuno *et al.* (2013)), l'option la plus récente est le recours à des implants glénoïdiens dits « augmentés ». Ils consistent à partager la correction de la déformation entre un fraisage partiel et un composant glénoïdien au dessin compensé à l'endroit de l'usure résiduelle (Ianotti *et al.* (2014), Favorito *et al.* (2016)). Cette solution est encore en attente d'évaluation. (Figure I-6)

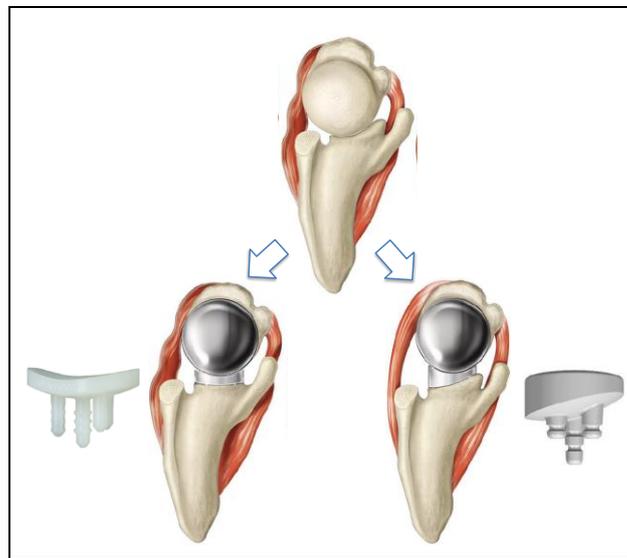


Figure I-6 : Modèle d'une usure glénoïdienne postérieure avec 2 options d'implantation glénoïdienne :

- à gauche : fraisage antérieur excessif pour compensation de l'usure postérieure et mise en place d'un implant glénoïdien classique ;
- à droite : fraisage à minima et mise en place d'un implant glénoïdien augmenté ou compensé de l'usure postérieure.

(Laboratoires Tornier-Wright et Biomet-Zimmer)

Il apparaît en pratique qu'en dépit des solutions techniques matérielles rapportées, une évaluation correcte pré opératoire de la déformation glénoïdienne et sa correction adaptée par la pose d'un implant glénoïdien durant l'intervention restent difficiles pour le chirurgien. Le développement actuel de la chirurgie guidée avec l'utilisation des PSI peut être une nouvelle option pour optimiser le positionnement du composant glénoïdien et sa survie à terme. Dans cette optique, l'apport de la réalité augmentée peut également constituer

un renfort technique intéressant pour la gestion du temps prothétique glénoïdien. Ces observations attestent à nouveau de la réalité des enjeux posés par ce travail de thèse.

I-2-2 Prothèse totale d'épaule inversée

La prothèse totale d'épaule inversée, mise au point par Paul Grammont en 1985, est une prothèse semi-contrainte dont l'indication préférentielle initiale est l'omarthrose dite excentrée, c'est-à-dire à coiffe des rotateurs déficiente (Grammont *et al.* (1993)). Depuis, les indications se sont progressivement étendues aux ruptures massives de coiffe, aux tumeurs et aux fractures complexes de l'extrémité supérieure de l'humérus du sujet âgé, aux révisions prothétiques d'implants anatomiques. Les problématiques spécifiques liées à cette prothèse sont la survenue de l'encoche du pilier de la scapula et la limitation des mobilités en rotation coude au corps.

I-2-2-1 Concept et biomécanique de la prothèse totale d'épaule inversée

La prothèse totale d'épaule inversée a été conçue pour répondre aux échecs de la prothèse totale d'épaule anatomique en situation d'omarthrose avec déficience de la coiffe des rotateurs. Dans cette indication, l'utilisation d'une prothèse non contrainte de type anatomique se traduit par une migration progressive supérieure du composant huméral, responsable d'un excès de charges supérieures par effet de cheval à bascule sur l'implant glénoïdien, causant son descellement rapide. En l'absence de coiffe, le muscle deltoïde devient le dernier moteur de l'épaule. Son recrutement ne peut être alors obtenu que par une prothèse plus contrainte, modifiant le centre de rotation de l'articulation gléno-humérale. C'est finalement à ce cahier des charges que répond le modèle de prothèse inversée conçu par Grammont dans les années 1980. Il propose un composant glénoïdien sphérique de grand diamètre associé à un composant huméral comportant une cupule horizontalisée, non enveloppante, c'est-à-dire de couverture inférieure à la moitié de la sphère glénoïdienne, et d'inclinaison non anatomique. Ce dessin permet ainsi d'obtenir une médialisation du centre de rotation et un abaissement huméral, favorisant le recrutement dès les premiers degrés d'abduction de l'ensemble des fibres musculaires du deltoïde. La coiffe des rotateurs déficiente est compensée. La stabilité articulaire est également augmentée, alors que les contraintes sur la pièce glénoïdienne sont diminuées, réduisant le risque de descellement (Boileau *et al.* (2006)).

A l'image de la prothèse anatomique, plusieurs générations de prothèse inversée se sont succédées en fonction des résultats observés avec les différents modèles. D'une prothèse initiale (« première génération ») présentant deux composants, glénoïdien et huméral évoqués précédemment, le modèle actuel dit de « troisième génération » comporte quatre pièces élémentaires. Sur le versant glénoïdien, on retrouve la métaglène ou platine glénoïdienne revêtue d'hydroxyapatite, fixée à l'os par un plot central et quatre vis, et la glénosphère ou sphère glénoïdienne métallique, elle-même impactée et vissée à la métaglène. Sur le versant huméral, on

retrouve une tige modulaire, sur laquelle est impactée la cupule humérale en polyéthylène. Progressivement, la gamme de ces composants de base de la prothèse inversée s'est élargie pour répondre à la variabilité anatomique des patients et à la diversité des situations chirurgicales rencontrées. (Figure I-7)

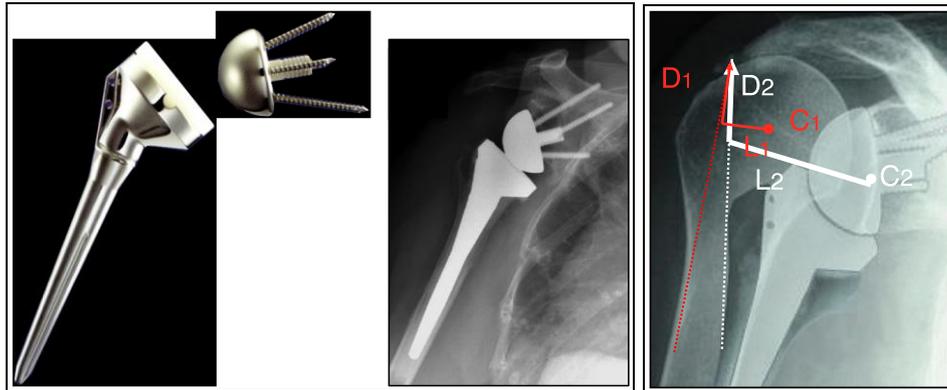


Figure I-7 : A gauche : exemple d'un modèle de prothèse totale d'épaule inversée, avec son contrôle radiographique de face : tige humérale avec cupule non enveloppante à inclinaison non anatomique et implant glénoïdien composé d'une sphère de grand diamètre connectée à une platine à plot central.

A droite : principe biomécanique de la prothèse d'épaule inversée : le bras de levier du deltoïde (D) est augmenté par l'abaissement de l'humérus (L) et la médialisation du centre de rotation de l'épaule (C) (en blanc, situation anatomique avant prothèse ; en rouge, situation prothèse en place). (Walch)

I-2-2-2 Problématiques et solutions proposées

Les modifications morphologiques caractérisant le dessin de la prothèse totale d'épaule inversée exposent à deux complications: l'une radiographique avec la survenue d'une encoche scapulaire (Levigne *et al.* (2011)), l'autre fonctionnelle avec la limitation des mobilités en rotation coude au corps (Favard *et al.* (2012)). Chacune de ses problématiques et les solutions pour tenter de les résoudre vont être abordées dans ce paragraphe. Il s'agissait également de la thématique de ma thèse pour le doctorat en médecine, soutenue le 11 Octobre 2010, et ayant fait l'objet de deux publications scientifiques (Berhouet *et al.* (2013, 2014)).

La survenue d'une encoche est fréquente. Elle est observée dans 56% à 96% des cas selon les séries (Levigne *et al.* 2008). Elle est favorisée par un conflit mécanique entre la partie médiale de la cupule humérale et le pilier de la scapula en position de repos coude au corps. Une réaction ostéolytique secondaire aux débris d'usure du polyéthylène de la cupule contribuerait également à son extension. Le retentissement clinique de cette encoche est débattu. Néanmoins cette encoche est une authentique perte de substance osseuse avec un risque potentiel de descellement difficilement acceptable. (Figure I-8)

La limitation des mobilités en rotation coude au corps a été évaluée par Boileau *et al.* (2005). Elle est attribuée à différents facteurs : le faible offset latéral de la sphère glénoïdienne, la médialisation de l'humérus,

responsables de conflit entre l'humérus et la partie antérieure ou postérieure de la glène dont témoigne la localisation de certaines encoches. (Figure I-8)

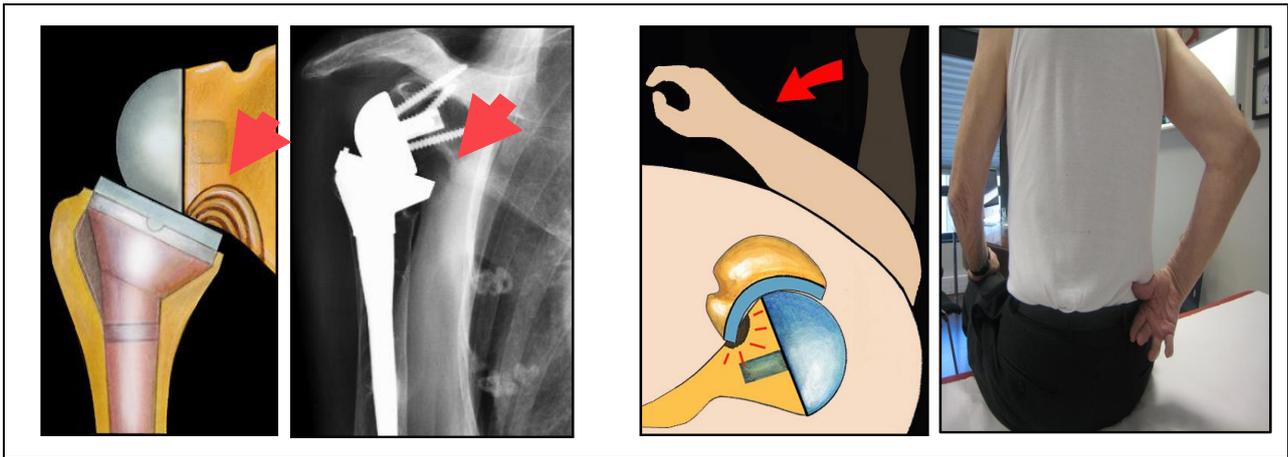


Figure I-8 : A gauche : schéma du mécanisme de survenue de l'encoche inférieure du pilier de la scapula par conflit avec la cupule prothétique, et radiographie d'une encoche.

A droite : schéma du mécanisme de limitation des mobilités en rotation coude au corps, et photographie d'un patient limité en rotation interne après prothèse inversée. (Walch, Neyton)

Pour pallier ces deux inconvénients, diverses solutions ont été proposées. L'une d'elle repose sur le concept d'une moindre médialisation du centre de rotation. Frankle *et al.* (2005) a ainsi utilisé une sphère glénoïdienne faisant plus d'une demi-sphère. Au recul moyen de 33 mois, aucune encoche n'a été retrouvée et le gain en rotation externe coude au corps a été de 36°. Kalouche *et al.* (2009) et Valenti *et al.* (2011) ont proposé une prothèse avec latéralisation du centre de rotation de 8,5 mm. Au recul moyen de 36 mois, aucune encoche n'est apparue et l'amélioration de la rotation externe a été de 15°. En contre partie, les contraintes en arrachement sur la platine glénoïdienne ont été augmentées, en raison du déplacement du centre de rotation articulaire en dehors de l'os. Frankle *et al.* (2005) a rapporté ainsi 15% de descellement glénoïdien au recul minimum de 2 ans. De ce constat, Boileau *et al.* (2011) a proposé une technique de latéralisation osseuse appelée BIO-RSA (Bony Increased Offset – Reverse Shoulder Arthroplasty), avec recours à l'interposition d'une greffe osseuse entre la surface osseuse glénoïdienne et la platine glénoïdienne. Ainsi, la scapula est transformée en scapula à col long avec maintien du centre de rotation à l'intérieur de l'os, à condition que la greffe consolide, ce qui est le cas dans la grande majorité des situations. Dans cette étude (Boileau *et al.* (2011)), les mobilités en rotation ont été améliorées de 10° en rotation externe et d'1,4 points selon le score de Constant en rotation interne. Le taux d'encoche a été réduit à 20% et aucun descellement glénoïdien n'a été observé au recul moyen de 28 mois. (Figure I-9)

D'autres recommandations techniques ont été faites pour prévenir le risque d'encoche scapulaire. Nyffeler *et al.* (2005) propose d'abaisser la sphère glénoïdienne en positionnant la platine tangente au bord

inférieur de la glène, limitant le contact entre le bord médial de la cupule humérale et le pilier de l'omoplate. Kelly *et al.* (2008) décrit un positionnement du plot central de la platine glénoïdienne 12 mm au-dessus du rebord glénoïdien inférieur, afin d'obtenir un débord prothétique inférieur de 2,5 mm pour une platine de 29 mm de diamètre. Parallèlement des sphères au dessin modifié sont apparues et ont été évaluées dans le but de limiter la survenue du conflit inférieur en déplaçant le centre de rotation articulaire vers le bas (Guttierez *et al.* (2008)). (Figure I-9)

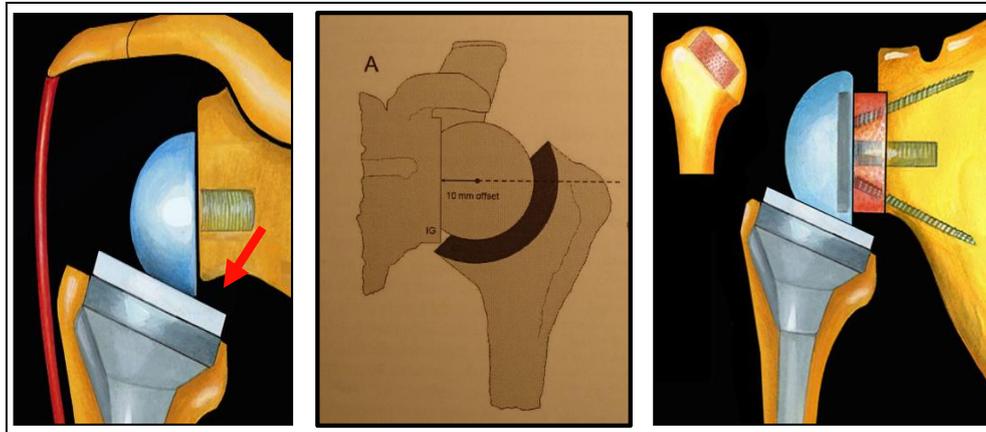


Figure I-9 : Représentation schématique des solutions proposées pour diminuer le risque d'encoche scapulaire inférieure.

A gauche : abaissement du composant glénoïdien.

Au centre : latéralisation prothétique.

A droite : latéralisation osseuse par greffe osseuse interposée en la glène et l'implant (type BioRSA). (Boileau, Walch)

Mes travaux de thèse d'exercice ont ainsi porté sur l'influence de la modularité du dessin de l'implant glénoïdien citée précédemment et du rôle du positionnement en rétroversion de l'implant huméral sur la survenue de l'encoche et les mobilités en rotation après prothèse totale d'épaule inversée. L'analyse de huit implants au dessin différent et de cinq niveaux de rétroversion humérale, sur quarante épaules cadavériques, a permis de conclure que les meilleures amplitudes de mouvement en rotation et avant encoche sont données par une sphère glénoïdienne de grand diamètre avec latéralisation (en l'occurrence 42 mm, le standard étant 36 mm) et pour un positionnement de l'implant huméral à rétroversion anatomique ($17,5^\circ$ dans ces travaux) (Berhouet *et al.* (2013, 2014)).

Les problématiques propres à la prothèse totale d'épaule inversée ont trouvé essentiellement des réponses d'ordre technique chirurgical (recommandations de pose) et matériel (progrès des implants). Il a été montré pour la prothèse totale d'épaule anatomique que l'analyse de l'usure glénoïdienne pré opératoire, selon des critères précis (type d'usure, version, subluxation de tête humérale), reste essentielle pour évaluer le risque de descellement glénoïdien. Une approche similaire avec étude anatomique de la région du pilier de la scapula

est proposée pour la prothèse inversée. Elle a fait l'objet d'une première contribution à ce travail de thèse de science, décrite ci-dessous.

I-2-2-3 Contribution (*Annexe 1*)

L'hypothèse initiale de cette étude est de considérer qu'il peut exister une anatomie du pilier de la scapula défavorable pour la survenue d'une encoche et pour la limitation des mobilités en rotation coude au corps après la mise en place d'une prothèse totale d'épaule inversée. Son analyse pré opératoire peut alors influencer le positionnement et le choix de l'implant glénoïdien.

L'influence de l'anatomie du pilier de la scapula a fait l'objet de peu de publications dans la littérature. Il a été décrit une situation postérieure du relief le plus saillant du pilier, avec des scapulae à col court et à col long (Torrens *et al.* (2008)). A l'inverse, il a aussi été décrit la présence d'un renfort osseux antérieur du pilier (Humphrey *et al.* (2009)). Ces travaux se sont attachés à faire une description volumique du pilier dans le sens antéro-postérieur. Ils ont ainsi tenté de définir des zones d'emplacement privilégié des vis de fixation de la platine glénoïdienne. Aucune analyse de la relation entre anatomie du pilier et survenue de l'encoche après prothèse inversée n'a été réalisée.

L'étude ici rapportée a utilisé les données issues des travaux de la thèse d'exercice présentés précédemment. Ainsi les scapulae provenant des quarante épaules cadavériques implantées d'une prothèse totale inversée selon un protocole précis, et pour lesquelles une analyse de mouvements détaillée en adduction et rotations a été conduite, ont fait l'objet d'une acquisition TDM 2D. Après une reconstruction de ces acquisitions selon un plan scapulaire de référence, l'angle du col de la scapula, la surface sous le pilier de la scapula et la distance entre le plot central de l'implant glénoïdien et le rebord glénoïdien inférieur (équivalent au débord prothétique glénoïdien inférieur) ont été mesurés sur une coupe tomодensitométrique passant par le plus grand diamètre de l'empreinte du plot de la platine glénoïdienne implantée. (*Figure I-10*)

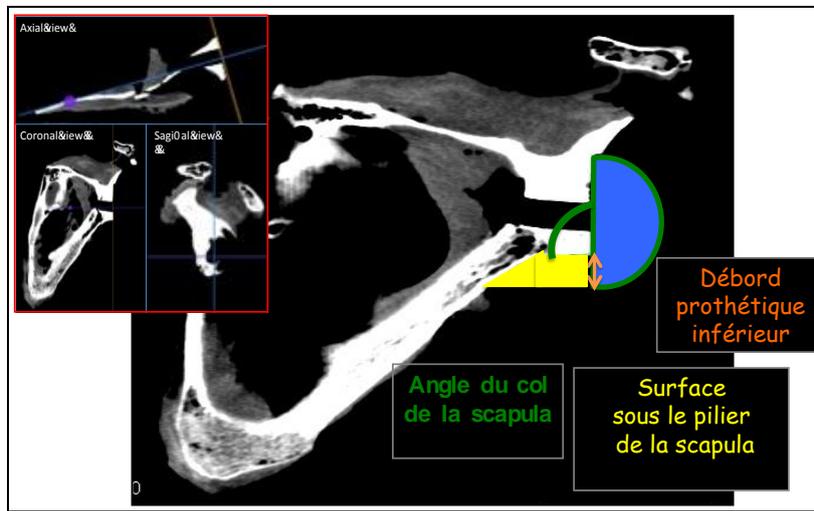


Figure I-10 : Représentation schématique des mesures réalisées sur coupe TDM passant par le plus grand diamètre de l'empreinte du plot de la platine glénoïdienne, après reconstruction des acquisitions 2D selon un plan scapulaire de référence (en haut à droite).

Les relations entre ces paramètres anatomiques descriptifs mesurés et les mobilités initialement relevées ont été évaluées par des tests statistiques d'indépendance. Les résultats obtenus ont permis d'identifier une valeur de surface sous le pilier de la scapula discriminante de $0,8 \text{ cm}^2$, au-dessus de laquelle les amplitudes maximales de mouvements en adduction et en rotations sont significativement meilleures ($p < 0,05$). En revanche, l'angle du pilier de la scapula est apparu moins contributif. Une valeur seuil de 105° a été isolée, en-dessous de laquelle seules les mobilités en rotation sont améliorées.

Cette étude permet d'introduire la notion de pilier anatomiquement favorable ou défavorable au résultat fonctionnel d'une prothèse d'épaule inversée. Un nouveau critère descriptif est proposé avec la mesure de la surface sous le pilier, dont la valeur seuil de $0,8 \text{ cm}^2$ est retenue. La principale limite méthodologique de ce travail n'en demeure pas moins qu'il s'agit d'une analyse anatomique 2D pour un problème initial 3D. On peut cependant imaginer qu'une évaluation de la surface sous le pilier peut être informative avant l'intervention. Un pilier évalué comme défavorable « anatomiquement et donc fonctionnellement » peut inciter le chirurgien à chercher un moyen pour augmenter cette surface sous le pilier. Il peut alors par exemple majorer le débord inférieur du composant glénoïdien lors de son implantation, ou choisir un implant plus volumineux ou latéralisé.

Cette première contribution illustre bien la réflexion actuelle pour l'implantation d'une prothèse totale d'épaule inversée. D'une problématique clairement identifiée, le raisonnement initial a été celui d'apporter des réponses techniques, avant de revenir à une compréhension de l'anatomie, sur laquelle une planification opératoire peut reposer. L'intérêt d'une imagerie en coupe 3D semble également s'imposer sur les acquisitions 2D jusqu'à maintenant utilisées pour l'approche anatomique descriptive pré opératoire.

I-3 Conclusion

Cette première partie a introduit les notions anatomiques de base et les problématiques spécifiques, en plus de leur description, des deux principales prothèses utilisées en pratique. C'est autour de la complexité du versant glénoïdien de la scapula, dénominateur commun des prothèses totales d'épaule anatomique et inversée, que va s'organiser la suite de ce travail de thèse.

Une description anatomique pré opératoire précise de l'épaule pathologique du patient à opérer est importante quelque soit le type de prothèse utilisé. Le rétablissement d'une anatomie proche de la normale constitue l'autre challenge de l'implantation prothétique. Il n'en reste cependant pas moins difficile pour le chirurgien d'évaluer en per opératoire la correction des déformations à apporter en l'absence de repères anatomiques fiables. La chirurgie guidée avec l'utilisation de la technologie PSI est présentée comme une assistance technique à la précision du geste du chirurgien. Il faut certainement y trouver davantage un retour à une réflexion sur l'intérêt de la planification pré opératoire dont dépend cette nouvelle technologie. C'est l'enjeu de la deuxième partie de ce travail.

Deuxième partie :

Planification et Patient Specific Implant

Deuxième partie : Planification pré opératoire tridimensionnelle (3D) et Patient Specific Implants (PSI)

Résumé

La technologie PSI est la première méthode d'assistance opératoire étudiée dans ce travail de thèse. Les PSI sont équivalents à des guides sur mesure. Ils ont pour but de permettre un positionnement précis de l'implant glénoïdien, et personnalisé à l'anatomie de chaque patient. Une étape de planification pré opératoire du placement prothétique glénoïdien constitue le pré requis indispensable à la fabrication et à l'utilisation des PSI. Dans ce chapitre, l'évolution de la description de l'anatomie glénoïdienne ayant conduit à une approche 3D du planning pré opératoire est d'abord rapportée. Les apports d'une telle planification 3D et de l'utilisation pratique des PSI sont ensuite décrits, tant pour la prothèse d'épaule anatomique que pour la prothèse inversée. Une amélioration possible dans la conception des PSI est proposée en fin de chapitre, avec l'introduction nouvelle d'une analyse fonctionnelle, qui pourrait alors être complémentaire aux paramètres de positionnement glénoïdien déjà retenus. Plusieurs contributions de cette thèse sont présentées dans cette 2^{ème} partie.

II-1 Introduction

Tout acte chirurgical orthopédique repose sur une stratégie interventionnelle commune. Elle consiste pour le chirurgien à reproduire aussi fidèlement que possible un planning pré opératoire rigoureux. Les développements récents de la chirurgie assistée par ordinateur ont ouvert des perspectives prometteuses pour améliorer la précision de la procédure chirurgicale, à travers notamment la réalisation d'une planification opératoire toujours plus détaillée, grâce à des techniques d'imagerie elle-même de plus en plus sophistiquées.

Les PSI (Buller *et al.* (2013)) constituent la dernière évolution technologique pour répondre à cet objectif d'optimisation per opératoire de précision du geste chirurgical (Jiang *et al.* (2015)). Sous ce terme de PSI, est définie l'utilisation d'un nouveau matériel d'assistance à l'implantation de prothèses orthopédiques. Leur conception repose sur l'acquisition première d'une imagerie TDM pré opératoire de l'articulation à opérer. Une reconstruction 3D est générée, servant de support au planning pré opératoire du chirurgien pour le

placement optimal d'implants orthopédiques virtuels via un logiciel dédié. Ce positionnement obtenu, le PSI en tant qu'outil chirurgical est confectionné par impression 3D. Il est utilisé par le chirurgien pendant l'intervention à la place de l'instrumentation traditionnelle utilisée à « mains levées », non guidée. L'intérêt de ces supports matériels réside donc dans leur dessin personnalisé, adapté à l'anatomie du patient à opérer. Ils se positionnent sur l'articulation à opérer comme de véritables « moules articulaires ». Ils doivent être considérés comme des « guides sur mesure » pour la préparation de la mise en place de la prothèse définitive, permettant ainsi de reproduire le planning pré opératoire réalisé. (Figure II-1)

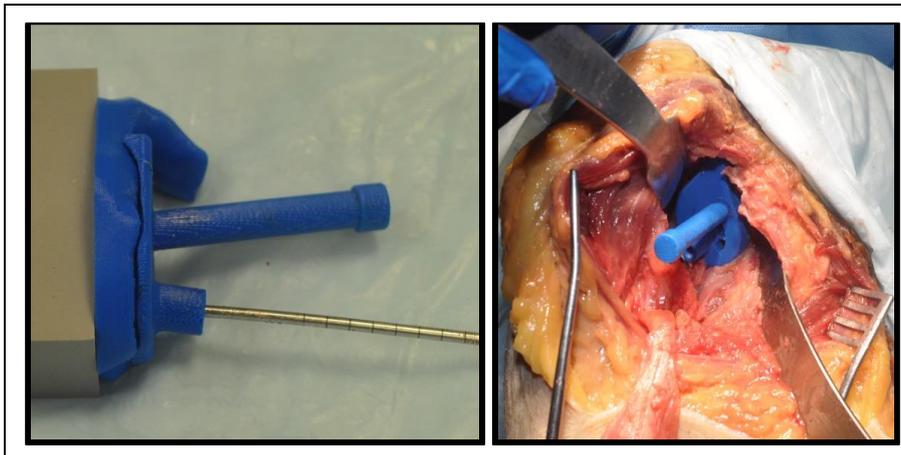


Figure II-1 : Modèle expérimental de PSI : sur son support à gauche ; positionné sur une épaule cadavérique à droite. (Collection personnelle)

Au-delà du PSI en tant que nouvel outil chirurgical, leur développement a constitué une nouvelle approche de la planification pré opératoire. D'une réflexion dans un référentiel à deux dimensions, l'introduction des PSI a permis de passer à une représentation 3D de la pathologie dégénérative ostéo-articulaire, et donc de la préparation du geste opératoire nécessaire à l'implantation d'une prothèse orthopédique. En matière de chirurgie de l'épaule, les PSI constituent une véritable évolution pour le positionnement de l'implant glénoïdien, jusqu'alors maillon faible des prothèses d'épaule anatomique ou inversée.

II-2 Utilisation de la reconstruction 3D avant chirurgie

II-2-1 Introduction

La longévité d'une prothèse d'épaule anatomique et le résultat fonctionnel d'une prothèse d'épaule inversée sont conditionnés par le positionnement de l'implant glénoïdien (Walch *et al.* (2011), Favard *et al.* (2011)). En effet, le descellement du composant glénoïdien d'une prothèse anatomique est en partie lié à la

précision de son implantation. La survenue de l'encoche du pilier de la scapula et la limitation des mobilités en rotation après prothèse inversée sont aussi directement liées à la qualité du placement prothétique glénoïdien. La gestion du versant glénoïdien lors de l'implantation prothétique est cependant techniquement difficile pour le chirurgien. La description et la compréhension de l'anatomie glénoïdienne normale et pathologique constituent une étape déterminante dans la préparation du geste chirurgical. (*Annexe 2*)

II-2-2 Description glénoïdienne : du 2D au 3D

Friedman *et al.* a été le premier en 1992 à rapporter une analyse comparative de la déformation de la glène d'épaules normales et arthrosiques dans le plan horizontal. Une mesure de la version glénoïdienne sur des acquisitions TDM 2D a été utilisée, la coupe de référence étant celle passant par le milieu de la glène, à hauteur de la pointe de la coracoïde. Plus tard, Walch *et al.* (1999) a proposé une classification descriptive des glènes d'omarthrose primitive centrée, reposant toujours sur l'analyse de coupes axiales TDM 2D. A la mesure de version proposée par Friedman, ont été ajoutés comme autres critères descriptifs l'aspect et la localisation de l'usure, ainsi que la mesure de la subluxation postérieure de la tête humérale par rapport à la glène. Plusieurs facteurs, pouvant influencer l'évaluation de la version et du type d'usure glénoïdienne, ont été progressivement rapportés avec les techniques d'acquisitions TDM 2D. La variabilité de positionnement entre chaque patient lors de l'examen (Hoenecke *et al.* (2010)), le niveau de coupe horizontale choisi pour la réalisation de la mesure, l'importance de l'inclinaison frontale (Bokor *et al.* (1999)) ou de la rotation de la scapula dans les 3 plans de l'espace (Bryce *et al.* (2010)), ont été autant de paramètres retenus. Ces observations ont conduit à proposer une nouvelle méthode d'évaluation de la version et de l'usure glénoïdienne. Elle consiste à réaliser une mesure sur coupe TDM horizontale après avoir obtenu une reconstruction 3D de la scapula, et avoir défini - selon différentes techniques de segmentation - un plan de référence de la scapula. En d'autres termes, la mesure dite 3D de la version glénoïdienne est devenue une mesure d'angle entre ce plan dit de référence de la scapula et le plan de la glène. Ceci a permis d'obtenir des mesures indépendantes du positionnement de la scapula lors de la réalisation de l'examen en coupes (Kwon *et al.* (2005), De Wilde *et al.* (2003)). La définition du plan glénoïdien est cependant restée liée au choix du niveau de hauteur glénoïdienne pour acquérir les 3 points nécessaires à la construction du plan. Un plan glénoïdien inférieur a été évalué comme le plus reproductible dans son acquisition (De Wilde *et al.* (2010)). Les validations de mesures 3D rapportées sur glènes normales (Bryce *et al.* (2008), Lewis *et al.* (2011)) et glènes pathologiques (Scalise *et al.* (2008), Ganapathi *et al.* (2011)) n'ont donc pas tenu compte de la totalité de l'anatomie de la glène. C'est de ce constat qu'une dernière méthode « véritablement » 3D a finalement été décrite pour évaluer la déformation glénoïdienne dans sa totalité, notamment sur ses plus grands axes supéro-inférieur et antéro-postérieur (Moineau *et al.* (2012)). (*Figure II-2*)

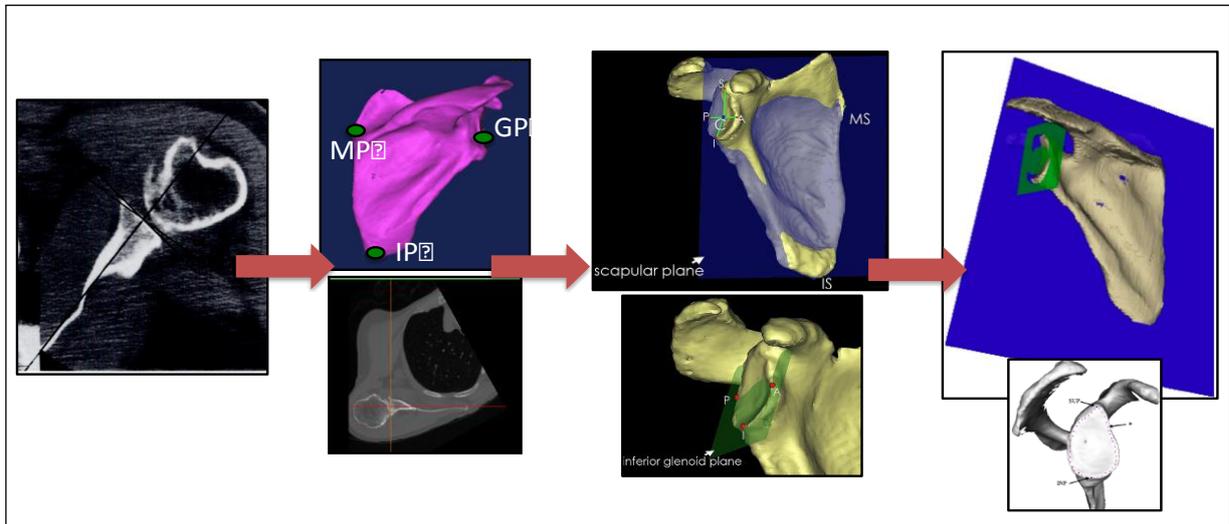


Figure II-2 : Evolution des méthodes de mesure de la version glénoïdienne.

De gauche à droite: 1^{ère} description de Friedman *et al.* avec mesure sur coupe axiale TDM 2D; reconstruction de la scapula 3D avec définition d'un plan scapulaire (selon 3 points: inférieur, centre glène et médial) pris pour référence pour la sélection d'une coupe axiale orthogonale à ce point et réalisation de la mesure; reconstruction d'un plan glénoïdien inférieur et mesure de version entre ce plan et le plan de la scapula (méthode proposée par De Wilde *et al.*); reconstruction des plans scapulaire et glénoïdien définis à partir de l'ensemble des points de chaque élément anatomique et mesure de version entre ces 2 plans (méthode proposée par Moineau *et al.*).

L'analyse descriptive de la glène dans le plan coronal a suivi une évolution similaire à l'étude de la version dans le plan horizontal. Une première classification des glènes d'omarthrose excentrée a été rapportée par Favard *et al.* (2004), en fonction de la localisation de l'usure après analyse de clichés radiographiques de face. Parallèlement à cette description frontale de l'usure, la mesure de l'inclinaison glénoïdienne avait été proposée par Churchill *et al.* (2001). Une variabilité trop importante de cette mesure en fonction de l'orientation de la scapula, et donc de la position du malade lors de l'acquisition des images (radiographiques ou tomodensitométries), a conduit Maurer *et al.* (2012) à proposer une mesure de l'inclinaison dite « intrinsèque » de la glène (angle bêta), en prenant comme ligne de référence la ligne de fond de la fosse supra-épineuse. L'évaluation de l'inclinaison intrinsèque glénoïdienne, d'abord faite à partir d'acquisitions TDM 2D conventionnelles, a ensuite été réalisée sur des reconstructions TDM 2D reformatées selon un plan de référence de la scapula, garantissant une meilleure fiabilité et reproductibilité des mesures (Daggett *et al.* (2016)). (Figure II-3)

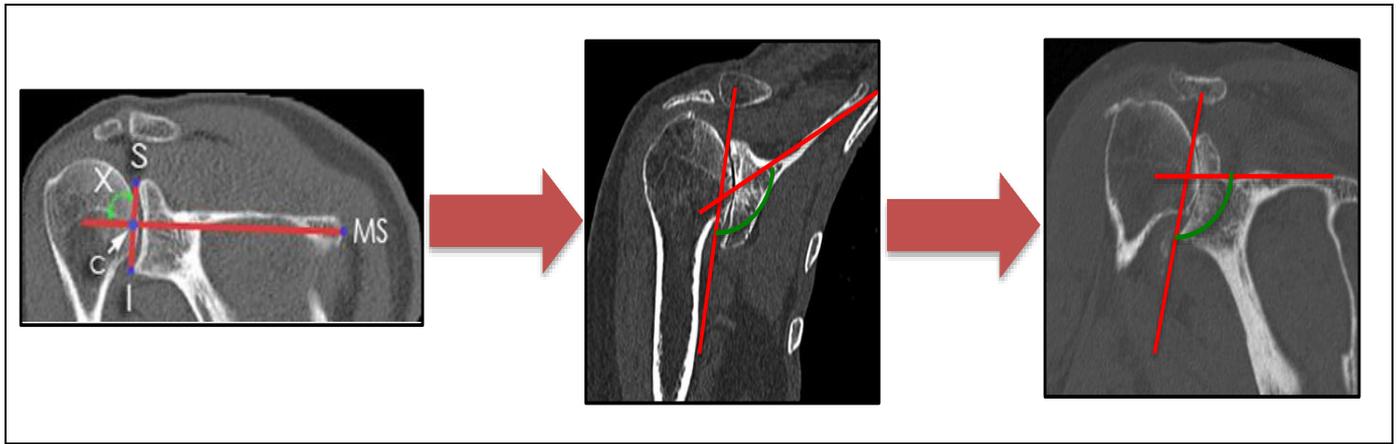


Figure II-3 : Evolution des méthodes de mesure de l'inclinaison glénoïdienne (angle représenté en vert).

De gauche à droite: méthode rapportée par Churchill et al. avec mesure à partir de 3 points repérés sur une coupe coronale TDM 2D (S, pôle supérieur glène ; I, pôle inférieur glène ; MS, point médial de l'épine); méthode rapportée par Maurer et al. avec mesure de l'angle béta sur une coupe coronale TDM 2D, entre la ligne glène et la ligne passant par le fond de la fosse supra-épineuse ; méthode de Maurer et al. appliquée à une coupe coronale TDM 2D reformatée après reconstruction première 3D de la scapula.

Cette évolution rapportée pour la description et la compréhension de l'anatomie glénoïdienne dans les différents plans, selon les critères de version et d'inclinaison précédemment décrits, a conduit le chirurgien à passer d'une préparation 2D à une planification 3D de son intervention.

II-2-3 Planification pré opératoire 3D

La planification pré opératoire constitue une étape importante précédant l'intervention. Elle est aussi le pré requis obligatoire à la conception des PSI. Elle se fait sur un modèle 3D de la scapula à opérer. Avant même l'utilisation des guides sur mesure, le bénéfice pour le chirurgien, à réaliser cette première étape de planning pré opératoire 3D, a été rapporté.

Une première comparaison proposée par Hendel *et al.* (2012) a montré un avantage significatif d'une méthode guidée avec planification pré opératoire 3D, par rapport à une méthode chirurgicale traditionnelle, pour obtenir un positionnement plus précis de l'implant glénoïdien d'une prothèse totale d'épaule anatomique. L'autre conclusion de cette étude a été de confirmer que la planification pré opératoire 3D aidait significativement le chirurgien dans la compréhension de la déformation glénoïdienne pré opératoire, le choix de la prothèse et son positionnement lors de l'implantation.

Une autre étude rapportée par Iannotti *et al.* (2014) comparant 3 méthodes chirurgicales : guidée, traditionnelle avec instrumentation classique mais avec planification pré opératoire 3D, et traditionnelle sans planification pré opératoire 3D, a confirmé le bénéfice d'une planification 3D. La précision de positionnement de la broche guide nécessaire à la préparation glénoïdienne (version, inclinaison) pour une prothèse

anatomique était significativement meilleure après chirurgie traditionnelle préparée par un planning pré opératoire 3D qu'après chirurgie traditionnelle sans planification. Le gain de précision pour l'objectif de positionnement fixé dans l'étude était de $4,5^\circ \pm 1^\circ$ pour la version et de $3,3^\circ \pm 1,3^\circ$ pour l'inclinaison, en faveur de la chirurgie traditionnelle planifiée 3D. Celle-ci restait cependant encore inférieure à une chirurgie guidée, qui garantissait les meilleurs résultats avec un gain de précision de $3,6^\circ \pm 0,9^\circ$ pour la version et de $8,1^\circ \pm 1,2^\circ$ pour l'inclinaison. Le gain de précision de la chirurgie guidée par rapport à la chirurgie standard non planifiée était encore plus important, avec $8,2^\circ \pm 0,9^\circ$ pour la version et $11,4^\circ \pm 1,2^\circ$ pour l'inclinaison.

Plus récemment, des résultats similaires, faisant l'objet d'une contribution de cette thèse et actuellement en cours de révision pour publication, ont été rapportés par notre équipe. L'article détaillé, ainsi que le poster correspondant ayant fait l'objet de présentations en congrès, sont attachés en *Annexe 3*. Ce travail avait pour but d'évaluer l'apport d'une reconstruction 3D complète de la scapula pour la planification pré opératoire, par rapport à une reconstruction 3D isolée de la glène associée à une représentation 2D classique avec uniquement des coupes TDM orthogonales disponibles dans les 3 plans. L'étape de planification était simulée sous la forme d'une chirurgie virtuelle sur ordinateur, portant sur 30 épaules arthrosiques de patient. Elle consistait à positionner un implant glénoïdien de prothèse d'épaule inversée. Deux situations étaient comparées : l'une avec la totalité de la scapula 3D disponible, l'autre avec uniquement la glène 3D reconstruite accessible. La première configuration enrôlait 1 seul chirurgien, alors que 2 chirurgiens d'expérience différente étaient sollicités pour la seconde situation chirurgicale. L'objectif commun pour chacune des 2 chirurgies évaluées était de positionner aussi précisément que possible l'implant glénoïdien virtuel tout en corrigeant les déformations glénoïdiennes pré existantes pathologiques avec des cibles de version et d'inclinaison comprises entre $0^\circ \pm 5^\circ$. Ces critères de version et d'inclinaison glénoïdienne, ainsi que la survenue d'une perforation du cône glénoïdien (correspondant à une issue de l'implant en dehors de l'os) après chirurgie virtuelle, étaient alors analysés.

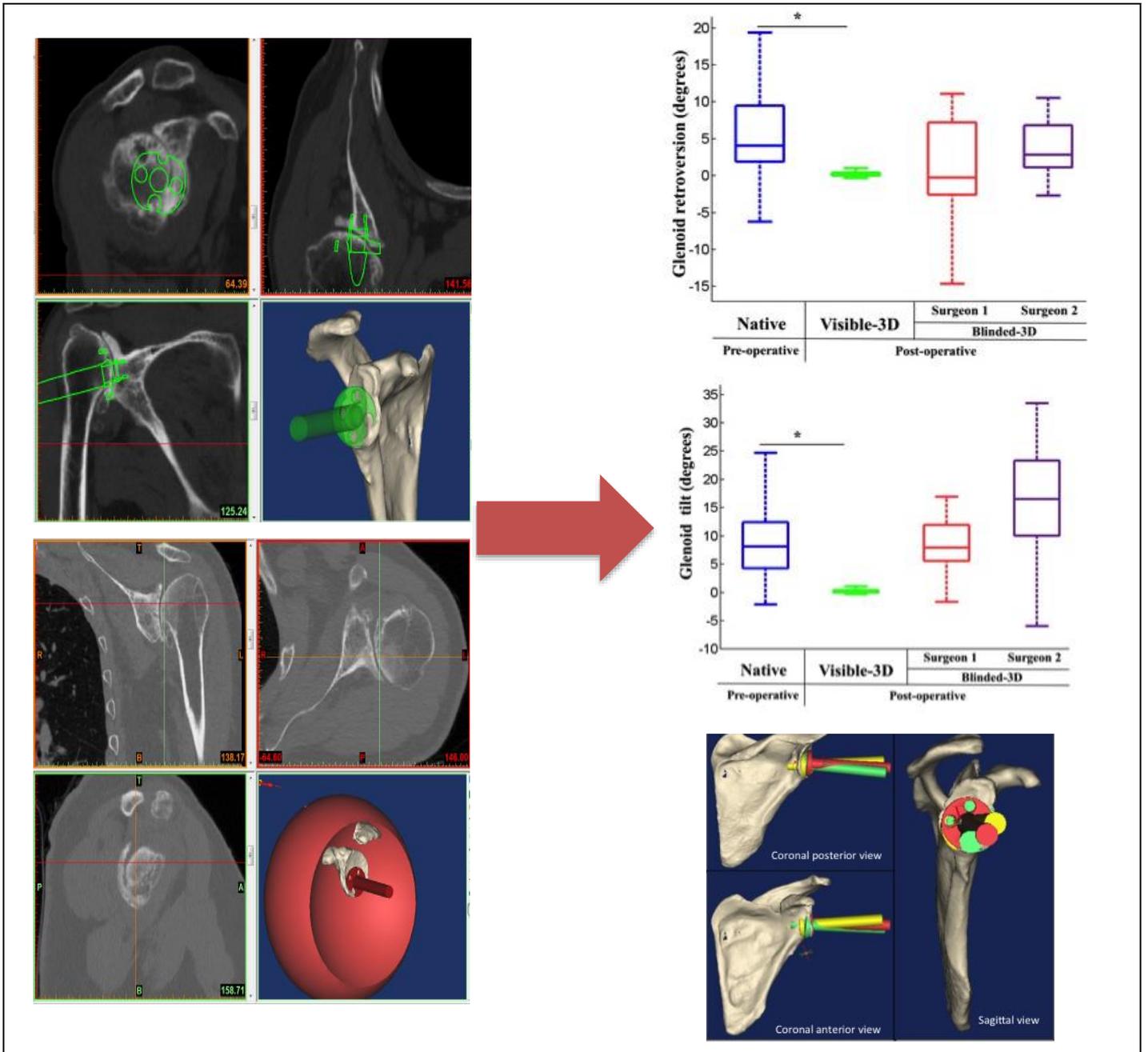


Figure II-4 : Contribution : intérêt de la planification pré opératoire 3D pour la précision de positionnement de l'implant glénoïdien d'une prothèse d'épaule inversée.

A gauche, en haut : première méthode de chirurgie virtuelle testée, avec totalité de la scapula reconstruite visible en 3D.

A gauche, en bas : représentation de la seconde méthode de chirurgie virtuelle testée, avec uniquement la glène 3D reconstruite visible (masque rouge sur le reste de la scapula).

A droite, en haut et au milieu : résultats sur le positionnement de l'implant glénoïdien en version et en inclinaison : correction significative des déformations pré opératoires après chirurgie avec scapula reconstruite visible en 3D (« Visible-3D »), par rapport à la chirurgie sans scapula 3D visible (« Blinded-3D »).

A droite, en bas : représentation superposée du positionnement des implants glénoïdiens virtuels après chirurgie avec scapula 3D visible en rouge; après chirurgie sans scapula 3D visible en vert et en jaune.

A l'issue de l'expérimentation, il ressortait que l'opérateur qui avait accès à une reconstruction 3D complète de la scapula était plus performant que les 2 chirurgiens enrôlés pour la chirurgie avec uniquement les acquisitions 3D disponibles de la glène. La correction moyenne des anomalies de version ($0,3^\circ \pm 0,8^\circ$ vs $1,4^\circ \pm 8,8^\circ$) et d'inclinaison ($0,1^\circ \pm 0,5^\circ$ vs $7,6^\circ \pm 6^\circ$) glénoïdiennes pré opératoires était meilleure en situation chirurgicale avec scapula visible. La dispersion des valeurs était également moins importante dans ce cas. Le positionnement de l'implant glénoïdien virtuel était en définitive plus précis et avec un risque de perforation glénoïdienne moindre lorsqu'une information visuelle de la totalité de la scapula était disponible (6 épisodes vs 17 épisodes de perforation). Il n'y avait en revanche pas de différence entre les 2 procédures pour le critère de positionnement supéro-inférieur du composant glénoïdien. Ces résultats confortaient le fait qu'une représentation 3D de la glène et de la scapula dans son ensemble pouvait être bénéfique pour l'implantation glénoïdienne prothétique via une planification pré opératoire 3D par le chirurgien. (Figure II-4)

II-3 Patient Specific Impant (PSI)

II-3-1 Introduction

Il a été montré précédemment que la planification pré opératoire 3D, indépendamment de la technique chirurgicale utilisée (guidée ou conventionnelle), permettait au chirurgien d'une part d'analyser plus précisément la déformation glénoïdienne pathologique à corriger, et d'autre part de mieux anticiper les difficultés per opératoires lors de l'implantation prothétique. Les PSI constituent alors la technologie de transfert de ce planning pré opératoire afin d'en assurer le plus fidèlement possible la reproduction lors de l'intervention. (Figure II-5)

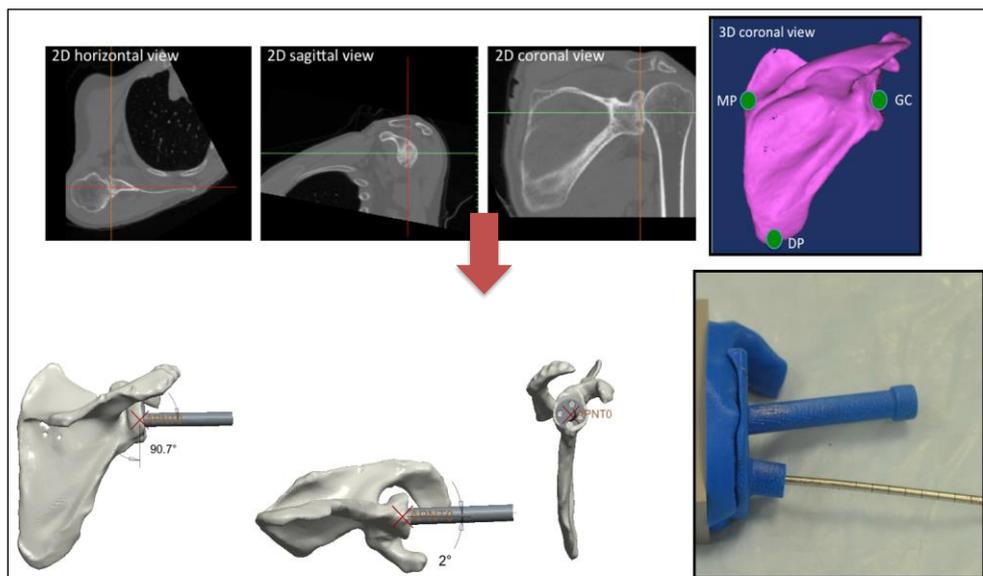


Figure II-5 : De l'acquisition TDM 2D et 3D, au planning pré opératoire 3D et à la conception d'un PSI en impression 3D.

II-3-2 Intérêt du PSI pour la prothèse d'épaule

Plusieurs études ont été rapportées dans la littérature pour évaluer l'utilisation des PSI dans le positionnement du composant glénoïdien lors de l'implantation de prothèses d'épaule anatomique et inversée.

Le principal objectif des guides sur mesure est de restituer aussi précisément que possible la planification pré opératoire 3D du positionnement prothétique, dont dépend leur conception. Les premières études retrouvées sont donc des études dites de précision. Elles ont pour but d'évaluer si le résultat du placement de l'implant glénoïdien obtenu après l'intervention avec PSI correspond à ce qui avait été planifié avant l'intervention. Trouilloud *et al.* (2014) ont été les premiers à publier les résultats de 5 patients opérés d'une prothèse d'épaule inversée avec un "nouveau" système de guide sur mesure commercialisé. Le positionnement post opératoire obtenu du composant glénoïdien différait de $2,5^\circ$ pour la version et de 4° pour l'inclinaison, par rapport à ce qui avait pu être planifié en pré opératoire. Suero *et al.* (2013) ont rapporté une expérience de 7 cas de prothèses totales d'épaule inversées et anatomiques avec l'utilisation d'un guide spécifique "artisanal". Le placement 3D global post opératoire du composant glénoïdien différait de $3,4\text{mm} \pm 1\text{mm}$ par rapport à la position planifiée en pré opératoire. L'originalité de cette étude résidait plus particulièrement dans l'évaluation du positionnement des vis de fixation de l'implant glénoïdien dans le cas d'une prothèse inversée. Ce placement des vis avait également été planifié avant l'intervention. La différence cumulée moyenne mesurée pour l'ensemble des vis entre le planning pré opératoire et le résultat post opératoire obtenu était de $6,3^\circ \pm 3,2^\circ$. Pour autant, la principale limite de ce travail résidait dans l'étape de planification pré opératoire réalisée. Elle prenait pour critère de positionnement uniquement le fait d'avoir un environnement osseux autour du plot central et des vis de la pièce glénoïdienne. La correction des déformations glénoïdiennes initiales, version et inclinaison, n'étaient pas clairement prises en considération lors de la planification. A l'inverse, Levy *et al.* (2014), sur 14 épaules cadavériques opérées avec PSI, ont réussi à reproduire un planning pré opératoire initial plus détaillé, avec une précision de $1,2^\circ \pm 1,2^\circ$ et de $2,6^\circ \pm 1,7^\circ$, respectivement pour l'inclinaison et la version d'une platine glénoïdienne de prothèse d'épaule inversée. Plus récemment, Walch *et al.* (2015), sur un effectif de 18 os secs de scapula, ont également démontré une précision de reproductibilité d'un planning pré opératoire 3D détaillé, après utilisation de guides spécifiques, pour un implant glénoïdien anatomique. Les différences moyennes de positionnement de la broche guide de préparation glénoïdienne étaient respectivement de $1,42^\circ \pm 1,37^\circ$ et $1,64^\circ \pm 1,01^\circ$ pour l'inclinaison et la version. L'orientation globale 3D de la broche différait de $2,39^\circ \pm 1,16^\circ$ entre le plan et le résultat post opératoire.

Le second objectif des PSI est d'assurer une précision d'implantation prothétique glénoïdienne supérieure à ce que le chirurgien peut obtenir par une technique opératoire classique, avec instrumentation traditionnelle non guidée. Plusieurs études ont tenté de répondre à cette problématique. Hendel *et al.* (2012)

avaient déjà rapporté l'intérêt d'une planification pré opératoire 3D. Ils ont aussi mis en évidence le bénéfice de l'utilisation des guides spécifiques. Le principal avantage rapporté était la réduction de la divergence de positionnement de l'implant glénoïdien anatomique par rapport à la chirurgie standard, aussi bien en inclinaison ($2,9^\circ \pm 3,4^\circ$ vs $11,6^\circ \pm 7,0^\circ$) qu'en version ($4,3^\circ \pm 4,5^\circ$ vs $6,9^\circ \pm 4,4^\circ$), même si pour ce dernier paramètre la différence n'était pas significative. Cette moindre variabilité du placement prothétique grâce au PSI était d'autant plus intéressante en pratique que la déformation glénoïdienne pathologique initiale pouvait être importante et donc difficile à corriger pour le chirurgien à mains levées. Throckmorton *et al.* (2014), à travers une étude impliquant 5 chirurgiens d'expérience différente et 70 épaules cadavériques arthrosiques, ont aussi décrit un placement du composant glénoïdien anatomique significativement meilleur après chirurgie guidée qu'après chirurgie conventionnelle (en version, $5^\circ \pm 4,8^\circ$ vs $8^\circ \pm 8,2^\circ$; en inclinaison, $3^\circ \pm 4,3^\circ$ Vs $7^\circ \pm 7,9^\circ$). Il n'y avait en revanche pas de différence entre les 2 types de procédures pour le positionnement glénoïdien d'une prothèse inversée. Enfin, Heylen *et al.* (2016) ont rapporté dernièrement une variabilité significativement moins importante du positionnement en inclinaison de l'implant glénoïdien d'une prothèse anatomique ou inversée avec l'utilisation d'une technologie PSI qu'avec une chirurgie non assistée ($74^\circ \pm 9^\circ$ vs $86^\circ \pm 12^\circ$ pour le groupe prothèse anatomique ; $83^\circ \pm 7^\circ$ vs $90^\circ \pm 17^\circ$ pour le groupe prothèse inversée).

II-3-3 Contribution : nouvelle étude de précision

Les études de précision précédemment rapportées présentent des limites méthodologiques. Les résultats présentés par Trouilloud *et al.* (2014) sont imprécis dans la description de leur acquisition et leur présentation. Le processus de planification pré opératoire n'est pas clairement détaillé dans le travail de Suero *et al.* (2013), et le guide utilisé est finalement expérimental. Les travaux de Levy *et al.* (2014) et Walch *et al.* (2015) sont en revanche plus aboutis dans la conception des guides sur mesure qui y est décrite et dans leur évaluation par rapport au planning pré opératoire 3D. Les modèles cadavériques ou les os secs utilisés dans ces études minimisent cependant très certainement la difficulté technique d'utilisation des guides spécifiques que l'on peut rencontrer en pratique. Seule la position de la broche de préparation glénoïdienne est par ailleurs analysée en post opératoire, et comparée au positionnement de l'implant glénoïdien dans sa totalité qui avait été planifié en pré opératoire. On peut raisonnablement penser que les faibles différences de positionnement retrouvées dans ces études peuvent être plus importantes si l'on analysait le placement post opératoire de l'implant glénoïdien en entier, après fraisage et scellement, et de surcroît si le PSI était utilisé dans des conditions chirurgicales réelles.

La contribution présentée et résumée dans ce paragraphe est une revue clinique des 10 premiers patients du service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique du CHRU Trousseau de Tours opérés d'une

prothèse totale d'épaule anatomique avec une technologie PSI. Cette contribution a été retenue pour une communication orale au prochain congrès de la Sofcot 2016, disponible en *Annexe 4*.

L'objectif de cette étude clinique était d'évaluer, en conditions réelles, l'utilisation d'un guide sur mesure par une équipe indépendante de sa conception initiale et de son développement sur le plan commercial. Le PSI en question était celui ayant déjà été décrit dans l'article de Walch *et al.* (2015) précédemment cité, cet auteur étant lui-même concepteur du guide sur mesure testé. Des critères d'analyse portant sur la précision du positionnement de l'implant glénoïdien étaient retenus, partant du principe que le but premier du PSI restait de transférer aussi fidèlement que possible un planning pré opératoire 3D précis et rigoureux.

Dix patients devant être opérés d'une prothèse totale d'épaule anatomique pour omarthrose centrée invalidante ont été inclus sur une période de 6 mois entre le 1^{er} juillet 2014 et le 31 décembre 2014. Une TDM de leur épaule malade répondant à des paramètres d'acquisition bien définis était faite dans le cadre du bilan pré opératoire habituel. L'examen de chacun de ces patients, en format DICOM, était ensuite transféré dans un logiciel de planification pré opératoire, permettant de segmenter et de reconstruire en 3D de façon automatique les fichiers d'examen afin de n'obtenir après traitement que la scapula isolément. L'étape suivante permise par ce logiciel était de mesurer, également de façon automatique, les paramètres de version et d'inclinaison glénoïdiennes pré opératoires, calculés entre les plans prédéfinis de la glène et de la scapula. Ces mesures servaient alors de base à la planification opératoire 3D faite par le chirurgien. Elle consistait à positionner l'implant glénoïdien virtuel sur la scapula reconstruite. Les objectifs du planning étaient d'obtenir un positionnement de maximum 10° en rétroversion et en inclinaison supérieure. Un contact de l'implant d'au moins 80% avec la surface glénoïdienne était également recherché, donnant ainsi au chirurgien une information supplémentaire sur l'importance du fraisage à réaliser en per opératoire. Une fois que le positionnement de l'implant obtenu était jugé comme optimal, la fabrication du PSI correspondant via une imprimante 3D était validée par le chirurgien. Le guide spécifique à chaque patient était ensuite utilisé par l'opérateur lors de l'intervention pour tenter de positionner la glène prothétique définitive aussi précisément que ce qui avait été planifié. La dernière phase expérimentale de l'étude consistait à réaliser entre 3 et 6 mois post opératoire une TDM de chacune des 10 épaules implantées. A partir de ces examens, une superposition entre le résultat d'implantation post opératoire et le planning pré opératoire était réalisée, permettant d'évaluer la différence de positionnement du composant glénoïdien entre les 2 configurations. Les critères de version, d'inclinaison et de rotation du composant glénoïdien étaient ainsi analysés et comparés. L'ensemble de ces paramètres associés donnaient une information sur l'orientation globale 3D de la glène prothétique. Le positionnement global de l'implant glénoïdien dans les différentes directions, évalué à partir du point d'entrée de la broche de préparation glénoïdienne, était également mesuré. (*Figure II-6*)

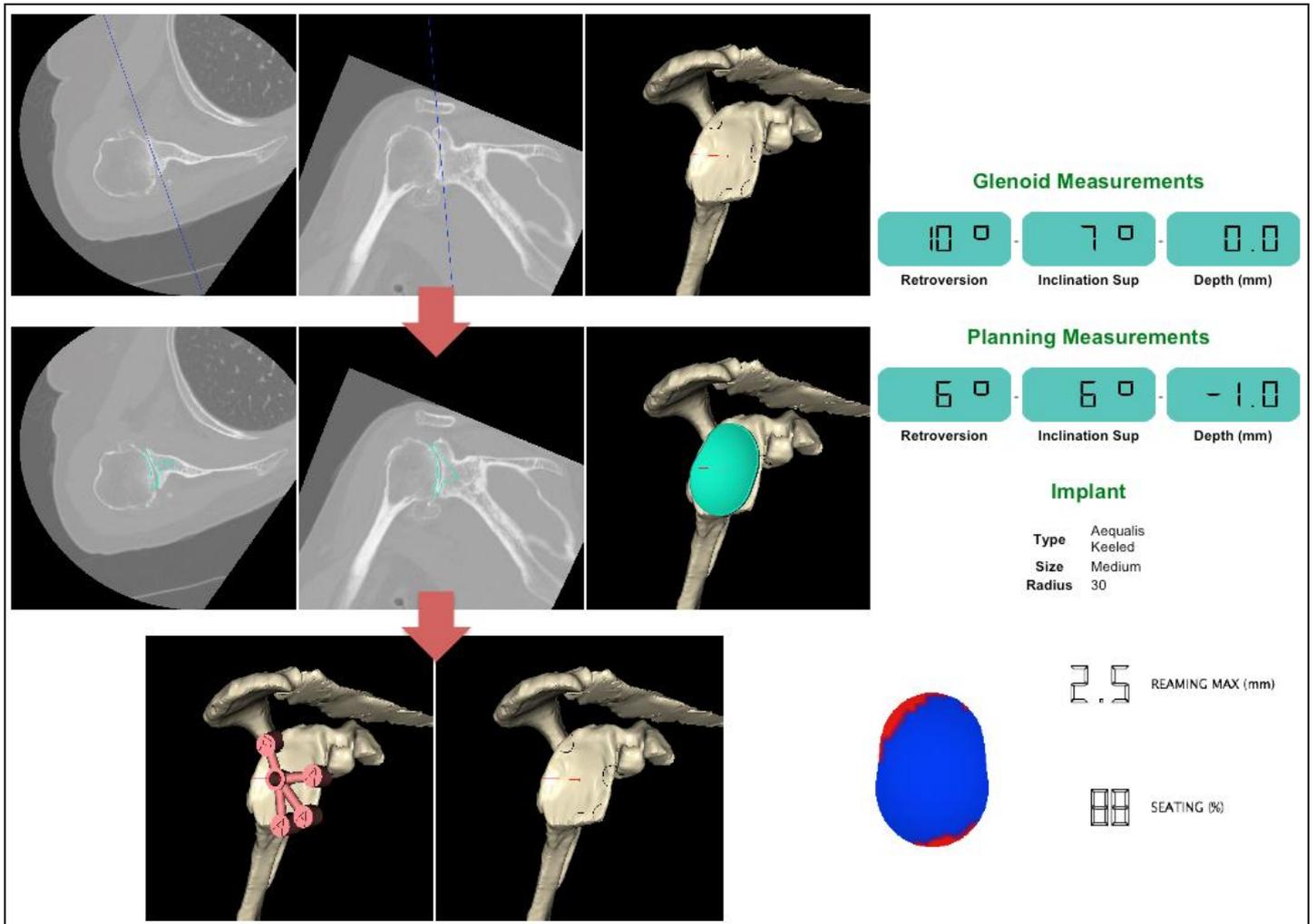


Figure II-6 : Contribution : étude *in vivo* de précision du positionnement d'un implant glénoïdien anatomique après utilisation d'un modèle de PSI.

Exemple de planning pré opératoire 3D réalisé pour l'un des 10 patients de l'étude.

En haut : reconstruction 3D de la scapula pré opératoire.

Au centre : positionnement planifié du composant glénoïdien.

En bas : représentation 3D du guide spécifique glénoïdien avant sa fabrication.

A droite : affichage des critères de positionnement de l'implant glénoïdien : version, inclinaison, avant et après planification ; caractéristiques de l'implant glénoïdien choisi après planning, avec surface de contact entre l'implant et la glène.

Les résultats préliminaires de cette étude (8 patients sur les 10 inclus) montraient que l'orientation moyenne globale 3D du composant glénoïdien après intervention différait de $5,2^\circ \pm 2,7^\circ$ par rapport au planning pré opératoire. C'est le positionnement en rotation qui différait le plus, avec une variation moyenne de $5,9^\circ \pm 8,7^\circ$. L'implant glénoïdien en post opératoire était en moyenne plus antéversé de $2,7^\circ \pm 4,3^\circ$ et plus incliné vers le bas de $0,8^\circ \pm 3,4^\circ$. L'erreur moyenne du positionnement prothétique glénoïdien était de $3,1 \pm 0,4$ mm, avec une différence plus importante en médio-latéral ($2,1 \pm 0,9$ mm) qu'en supéro-inférieur ($1,1 \pm 1,3$ mm) et en antéro-postérieur ($0,5 \pm 1,2$ mm).

Les valeurs de différences moyennes observées dans cette étude pour les critères de version, d'inclinaison et d'orientation globale 3D de l'implant étaient de l'ordre du double par rapport aux valeurs moyennes rapportées dans le travail de Walch *et al.* (2015). La différence moyenne pour le positionnement glénoïdien était près de 3 fois plus importante entre les 2 études. La dispersion des mesures de chacun des critères évalués était également nettement augmentée dans le travail actuel. Le guide sur mesure utilisé était pourtant le même entre les 2 études. Son dessin permettait un contrôle du positionnement de l'implant en version et en inclinaison, mais n'assurait pas en revanche un guidage en rotation. Il s'agissait du paramètre variant le plus entre le planning pré opératoire et le résultat post opératoire, ce qui pouvait également influencer le plus l'orientation finale globale 3D de l'implant. Le guide utilisé n'assurait pas non plus de guidage pour la profondeur du fraisage. Autrement dit, le guide ne permettait pas en pratique, lors de l'intervention, de transférer l'information planifiée en pré opératoire concernant la surface de contact entre le composant glénoïdien et la glène à implanter. Cette absence de guidage du fraisage glénoïdien pouvait expliquer la différence de positionnement de l'implant plus importante en médio-latéral que dans les autres directions entre le planning et le résultat post opératoire.

D'autres explications pouvaient être retenues pour expliquer les différences plus importantes observées dans ce travail par rapport à l'étude de Walch *et al.* (2015): difficulté technique d'utilisation du guide en situation chirurgicale réelle selon les conditions d'exposition, faible expérience du chirurgien à ce type de matériel, étapes chirurgicales supplémentaires entre le simple positionnement de la broche de préparation glénoïdienne et la pose de l'implant définitif dans son entier (fraisage, scellement).

En conclusion de cette étude, bien qu'avec un faible effectif de patients, on pouvait retenir que l'absence de guidage pour le fraisage, et pour la rotation du guide sur mesure utilisé, constituait la principale cause des différences observées pour le positionnement glénoïdien, entre la planification opératoire et le résultat post-opératoire. Une amélioration tenant compte de ces 2 paramètres pouvait alors être envisagée dans la conception future des guides sur mesure utilisés pour l'implantation glénoïdienne.

Cette contribution a eu donc pour intérêt de proposer une évaluation complète, réelle et pratique de toute la démarche d'utilisation des PSI, allant de la planification pré opératoire 3D à l'implantation glénoïdienne définitive grâce au guide fabriqué. Le support utilisé dans cette étude reproduisait le planning pré opératoire avec une précision de l'ordre de 0,8° à 5,9° selon le critère analysé. Ces résultats peuvent faire poser la question de l'avantage réel de l'utilisation des guides sur mesure en routine. Les études précédemment rapportées, comparant chirurgie guidée et chirurgie traditionnelle, retrouvaient des différences de positionnement pouvant aller certes jusqu'à 12° pour l'inclinaison selon Heylen *et al.* (2016), mais pour la plupart comprises le plus souvent dans un intervalle moindre de 3° à 7° (Levy *et al.* (2014), Throckmorton *et al.* (2014)). Ces différences moyennes sont ainsi très proches de la marge d'erreur liée à l'utilisation du guide lui-même. Le bénéfice de gain de précision attribué à la technologie PSI, pour justifier son utilisation, va

devoir aussi se traduire par une amélioration du résultat fonctionnel pour le patient et par une augmentation de la survie à long terme de l'implant.

II-3-4 Contribution : évaluation fonctionnelle comparative de la précision du positionnement glénoïdien après utilisation de PSI

Le bénéfice provenant d'une meilleure précision d'implantation glénoïdienne obtenue grâce à la technologie PSI, par rapport à une chirurgie traditionnelle non guidée, n'a pas été rapporté à ce jour. Pour l'implant glénoïdien anatomique, l'avantage potentiellement attendu est la diminution du risque de descellement glénoïdien, dont l'évaluation n'a de valeur que sur le long terme. Pour la platine glénoïdienne d'une prothèse inversée, c'est le gain fonctionnel avec une amélioration des mobilités, avant la survenue du conflit scapulaire, qui est recherché à travers l'optimisation du planning pré opératoire et l'utilisation des guides sur mesure.

Cette nouvelle contribution a donc pour objectif d'analyser comparativement le résultat fonctionnel obtenu suite à la pose d'une platine glénoïdienne de prothèse d'épaule inversée, après chirurgie traditionnelle et chirurgie guidée avec PSI. Elle fait suite à l'étude de chirurgie virtuelle déjà présentée dans le paragraphe II-2-3 à propos de l'intérêt de la planification pré opératoire 3D. Il avait été conclu que la visualisation complète 3D de la scapula permettait au chirurgien de positionner plus précisément son implant glénoïdien que lors d'une situation de planning où seule la glène reconstruite 3D associée à des acquisitions 2D était disponible. Il a donc été recherché, par le biais d'une analyse virtuelle du mouvement sur ordinateur, si la différence de positionnement prothétique glénoïdien observée dans cette précédente étude pouvait se traduire fonctionnellement. La rédaction d'un manuscrit pour publication de cette contribution est en cours. Elle a fait l'objet de présentations en congrès (posters et communications orales). L'ensemble est disponible en *Annexe 5*.

En résumé, le protocole d'étude utilisait les résultats de la totalité des modèles chirurgicaux, implant glénoïdien en place, réalisés lors des chirurgies virtuelles selon les 2 configurations comparées (scapula 3D visible dans son entier ou non). Sur chacun de ces modèles, l'humérus 3D reconstruit correspondant était ajouté, et le composant prothétique huméral y était implanté à rétroversion fixe de 20°. Le complexe articulaire prothétique complet de l'épaule ainsi reconstitué était ensuite intégré dans un modèle informatique d'analyse du mouvement (Kontaxis *et al.* (2009)) pour y appliquer 2 types d'activités. Les premières étaient dites standard (Standard activities) et issues d'enregistrement préalable de patients porteurs d'une prothèse d'épaule inversée. Les secondes étaient dites de la vie courante (Activities of daily living) et provenaient d'enregistrement de patients sains, sans prothèse. Les amplitudes maximales jusqu'à la survenue du conflit pour chacun des mouvements (4) des activités standards étaient alors enregistrées, alors que le risque de survenue du conflit pour chacun des mouvements (10) des activités de la vie quotidienne était calculé et

localisé. (Figure II-7)

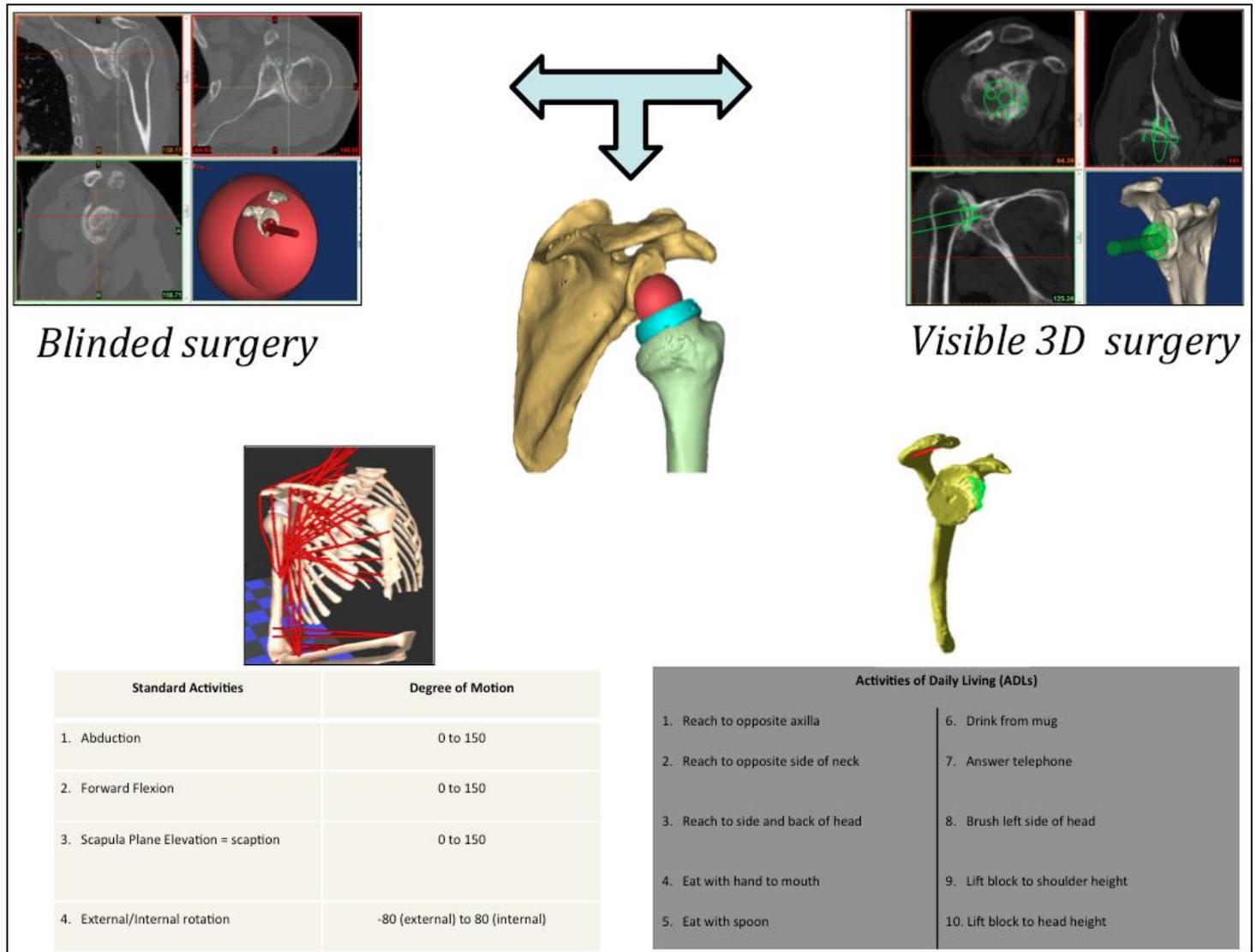


Figure II-7 : Contribution : analyse fonctionnelle virtuelle d'une planification pré opératoire 3D du positionnement de l'implant glénoïdien d'une prothèse d'épaule inversée.

Utilisation des données de positionnement glénoïdien obtenues lors de la précédente étude sur la planification opératoire. Ajout du versant huméral prothétique pour obtenir un modèle d'épaule prothétique complet. Analyse du mouvement avec mesures d'amplitudes et détection et localisation du conflit.

Les résultats obtenus ne montraient aucune différence d'amplitudes des mouvements lors des activités standards après les 2 chirurgies réalisées. Cependant, lorsque l'on séparait les cas de chirurgie sans scapula visible sur le critère de positionnement en offset glénoïdien supéro inférieur, les amplitudes de mouvements en flexion, abduction et rotation pour une situation d'offset inférieur étaient significativement supérieures à celles observées pour l'ensemble des cas de chirurgie avec scapula 3D visible (« Visible 3D »). Il n'y avait par

ailleurs aucune différence entre les 2 chirurgies pour la survenue d'épisodes de conflit lors des activités de la vie quotidienne. La localisation du conflit était enfin principalement supérieure et antérieure, alors que celui-ci est reconnu pour survenir habituellement dans la partie inférieure de la scapula, en regard du pilier. (*Figure II-8*)

La différence de positionnement glénoïdien observée, bien qu'importante après les 2 procédures de chirurgie virtuelle réalisées, ne se traduisait finalement pas par un plus mauvais résultat fonctionnel dans le cas de la chirurgie sans scapula 3D visible. Au contraire, les cas pour lesquels un positionnement avec offset inférieur du composant glénoïdien avait été obtenu présentaient de meilleures mobilités avant conflit. Ceci confirmait l'importance du débord prothétique inférieur dans la prévention du conflit scapulaire inférieur et donc de l'encoche.

Cette contribution vient appuyer l'observation faite dans l'étude de précision réalisée précédemment dans le cadre de cette thèse (II-3-3). Il existait en effet une perte de précision lors de l'utilisation du guide dans le transfert des informations issues du planning pré opératoire. Cette différence de positionnement glénoïdien mesurée pouvait être équivalente à la différence observée entre une chirurgie guidée et une chirurgie traditionnelle. Pour autant, il n'est pas évident que cela ait des conséquences sur le plan fonctionnel pour le patient. Les amplitudes de mouvements et la survenue du conflit étaient effectivement identiques dans l'étude actuelle, alors que la différence de positionnement était déjà bien plus importante à ce qui a déjà pu être décrit dans la littérature.

Ces observations successives soulèvent la question des paramètres à prendre en compte lors de la réalisation du planning pré opératoire pour le positionnement du composant glénoïdien d'une prothèse inversée. La correction de la version et de l'inclinaison initiale ne semble pas si déterminante pour l'optimisation du résultat fonctionnel. Plutôt qu'une approche de la planification reposant sur des critères pré définis de positionnement prothétique, l'idée d'une programmation reposant sur le résultat fonctionnel que l'on souhaite obtenir au décours de l'intervention pourrait être préférée. Il s'agit de l'étude proposée à travers la dernière contribution de ce chapitre.

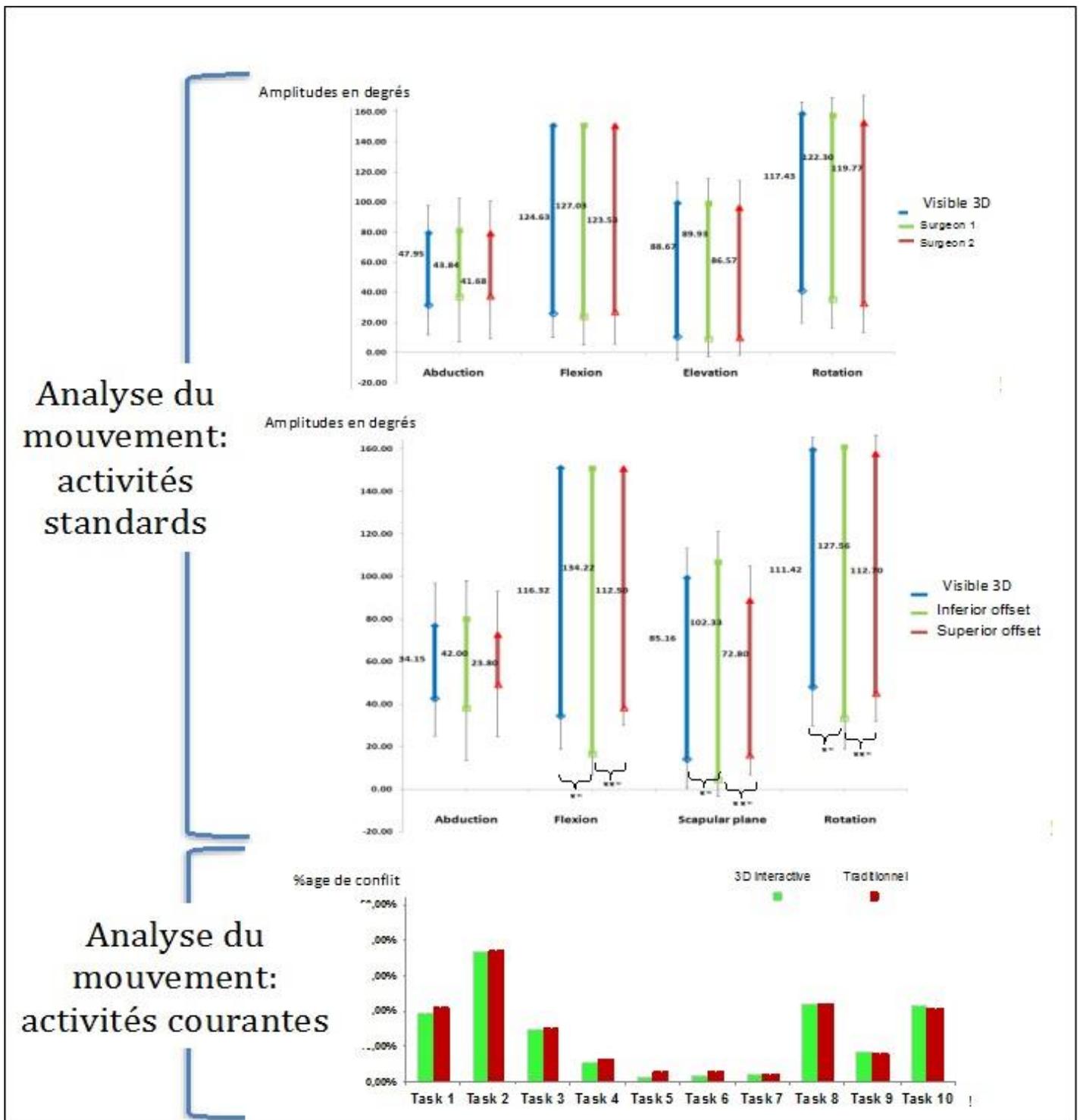


Figure II-8 : Contribution : analyse fonctionnelle virtuelle d'une planification pré opératoire 3D du positionnement de l'implant glénoïdien d'une prothèse d'épaule inversée.

Résultats de l'analyse fonctionnelle du mouvement (activités standards et de la vie courante)

En haut : en fonction des 2 chirurgies réalisées : avec scapula 3D visible (« Visible 3D ») et avec scapula 3D non visible pour les 2 chirurgiens (Surgeons 1 et 2) impliqués.

Au centre : en fonction des 2 chirurgies réalisées, mais en séparant parmi les cas de chirurgie avec scapula 3D non visible, ceux avec offset glénoïdien inférieur et ceux avec offset glénoïdien supérieur.

En bas : en fonction des 2 chirurgies réalisées, avec scapula 3D visible et scapula 3D non visible (traditionnel) (moyenne des résultats des 2 chirurgiens 1 et 2).

II-4 PSI et planification « fonctionnelle » pré opératoire

Les guides sur mesure sont actuellement fabriqués à partir d'un planning pré opératoire reposant sur des critères précis de positionnement d'implant glénoïdien. Les paramètres pris en compte sont la version et l'inclinaison glénoïdienne. Il a été montré précédemment que leur correction proche de valeurs dites normales à l'issue d'une chirurgie virtuelle de prothèse d'épaule inversée avec PSI ne permettait pas de meilleures amplitudes de mouvement avant conflit qu'une chirurgie traditionnelle non guidée. Il a été proposé dans cette contribution de concevoir des guides sur mesure à partir d'une planification dite « fonctionnelle », c'est-à-dire reposant sur une analyse de mouvements pré opératoire recherchant une optimisation du résultat fonctionnel pour chaque patient opéré. A ce résultat fonctionnel optimisé correspondait alors un positionnement précis de l'implant, que le guide sur mesure avait pour but de transférer aussi fidèlement que possible lors de l'intervention. La rédaction détaillée de cette contribution est en cours. Elle a fait l'objet de présentations en congrès (podium et poster). L'ensemble est disponible en *Annexe 6*.

Cette étude incluait 20 épaules cadavériques, comprenant la scapula et l'humérus en entier, avec leur environnement musculaire complet. Chacun des spécimens faisait l'objet d'une fixation première de marqueurs opto-électroniques, en vue de l'analyse du mouvement post opératoire, puis d'une TDM avec segmentation et reconstruction 3D pour réaliser les différentes mesures et la planification pré opératoire prévu pour 10 d'entre eux. Cette planification reposait sur une analyse virtuelle du mouvement utilisant le même modèle informatique que lors de la contribution précédente. Les mêmes activités, dites standard (Standard activities) et de la vie courante (Activities of daily living), étaient appliquées. L'objectif de cette phase pré opératoire était alors de positionner l'implant glénoïdien d'une prothèse inversée dans le but d'obtenir le meilleur résultat fonctionnel possible lors de l'analyse du mouvement. Une fois ce résultat optimal acquis, le positionnement glénoïdien était enregistré et la conception du guide sur mesure était effectuée. Ensuite, les 2 types de chirurgie, guidée et traditionnelle étaient réalisés. Pour cette dernière, le but était également d'optimiser le résultat fonctionnel post opératoire grâce à un positionnement de l'implant répondant aux recommandations faites dans la littérature, telles que l'offset inférieur notamment. Au décours de chacune des procédures, une analyse réelle du mouvement était alors conduite et comparée l'une à l'autre, en plus d'être comparée à ce qui avait été planifié en pré opératoire pour la chirurgie guidée. Les mouvements appliqués correspondaient aux activités standards. Le logiciel d'analyse du mouvement était capable, à partir de ces seuls résultats post opératoires enregistrés, de calculer les résultats en pourcentage de conflit observé lors des activités de la vie courante. Le positionnement des implants glénoïdiens après chaque chirurgie, en version, en inclinaison, et en offset, était également évalué et comparé. (*Figure II-9*)

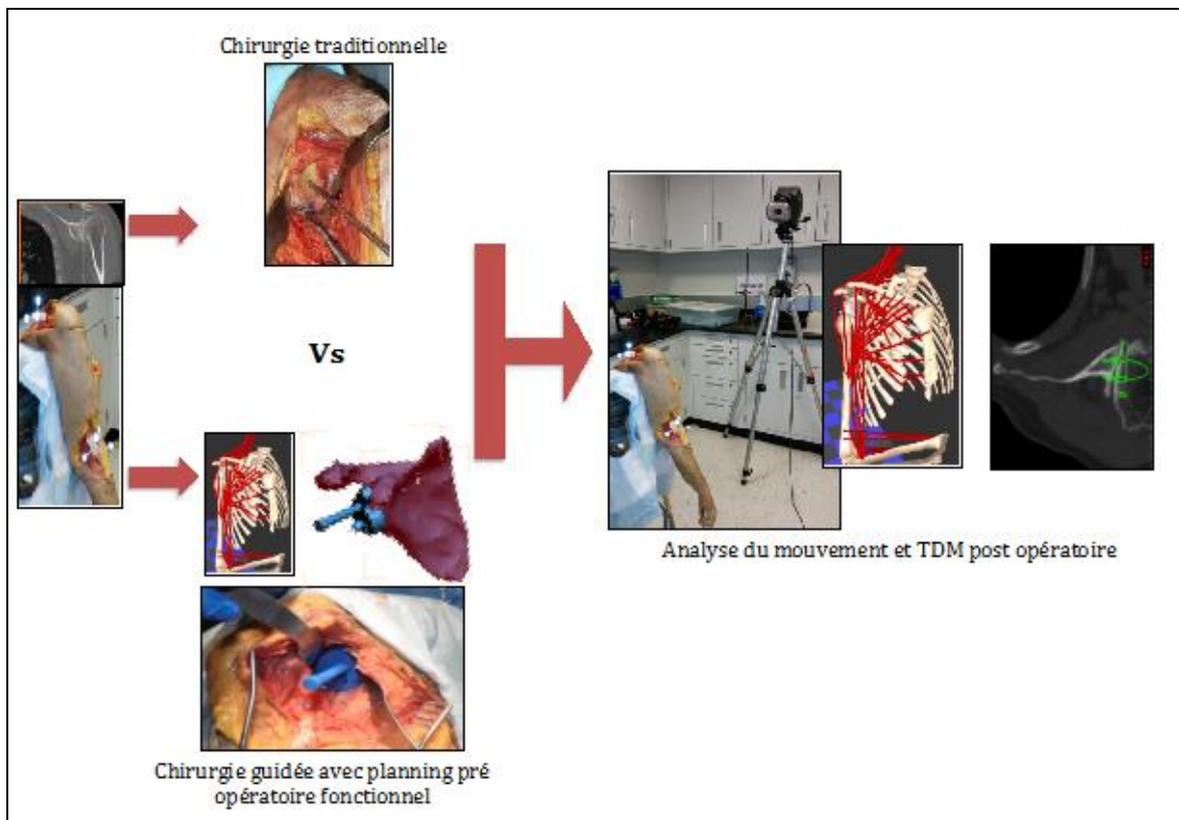


Figure II-9 : Contribution : PSI et planification pré opératoire fonctionnelle.

Protocole expérimental : étape de fixation première de marqueurs optoélectroniques sur les 20 épaules cadavériques et TDM pré opératoire ; étape de chirurgie traditionnelle et de chirurgie guidée après confection du guide selon un planning pré opératoire fonctionnel sur analyse du mouvement virtuelle ; évaluation fonctionnelle et TDM post opératoires des 20 épaules opérées selon les 2 techniques chirurgicales.

Concernant les résultats de l'analyse fonctionnelle, la chirurgie guidée permettait des amplitudes de mouvement lors des activités standard significativement meilleures et un pourcentage de survenue du conflit des activités de la vie courante significativement plus faible que la chirurgie traditionnelle. Les amplitudes en flexion et en élévation dans le plan de la scapula étaient cependant légèrement plus faibles après chirurgie guidée que ce qui avait été planifiée en pré opératoire après analyse du mouvement. L'incidence des épisodes de conflits était aussi un peu plus importante après chirurgie guidée que lors de la procédure planifiée.

Concernant les résultats du positionnement prothétique, il n'existait pas de différence significative entre la version et l'inclinaison de l'implant glénoïdien obtenues après les 2 chirurgies réalisées. Pour la chirurgie guidée, le positionnement post opératoire en version était cependant significativement moins important que ce qui avait pu être planifié en pré opératoire suite à l'analyse du mouvement. Il existait enfin un positionnement prothétique moyen significativement plus inférieur de 4,2 mm après chirurgies guidée et planifiée, qu'après chirurgie traditionnelle. (Figure II-10)

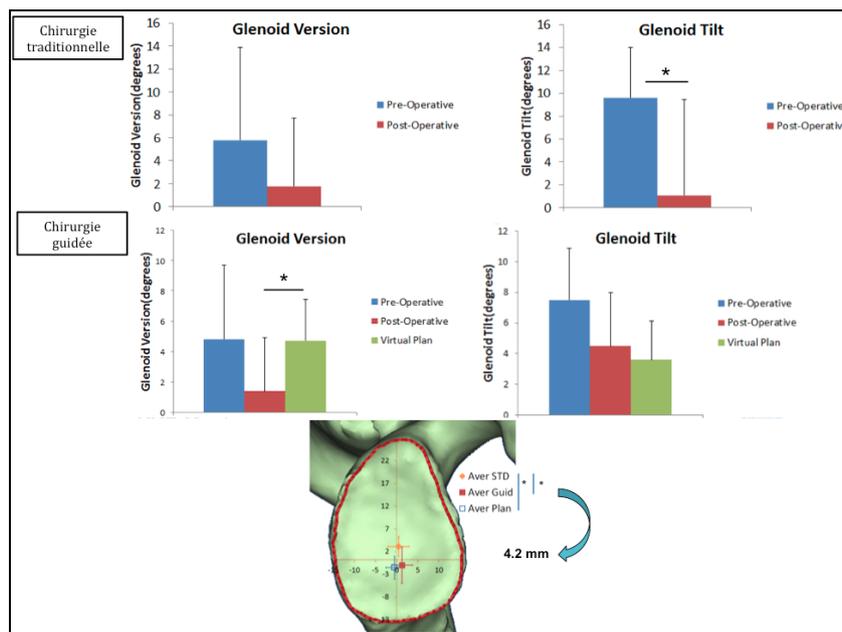
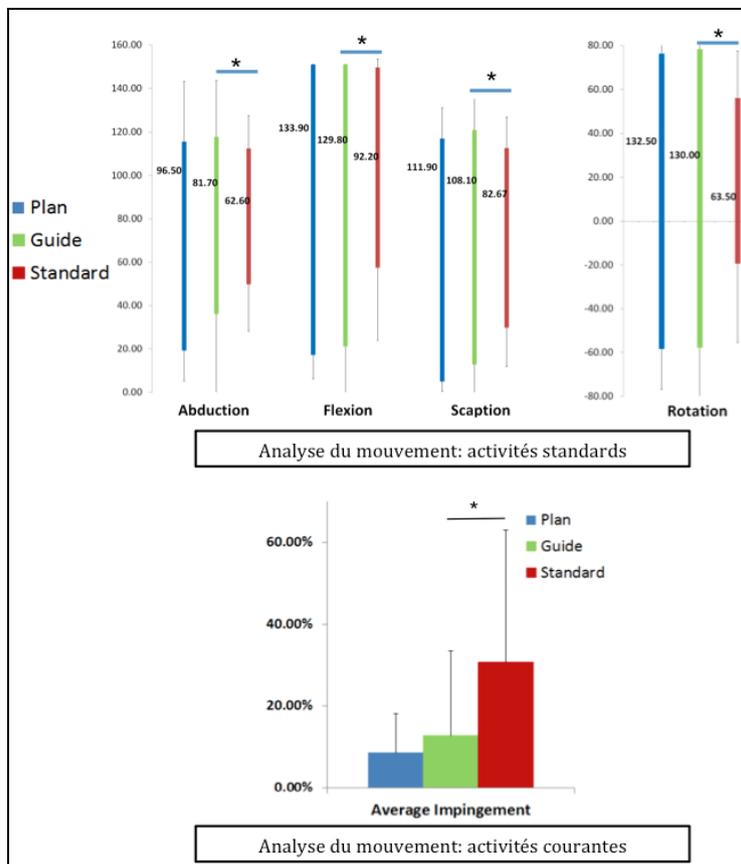


Figure II-10 : Contribution : PSI et planification pré opératoire fonctionnelle.

En haut: résultats de l'analyse fonctionnelle du mouvement (activités standards et de la vie courante), montrant des mobilités avant conflit significativement meilleures et un pourcentage de conflit significativement plus faible après chirurgie guidée.

En bas: résultats du positionnement de l'implant glénoïdien. Amélioration de la version et de l'inclinaison (tilt) pré opératoires pour les 2 chirurgies testées, sans qu'il y ait de différence entre les 2. Positionnement glénoïdien inférieur significativement plus important après chirurgie guidée (et plan).

Cette étude, par le biais d'une planification pré opératoire fonctionnelle pour la conception de PSI,

confirmait que l'offset inférieur prothétique était le paramètre le plus important à obtenir lors du positionnement glénoïdien d'une prothèse inversée pour en optimiser le résultat. La version et l'inclinaison post opératoires étaient effectivement identiques entre les 2 chirurgies comparées, alors que les amplitudes du mouvement et l'évitement du conflit étaient significativement meilleurs après la chirurgie guidée qui permettait un offset inférieur plus important.

Les critères de version et d'inclinaison glénoïdienne ne semblent donc pas primordiaux pour réaliser un planning pré opératoire en vue d'une fabrication de guides sur mesure. Ils ont été pourtant jusqu'à maintenant retenus comme critères de précision dans les différentes études rapportées de la littérature sur l'utilisation des PSI. Les observations de cette contribution restent cependant à interpréter avec prudence car issues d'expérimentations faites sur des épaules normales. On peut raisonnablement penser que des déformations glénoïdiennes pathologiques, avec des mesures de version et d'inclinaison très fortement modifiées, restent des paramètres de correction encore importants à considérer lors d'une chirurgie planifiée avec PSI, y compris pour avoir un résultat fonctionnel optimal. Enfin, la limite de la précision des PSI pour la reproduction d'un planning pré opératoire, déjà évoquée précédemment (II-3-2, II-3-3) reste problématique. Si le critère offset était sensiblement identique entre chirurgie guidée et planning pré opératoire, certains résultats fonctionnels en post opératoire étaient moins bons que ce qui avait été planifié. La planification pré opératoire dans cette étude n'en restait pas moins virtuelle, sur ordinateur, minimisant le rôle des parties molles existant en situation clinique réelle. Le guide utilisé était également de conception expérimentale, en nombre limité de pièce.

Cette contribution a le mérite d'introduire la question de l'évaluation des PSI en matière de résultat fonctionnel post opératoire, en plus d'une analyse de précision déjà faite dans la littérature. Elle permet ainsi de corréler des informations de positionnement 3D à une information de fonction. On peut penser que d'autres informations d'intérêt, telles que la qualité de densité osseuse en vue d'évaluer l'ancrage prothétique, pourraient être associées aux informations de positionnement. L'élaboration actuelle de PSI par planification 3D pourrait très rapidement évoluer vers une planification encore améliorée, dite « 4D ».

II-5 Conclusion

Cette deuxième partie a permis de présenter la méthode d'assistance opératoire la plus récente actuellement en cours de développement et d'évaluation, constituée par la technologie PSI (Patient Specific Implant). Cette technologie apporterait un bénéfice pour la précision de positionnement de l'implant glénoïdien des prothèses totales d'épaule, par rapport aux techniques chirurgicales traditionnelles. Le bénéfice à terme de cette meilleure précision d'implantation glénoïdienne n'a cependant pas été clairement rapporté à ce jour.

Le principal intérêt de la technologie PSI est très certainement le fait d'avoir introduit et développé pour le chirurgien une nouvelle approche de la planification pré opératoire. D'une réflexion initialement en 2 dimensions, le planning est désormais réalisé en 3D selon des critères précis de positionnement prothétique. Il pourrait tenir compte prochainement d'informations supplémentaires, telles que la recherche d'une fonction articulaire optimale via une analyse du mouvement pré opératoire. Ceci renseignerait alors sur le bénéfice possible à terme d'une intervention réalisée avec la technologie PSI.

La technologie PSI tente finalement d'intégrer dans un même outil chirurgical les déformations pathologiques pré opératoires auxquelles le chirurgien est confronté, et les corrections qu'il souhaiterait y apporter lors de son intervention. En d'autres termes, cette technologie propose une estimation de la future position de l'implant glénoïdien, considérée comme normale, suite à la réalisation d'un planning pré opératoire à partir d'une reconstruction 3D de la scapula qui est invisible en pratique. Le guide utilisé pour transférer cette information doit lui même se fixer sur le seul relief visible reconnu et exposé par le chirurgien, représenté par la surface glénoïdienne pathologique.

De ces observations faites sur la technologie PSI, est née l'idée de rendre visible pour le chirurgien durant son intervention, d'une part la totalité de la scapula bien qu'enfouie dans son environnement musculaire, et d'autre part la surface glénoïdienne reconstruite comme elle pouvait l'être avant l'usure. Ces informations constitueraient en effet une nouvelle approche de l'assistance opératoire du chirurgien pour le positionnement prothétique glénoïdien. Les objectifs évoqués représentent ainsi tout l'enjeu de la troisième et dernière partie de cette thèse, portant sur la réalité augmentée et la reconstitution d'un modèle mathématique glénoïdien normal.

Troisième partie :
Reconstitution glénoïdienne
et Réalité Augmentée

Troisième partie : Reconstitution glénoïdienne et Réalité Augmentée

Résumé

Dans cette troisième partie, il est proposé une nouvelle approche de l'assistance opératoire avec l'utilisation notamment de la réalité augmentée. L'intérêt de cette approche serait de compléter des informations, d'une part déjà existantes mais non accessibles au chirurgien durant l'intervention, telles que la face dite « cachée » de la scapula, et d'autre part pré existantes ou disparues suite à un processus pathologique, telles que l'état de la glène avant l'usure arthrosique. Plusieurs étapes de préparation de l'information souhaitée ont été nécessaires. La modélisation mathématique de la reconstitution de la glène, dite normale, a été le premier axe de recherche de cette partie. La reconstitution géométrique de la glène, à partir des équations générées, et la création d'une bibliothèque de glènes génériques « saines » ont été réalisées. L'idée de l'existence, et de la maintenance, d'une telle bibliothèque serait de donner la possibilité au chirurgien de choisir un modèle anatomique de glène normale le plus adapté au cas pathologique à corriger lors de l'implantation prothétique. Cette étape, faisant notamment intervenir des techniques dites de morphing, a constitué le deuxième axe de recherche de cette partie. Une présentation et une première application expérimentale de la réalité augmentée (perception visuelle), utilisant des lunettes connectées, sont enfin proposées dans le dernier chapitre.

III-1 Introduction

La démarche de toute technique d'assistance opératoire est d'essayer de se référer d'une part à ce qui est visible pour que le chirurgien puisse se repérer, et d'autre part à ce qui est considéré comme habituellement normal pour que le chirurgien puisse adapter son geste opératoire de correction de la pathologie en cause. La technologie PSI abordée dans la deuxième partie de cette thèse en est un exemple avec la conception d'un guide sur mesure pour le positionnement glénoïdien, venant se fixer sur la glène, seul relief visible pour le chirurgien, et intégrant dans son dessin la correction de la déformation à apporter après qu'un planning pré opératoire, basé sur la restitution de paramètres anatomiques normaux, ait été fait. Les limites de la technologie

PSI restent cependant le fait que le chirurgien se repère et utilise, pour support de son guide, une glène pathologique, dont l'usure est variable et quelque fois difficilement reconnaissable selon les cas. Il ne dispose à aucun moment d'un référentiel anatomique environnemental normal fiable, auquel il peut revenir en cas d'aléa technique. Il n'a par ailleurs aucun critère d'évaluation peropératoire de la qualité du geste réalisé. Il peut s'agir finalement d'une situation chirurgicale équivalente ou pouvant évoluer vers ce que le chirurgien pouvait connaître avant l'émergence de cette technologie d'assistance opératoire.

Une information visuelle pré et peropératoire du statut glénoïdien normal à atteindre à l'issue de l'opération pourrait être bénéfique pour aider le chirurgien pendant son geste. Une autre information peropératoire, cette fois de localisation anatomique et d'orientation de la scapula dans son entièreté, au sein de son environnement musculaire très dense, constituerait également un progrès révolutionnaire pour la compréhension et le repérage du chirurgien dans son environnement opératoire. Cette troisième partie a ainsi pour objectif d'apporter des éléments de réponse à cette problématique de création d'une nouvelle assistance opératoire visuelle.

III-2 Modélisation d'une glène normale

III-2-1 Introduction

L'objectif de fournir au chirurgien une information visuelle peropératoire sur l'aspect de la glène telle qu'elle était avant usure, doit passer par un processus de conception équivalent à celui qui a été précédemment décrit pour la technologie PSI. Cette dernière, avant fabrication définitive du guide sur mesure, reposait sur une étape préalable de planification pré opératoire utilisant une reconstruction TDM 3D de la scapula. Une première étape, dite de modélisation de l'anatomie glénoïdienne normale, est ainsi nécessaire avant d'envisager une reconstitution de la glène pathologique en une glène normale, et enfin le transfert de cette information sous la forme d'une assistance visuelle per opératoire. Le challenge scientifique de cette restitution d'une glène normale, réside dans le fait que les informations glénoïdiennes disponibles à cette étape préopératoire sont, par définition, incomplètes voire manquantes vu que pathologiques. Le seul support anatomique normal utilisable à ce stade reste donc l'écaille de la scapula. C'est à partir de ces reliefs scapulaires, théoriquement stables dans le temps car épargnés par le processus pathologique arthrosique, que la glène normale va pouvoir être reconstituée. L'objectif de ce premier travail est d'identifier des points de la scapula à partir desquels une prédiction de l'anatomie glénoïdienne normale peut être faite grâce à une modélisation mathématique, employant des techniques de régression linéaire multiple. Dans ce chapitre, sont ainsi abordés successivement les principes généraux, les outils et la méthodologie utilisés pour répondre à l'objectif fixé de modélisation glénoïdienne spécifique à ce travail, et les résultats finalement obtenus à son issue. Ces travaux ont été menés

sur plusieurs années, grâce à l'encadrement de Projets de Recherche et Développement, notamment en dernière année du cursus d'ingénieur en Informatique de l'Ecole Polytechnique de l'Université de Tours (Polytech Tours) (Boas *et al.* (2015), Voisin *et al.* (2016)).

III-2-2 Méthodes de régression linéaire

III-2-2-1 Définition

La méthode de régression linéaire est une technique de modélisation mathématique ayant pour but de prédire des valeurs inconnues de variables à expliquer, grâce à des valeurs connues de variables explicatives. Il s'agit donc d'une méthode de prédiction statistique.

III-2-2-2 Régression linéaire simple (Rakotomalala (2009))

Le but d'une régression linéaire simple est d'expliquer une variable y en fonction d'une variable *explicative* x . Elle répond à une formule du type :

$$y = \beta_0 + \beta_1 x$$

Où y dépend linéairement de x .

Une régression linéaire n'a de sens que si x et y sont en relation, ce qui est testé par le coefficient de corrélation noté ρ :

$$\rho(x, y) = \frac{\text{cov}(x, y)}{\sigma_x \sigma_y}$$

Il faut également ajouter à ceci la notion d'erreur ϵ représentant l'erreur de la modélisation. Cette erreur ϵ peut venir soit d'une erreur de la mesure initiale sur x , soit du fait que x seule est insuffisante pour expliquer y . La formule devient alors :

$$y = \beta_0 + \beta_1 x + \epsilon$$

A partir d'un jeu de valeurs des variables explicatives x et à expliquer y , il faut d'une part déterminer les paramètres ou coefficients d'estimation β_0 et β_1 , et d'autre part minimiser l'erreur, de manière à prédire au mieux les futurs y . Le calcul de β_0 et β_1 va pouvoir s'effectuer en cherchant d'abord à minimiser

$$\sum_{i=1}^n l(y_i - f(x_i))$$

l'expression suivante :

Où n est le nombre de valeurs, y_i la variable à expliquer, $f(x_i)$ la prédiction de y_i et $l()$ la fonction de coût. Ceci revient donc à minimiser le coût total de l'erreur entre la valeur réelle et celle prédite à l'aide de nos β_0 et β_1 , ceci pouvant être obtenu par la méthode des moindres carrés:

$$\sum_{i=1}^n (y_i - \beta_0 - \beta_1 x_i)^2$$

Les réalisations des estimateurs de β_0 et β_1 peuvent ensuite être posées:

$$b_0 = \bar{y} - b_1 \bar{x} \quad b_1 = \frac{s_{xy}}{s_x^2} \quad \text{avec} \quad s_x^2 = \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad \text{et} \quad s_{xy} = \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$$

aboutissant en définitive à l'estimation de la variable exogène y :

$$\hat{y}_i = b_0 + b_1 x_i$$

La formule définitive de régression trouvée permet donc de prédire la variable y à expliquer en fonction de la variable x explicative avec les coefficients d'estimation β_0 et β_1 évalués. Il faut désormais analyser cette estimation statistique. Cela peut d'abord se faire par l'étude des résidus, représentant l'erreur d'estimation par rapport à la réalité, est définie par l'expression suivante :

$$\tilde{\varepsilon}_i = y_i - \hat{y}_i$$

Une représentation graphique des résidus, notamment, permet de repérer les problèmes potentiels du modèle trouvé. (Figure III-1)

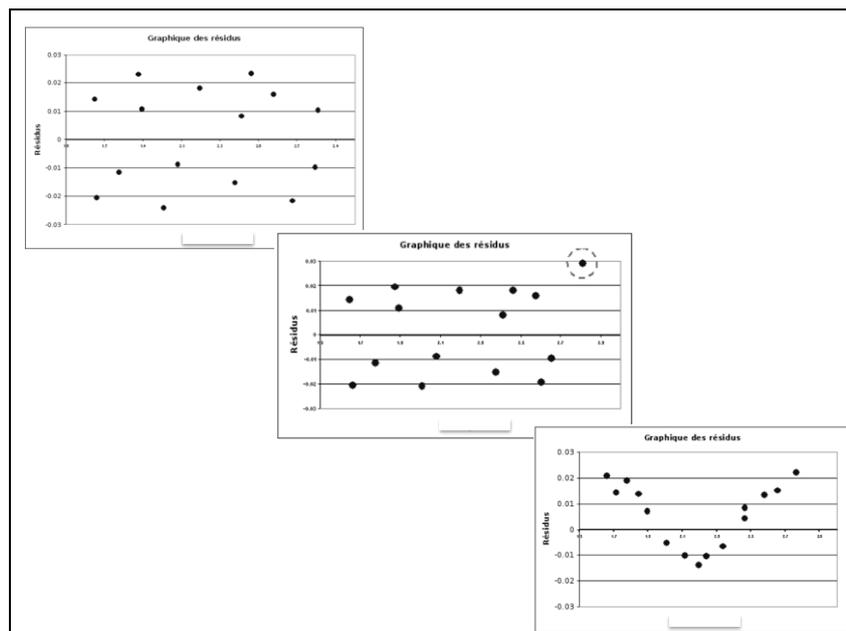


Figure III-1 : Echelles des résidus (Rakotomalala)

Exemples de disposition des résidus par rapport à la variable à expliquer

En haut à gauche : disposition normale des résidus, aléatoirement dispersés.

Au centre : disposition anormale : le résidu entouré peut être induit par un individu incohérent ou même par une erreur de mesure.

On doit s'interroger sur la pertinence de son existence.

En bas à droite : disposition anormale, laissant penser, de par sa forme générale, que la régression à utiliser n'est pas du type linéaire mais plutôt polynomiale.

La pertinence du modèle statistique engendré s'évalue par le coefficient de détermination noté R^2 . Ce dernier se détermine grâce à trois analyses de variances : SCT représentant la variabilité de la variable explicative, SCE correspondant à la variabilité induite par le modèle, et SCR représentant la variabilité des erreurs du modèle. Leurs formules sont les suivantes :

$$SCT = SCE + SCR \quad SCE = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2 \quad SCR = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2$$

Le coefficient de détermination R^2 est ensuite lui-même calculé par la formule :

$$R^2 = 1 - \frac{SCR}{SCT}$$

Un coefficient R^2 proche de 0 indique que le modèle est mal adapté, alors qu'un coefficient R^2 proche de 1 indique que le modèle explique de manière convenable le phénomène.

Le logiciel dédié R®, présenté dans le paragraphe III-2-3, a été utilisé pour notre travail.

III-2-2-3 Régression linéaire multiple

La régression linéaire multiple repose sur le même principe que la régression linéaire simple. La seule différence réside dans le fait que pour expliquer une variable y , plusieurs variables explicatives x sont disponibles.

Désormais, avec plusieurs variables explicatives notées X_j , $\forall j=1 \dots m$, le modèle de régression linéaire multiple doit aboutir à une équation décrivant un hyperplan. L'objectif de ce modèle devient alors de déterminer les m coefficients β (m coefficients sous-entendant qu'aucune sélection sur les variables explicatives à utiliser n'a encore été effectuée) tels que :

$$Y = \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \dots + \beta_m X_m + \epsilon$$

Les différentes matrices des observations des variables explicatives X_j et de la variable à expliquer Y , des coefficients à estimer β et des erreurs ϵ_i sont posées comme suit : ici ce sont des réalisations.

$$Y = \begin{pmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_n \end{pmatrix} \quad X = \begin{pmatrix} X_{11} & X_{21} & \cdots & X_{m1} \\ X_{12} & X_{22} & \cdots & X_{m2} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ X_{1n} & X_{2n} & \cdots & X_{mn} \end{pmatrix} \quad \beta = \begin{pmatrix} \beta_1 \\ \beta_2 \\ \vdots \\ \beta_m \end{pmatrix} \quad \epsilon = \begin{pmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \vdots \\ \epsilon_n \end{pmatrix}$$

L'estimation des coefficients $\beta_j, \forall j=1 \dots m$, passe à nouveau par l'utilisation de la méthode des moindres carrés, afin d'aboutir à la formule finale de l'estimation \hat{Y} . On obtient donc :

$$\beta = (X'X)^{-1}X'Y \quad \text{et} \quad \hat{Y} = X\beta \quad \text{et} \quad \epsilon = Y - \hat{Y} = Y - X\beta$$

L'analyse des résultats d'une régression multiple fonctionne sur le même principe que la régression linéaire simple. L'analyse des résidus de la régression, notamment par le biais d'un graphique des résidus, permet dans un premier temps de repérer les individus anormaux. Notons que le coefficient de détermination R^2 a tendance à augmenter lorsque le nombre de variables explicatives m augmente. Ceci représente un problème car un R^2 significativement grand est synonyme d'une qualité de régression correcte. Or, si ce nombre dépend également du nombre de variables explicatives utilisées, les conclusions sur la qualité de la régression s'en trouvent faussées. C'est la raison pour laquelle un coefficient de détermination ajusté, noté R_a^2 , a été défini, permettant de s'affranchir de ce problème:

$$R_a^2 = 1 - \frac{SCR_a}{SCT_a}$$

avec, pour $m > 1$: $SCE_a + SCR_a = SCT_a$

et $SCE_a = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2}{m-1}$ et $SCR_a = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{m-1}$

III-2-2-4 Régression linéaire multiple pas à pas

La régression linéaire multiple permet d'utiliser plusieurs variables explicatives pour déterminer une variable à expliquer. Pour autant, les variables explicatives, retenues a priori dans toute étude de cas, sont très rarement toutes déterminantes. Le coefficient de détermination ajusté R_a^2 peut même augmenter face à un nombre de variables explicatives plus réduit, mais ces dernières ayant été mieux choisies. La sélection des variables adéquates a donc un rôle important dans une régression linéaire multiple et vouloir tester « manuellement » toutes les combinaisons est impensable. Une méthode dite « pas à pas » existe donc pour

tenter de pallier ce problème. Cette méthode s'applique selon différents modes, correspondant à différents algorithmes (Cornillon *et al.* (2011)). Cette régression pas à pas peut être ascendante.

Soient : \mathbf{X} , une variable explicative, et C , le critère de choix.

\mathbf{X} = l'ensemble des m variables explicatives de départ

\mathbf{Z} = un ensemble vide au départ (qui contiendra, in fine, les variables explicatives sélectionnées à la fin de l'exécution de l'algorithme)

Tant que (il existe X telle que $\mathbf{Z}+X$ améliore $C(\mathbf{Z})$) faire :

choisir le meilleur X dans \mathbf{X} ;

retirer X de \mathbf{X} ;

ajouter X dans \mathbf{Z} ;

recalculer $C(\mathbf{Z})$;

Fin Tant que

\mathbf{Z} = l'ensemble contenant p variables explicatives sélectionnées (avec $p \leq m$)

A l'inverse, la régression peut être descendante. L'initialisation des ensembles est toujours la même, mais cette fois-ci l'ensemble \mathbf{X} est l'ensemble contenant p variables explicatives sélectionnées (avec $p \leq m$). A chaque pas, le retrait de la variable de \mathbf{X} qui induit le meilleur gain sur $\text{Cost}(\mathbf{X})$ est effectué. Enfin la régression peut être progressive, combinant les deux méthodes précédentes. A chaque tour, la variable qui maximise le critère de sélection $C(\mathbf{Z})$ est ajoutée, alors que dans le même tour, une variable est supprimée, s'il en existe une, qui permettrait d'améliorer ce même critère de sélection. Ceci permet d'éviter le cas où une variable est "utile" seule mais ne l'est plus en présence d'autres variables, et ainsi d'éviter un phénomène dit de maximum local.

La régression en mode pas à pas a pour but de minimiser le nombre de variables explicatives et de maximiser l'exactitude du modèle. Le principal problème de ce modèle réside cependant dans la sélection de la meilleure variable explicative dans l'ensemble \mathbf{X} . Si une pré-identification intuitive peut se dérouler par l'étude de matrice de corrélation, l'idéal reste de pouvoir comparer chacun des modes de pas à pas entre eux, ce qui reste très lourd sur le plan méthodologique.

III-2-3 Matériels de l'étude

Les matériels rapportés dans les 2 premiers paragraphes ci-dessous sont les imageries de scapulae normales et le logiciel ayant permis de les préparer, pour ensuite constituer la base de données utilisée dans ce projet de modélisation, puis dans le projet de reconstitution virtuelle de glène normale avec création d'une bibliothèque de glènes génériques « saines ».

Le paragraphe précédent a rappelé les bases du modèle mathématique retenu, constituant de ce fait le principal outil méthodologique employé dans ce premier travail rapporté. Les autres supports matériels, représentés par les différents logiciels ayant permis de développer le modèle mathématique choisi, sont décrits ci-dessous.

III-2-3-1 Imagerie de scapulae

Quarante-trois TDM évaluées comme normales au niveau de l'articulation gléno-humérale ont été utilisées dans ce travail. Une pré sélection des examens, reposant sur l'âge du patient et la nature de l'indication de l'examen avait été réalisée au préalable. Les TDM provenaient donc de patients de 43,3 ans (28-55 ans) d'âge moyen. Les examens avaient été indiqués initialement pour le bilan d'un polytraumatisme ou d'une fracture de l'extrémité supérieure de l'humérus. Chaque TDM retenue avait dans tous les cas été visualisée et analysée dans sa totalité pour s'assurer de la normalité du versant glénoïdien (absence d'arthrose, de dysplasie, de séquelles traumatiques) et de l'acquisition de la scapula dans son entier. Ces examens étaient initialement en format DICOM. Une importation dans le logiciel ImageJ® avait été faite, afin d'en extraire, uniquement pour chacun, la scapula dans sa totalité. Des fichiers en format .tiff étaient obtenus. Une dernière étape de conversion en format .obj était alors réalisée afin que les fichiers soient exploitables par le logiciel d'imagerie 3D choisi pour l'ensemble du travail de cette troisième partie, en l'occurrence Blender®.

III-2-3-2 Blender®

Blender® (*Fondation Blender, Netherlands*) est un logiciel libre de modélisation, d'animation et de rendu en 3D. Il dispose de fonctions avancées de modélisation, de sculpture 3D, de texturage, de trucage, d'armaturage, d'animation 3D et de rendu. C'est la version 2.68a qui a été utilisée dans ce travail. Le choix de ce logiciel a été fait sur ses fonctionnalités variées et son caractère gratuit, bien que son apprentissage soit long et difficile du fait de la richesse de très nombreux plug-ins, spécifiques et très techniques, disponibles. Pour autant, de nombreux tutoriels sont disponibles sur internet et libres d'accès également.

Trois notions importantes à prendre en compte dans l'utilisation de Blender® pour les projets réalisés doivent être précisées succinctement:

- le maillage : les objets scapulae importés sous Blender® sont enregistrés en tant que maillage, c'est à dire une structure composée de sommets, d'arêtes entre sommets, et de surfaces entourées par les arêtes. Toutes les modifications sur les objets sont donc effectuées sur leurs structures en maillage, appelé le mesh ;

- les coordonnées : il existe 2 systèmes de coordonnées dans un repère sous Blender® : les coordonnées locales et les coordonnées globales. Ce sont ces dernières qui ont été retenues pour tous les fichiers utilisés dans ce travail ;

- les centres d'un objet : il existe 3 centres d'objet sous Blender® : le centre logique dit origine et

centres physiques, l'un géométrique et l'autre massique, que l'on peut aussi choisir pour origine.

Ces informations de coordonnées et de centre d'un objet ont été primordiales à vérifier lors des différentes expérimentations sous Blender®, afin de s'assurer qu'un même référentiel de travail était utilisé pour les 43 scapulae manipulées.

III-2-3-3 R® et R-Studio®

R® est un logiciel libre de traitement des données et d'analyse statistique, mettant en œuvre le langage de programmation R, lui-même inspiré par Scheme (The R foundation). Sa distribution sous licence GPL a permis son amélioration via des mises à jour régulières (notamment packages pour l'écriture de scripts pour automatiser des tâches redondantes, pour améliorer la visualisation graphique). R-Studio® correspond à ce titre à un logiciel d'environnement graphique recommandé pour l'exécution du langage R (Goulet *et al.* (2016)), associé à son framework Shiny (R Studio).

III-2-4 Méthodologie

L'objectif de modélisation d'une glène normale a nécessité plusieurs étapes. La première a été de constituer une base de données sur le jeu des 43 scapulae saines. L'application des techniques de régression linéaire pour modéliser la glène normale a ensuite été conduite.

III-2-4-1 Base de données

Un pointage manuel précis de chacune des 43 scapulae normales reconstruites en 3D et positionnées dans un référentiel commun a été réalisé sur Blender®. Vingt points ont été relevés par le chirurgien. Ces points ont été choisis pour qu'ils soient facilement identifiables lors de leur sélection sur chaque scapula. Une analyse comparative du pointage effectué par 2 opérateurs indépendants non chirurgiens, avait permis de valider en amont la reproductibilité et la précision du relevé à répéter sur les 43 scapulae (Banah, Nicot *et al.* (2012)). Les points étaient répartis entre l'échelle de la scapula, partie considérée comme normale dans le temps, et servant donc de référence, et la glène, partie considérée comme devenant pathologique dans le temps, et donc potentiellement à reconstruire un jour ou l'autre. Pour chaque scapula de l'étude, un fichier tableur CSV a été créé, donnant les coordonnées (x , y , z) de chacun des 20 points relevés. Ces points étaient les suivants, avec leur représentation en *Figure III-2* :

- P_1 : point supérieur de la glène ;
- P_2 : point inférieur de la glène ;
- P_3 : point le plus postérieur de la glène ;

- P₄ : point le plus antérieur de la glène ;
- P₅ : point le plus supérieur sur l'écaille ;
- P₆ : point le plus inférieur sur l'écaille ;
- P₇ : point le plus médial sur l'écaille ;
- P₈ : point du milieu de la base de l'épine projeté sur la glène ;
- P₉ : point le plus postérieur de l'acromion ;
- P₁₀ : point le plus antérieur de la pointe de l'acromion ;
- P₁₁ : point de la pointe de la coracoïde ;
- P₁₂ : point au fond de l'échancrure coracoïdienne ;
- P₁₃ : point de réunion des reliefs antérieur et postérieur du pilier ;
- P₁₄ : point antéro-supérieur du pilier projeté sur la glène ;
- P₁₅ : point postéro-supérieur du pilier projeté sur la glène ;
- P₁₆ : point inférieur de la base de l'épine projetée sur la glène ;
- P₁₇ : point supérieur de la base de l'épine projetée sur la glène ;
- P₁₈ : point postérieur du pied de la coracoïde projeté sur la glène ;
- P₁₉ : point antérieur du pied de la coracoïde projeté sur la glène ;
- P₂₀ : point du milieu du pied de la coracoïde projeté sur la glène.

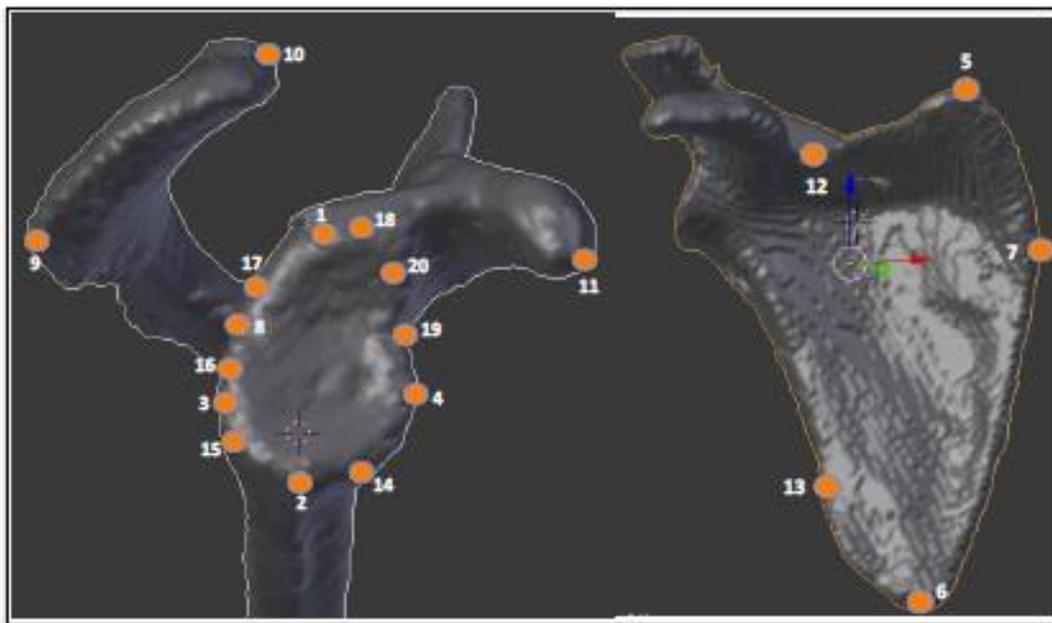


Figure III-2 : Représentation du pointage d'une scapula (avec vue sagittale à gauche et vue frontale à droite).

A partir de ce relevé de points, il a ensuite été défini, initialement, 44 distances à calculer correspondant aux variables nécessaires à l'application des méthodes de régression :

- les distances $X_{i,j}$: au nombre de 13, il s'agit des distances entre 2 points, P_i et P_j , ne se trouvant pas sur la glène. Ces distances constituent les variables explicatives, car elles restent inchangées même en cas de glène pathologique. On retient donc : $X_{5,6}$, $X_{5,7}$, $X_{5,10}$, $X_{5,11}$, $X_{6,7}$, $X_{6,9}$, $X_{6,11}$, $X_{7,9}$, $X_{7,10}$, $X_{7,12}$, $X_{9,10}$, $X_{10,11}$, $X_{11,12}$.

- les distances $Y_{i,j}$: au nombre de 31, il s'agit des distances dont au moins un point, P_i ou P_j , se situe sur la glène. Ces distances constituent les variables à expliquer, qui vont permettre la reconstruction de la forme de la glène une fois qu'un modèle est choisi pour chacune d'elle. On sélectionne donc: $Y_{1,2}$, $Y_{3,4}$, $Y_{1,7}$, $Y_{2,7}$, $Y_{3,7}$, $Y_{4,7}$, $Y_{7,8}$, $Y_{7,14}$, $Y_{7,15}$, $Y_{7,16}$, $Y_{7,17}$, $Y_{7,18}$, $Y_{7,19}$, $Y_{7,20}$, $Y_{2,13}$, $Y_{13,14}$, $Y_{13,15}$, $Y_{6,14}$, $Y_{6,15}$, $Y_{1,12}$, $Y_{2,12}$, $Y_{3,12}$, $Y_{4,12}$, $Y_{8,12}$, $Y_{12,14}$, $Y_{12,15}$, $Y_{12,16}$, $Y_{12,17}$, $Y_{12,18}$, $Y_{12,19}$, $Y_{12,20}$.

Trois angles ont aussi été retenus (Vallois *et al.* (1932)) (Figure III-3). Les 2 premiers correspondent à des variables à expliquer, le troisième à une variable explicative :

- $\hat{a} = P_1P_2P_6$ (angle axillo-glénoïdien)
- $\hat{e} = P_2P_6P_5$ (angle scapulo-axillaire)
- $fg = P_5P_7P_6$ (angle spino-suprasinal)

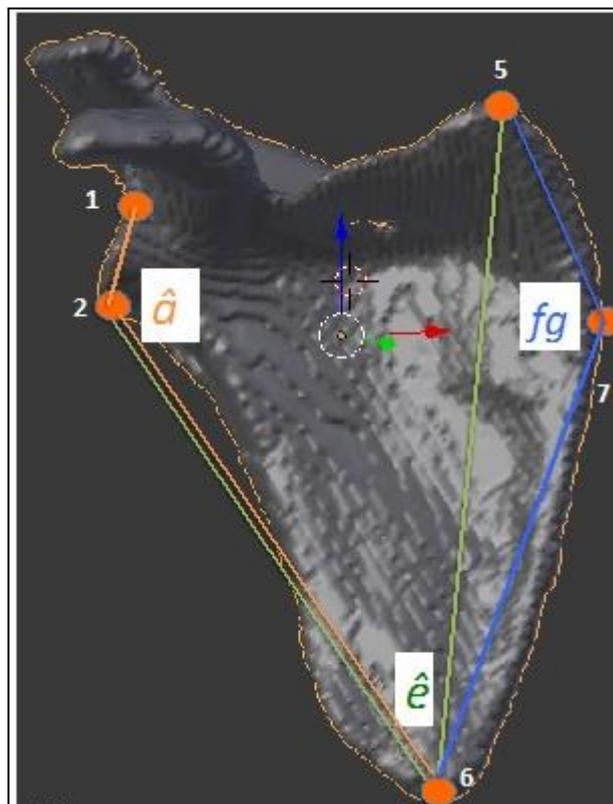


Figure III-3 : Représentation des angles relevés sur une scapula (vue frontale antérieure)

Les distances choisies entre les points ont été calculées de façon automatique grâce au développement en langage Java d'un outil de calcul adapté. Ce dernier devait charger chacun des fichiers de points relevés

CSV des 43 scapulae, afin de produire la matrice de distances également sous la forme de CSV. Les points et les distances pouvant évoluer ou être modifiés au cours du projet, un fichier de configuration paramétrable permettant de spécifier les distances à calculer a été ajouté. (Figure III-4)

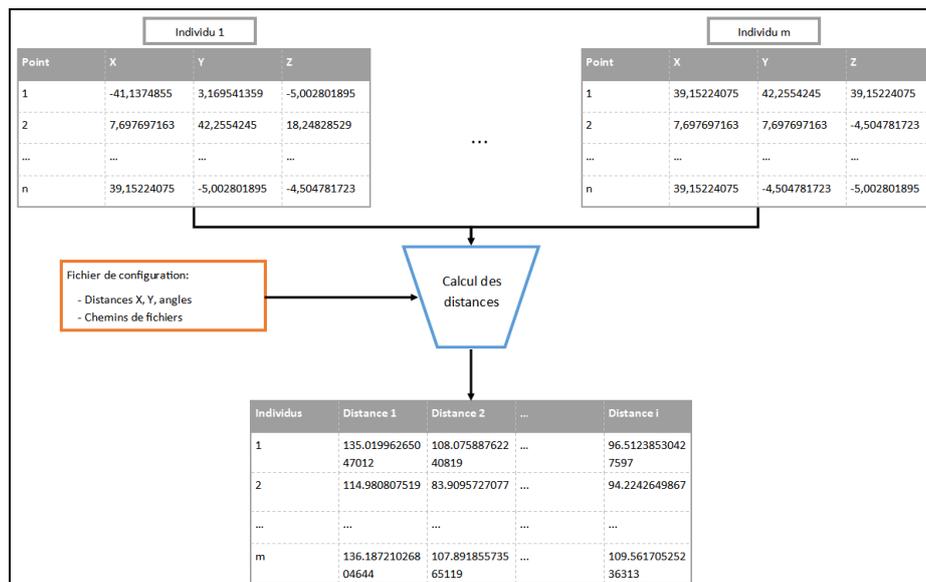


Figure III-4 : Représentation du principe de l’outil de calcul des distances et des angles entre les points.

A partir des données en entrée et du fichier de configuration, l’outil calcule les distances euclidiennes entre les points et produit la matrice constituée des 47 distances (ou variables, 14 endogènes et 33 exogènes) pour chacun des 43 individus ou scapulae. (Tableau III-1). L’identification de chaque individu est un triptyque Nom/Sexe/Latéralité.

individu	cote	Y1_2	Y2_13	Y3_4	Y6_14	Y6_15	Y13_14	Y13_15	Y1_7	Y2_7	Y3_7	Y4_7	Y7_8	Y7_14
Droit	39.18327370084	106.5741008050	30.29773474083	133.5587436535	134.1210021354	108.0282573507	108.7332409167	112.4934332308	119.7795393451	111.2813224308	113.7375848663	109.2815907814	115.1245619087	
Droit	36.57546109744	90.38828941925	31.03002744044	134.4921729768	133.8862142367	91.18639901718	90.49496286804	111.2751607021	114.9797347764	110.5143985742	114.5966892260	107.8557798627	110.6999425807	
Droit	31.59129449454	91.44934937094	23.25589276363	119.8207118046	108.0140936959	90.38538166120	79.98281962586	97.69060917987	99.86835505782	96.51238530427	93.37958933426	94.21540832364	97.52638289263	
Droit	38.191713807621	107.8171677046	30.97575229090	146.3653331740	145.5529765476	108.8181383433	108.0758876224	114.8975764878	120.6750967219	115.5730072875	114.8754771442	114.5230326586	117.1229937984	

Tableau III-1: extrait de la matrice de distances produite au format CSV et ouvert par Microsoft Excel®.

Plusieurs vérifications successives des matrices des variables, par le biais de graphes et d’histogrammes, ont été conduites afin de s’assurer de l’absence d’individus ou de mesures aberrants. Une matrice de corrélation a été examinée. (Tableau III-2)

	Y1_2	Y2_13	Y3_4	Y6_14	Y6_15	Y13_14	Y13_15	Y1_7	Y2_7	Y3_7	Y4_7	Y7_8	Y7_14	Y7_15	Y7_16	Y7_17	Y7_18	Y7_19	Y7_20	Y1_12	Y2_12	Y3_12	Y4_12	Y8_12	Y12_14	Y12_15	Y12_16	Y12_17	Y12_18	Y12_19	Y12_20	X5_6	X5_7
Y1_2	1	0,369	0,58	0,611	0,533	0,478	0,386	0,356	0,483	0,329	0,462	0,359	0,393	0,475	0,283	0,334	0,386	0,459	0,426	0,415	0,616	0,394	0,572	0,532	0,475	0,64	0,419	0,459	0,442	0,408	0,505	0,725	0,337
Y2_13	0,369	1	0,439	0,556	0,622	0,933	0,964	0,639	0,573	0,608	0,587	0,634	0,539	0,561	0,455	0,642	0,592	0,57	0,632	0,568	0,43	0,388	0,518	0,472	0,361	0,524	0,282	0,483	0,365	0,322	0,561	0,495	0,46
Y3_4	0,58	0,439	1	0,55	0,593	0,432	0,459	0,59	0,586	0,418	0,632	0,448	0,4	0,568	0,237	0,45	0,539	0,45	0,553	0,32	0,544	0,513	0,445	0,389	0,463	0,56	0,235	0,264	0,265	0,082	0,281	0,72	0,44
Y6_14	0,611	0,556	0,55	1	0,893	0,649	0,547	0,595	0,672	0,586	0,613	0,608	0,657	0,634	0,486	0,578	0,589	0,563	0,602	0,603	0,431	0,312	0,488	0,526	0,358	0,54	0,36	0,439	0,519	0,378	0,605	0,735	0,236
Y6_15	0,533	0,622	0,593	0,893	1	0,586	0,681	0,686	0,78	0,707	0,747	0,712	0,7	0,806	0,534	0,681	0,682	0,603	0,688	0,613	0,505	0,453	0,546	0,551	0,457	0,627	0,409	0,505	0,567	0,307	0,587	0,732	0,291
Y13_14	0,478	0,933	0,432	0,649	0,586	1	0,907	0,589	0,538	0,543	0,534	0,583	0,553	0,54	0,448	0,582	0,544	0,585	0,594	0,569	0,396	0,313	0,477	0,485	0,31	0,507	0,284	0,454	0,36	0,406	0,576	0,509	0,417
Y13_15	0,386	0,964	0,459	0,547	0,681	0,907	1	0,667	0,632	0,654	0,65	0,677	0,593	0,685	0,489	0,675	0,626	0,604	0,665	0,572	0,452	0,43	0,52	0,499	0,394	0,566	0,32	0,508	0,404	0,317	0,553	0,497	0,452
Y1_7	0,356	0,639	0,53	0,595	0,686	0,589	0,667	1	0,857	0,885	0,905	0,92	0,815	0,789	0,735	0,953	0,957	0,845	0,984	0,778	0,662	0,6	0,674	0,658	0,608	0,694	0,546	0,675	0,633	0,383	0,719	0,595	0,541
Y2_7	0,483	0,573	0,586	0,672	0,78	0,538	0,632	0,857	1	0,935	0,942	0,93	0,928	0,923	0,799	0,897	0,869	0,829	0,89	0,65	0,669	0,595	0,628	0,677	0,639	0,674	0,613	0,65	0,609	0,401	0,647	0,662	0,34

Tableau III-2: extrait d’une matrice de corrélation des variables. En vert et rouge apparaissent respectivement les variables les plus fortement et les plus faiblement corrélées.

C’est la 8^{ème} version de cette matrice de l’ensemble des variables qui a finalement été utilisée pour la première modélisation par régression linéaire multiple.

III-2-4-2 Application de la régression linéaire multiple

L'objectif est de définir par prédiction chaque point sur la glène selon ses coordonnées (x, y, z) . Le fait d'évoluer dans un espace à 3 dimensions, il est nécessaire pour retrouver les coordonnées d'un point de glène d'avoir 4 distances calculées à partir de points dont les coordonnées sont connues (*il sera expliqué ultérieurement pourquoi*). Ainsi, pour chaque point, un modèle local au point doit être composé de 4 équations de distances. En prenant pour exemple le cas présenté en *Figure III-5*, il faut pour déterminer les coordonnées inconnues du point P1 l'estimation des distances P1/P10, P1/P11, P1/P7, P1/P13, les coordonnées des points $P_i, \forall i \neq 1$, étant connues. Pour chacune de ces distances, sera calculée une équation prédictive et c'est l'ensemble de ces équations qui forme le modèle local au point P1. Les distances P1/P10, P1/P11, P1/P7, P1/P13 sont elles-mêmes estimées en fonction des distances connues (P10/P11, P10/P7, P10/P13, P11/P13,...) lors de l'utilisation de la régression linéaire multiple.

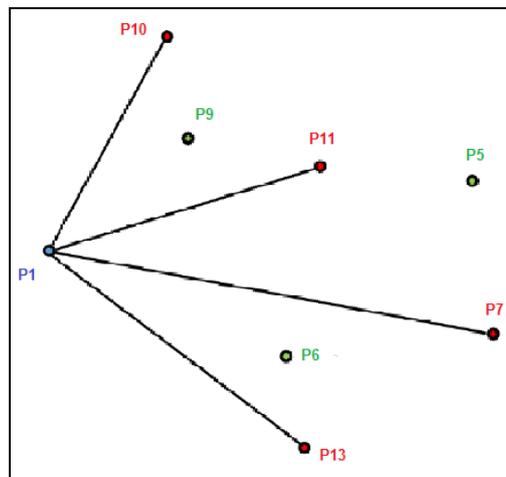


Figure III-5 : Représentation de l'objectif fixé pour le modèle de régression linéaire multiple.

Appliqué au projet spécifique de modélisation d'une glène normale, la première problématique de régression reste donc d'identifier les distances $X_{i,j}$ explicatives à utiliser pour expliquer les distances $Y_{i,j}$. Cette réflexion a été menée pendant deux ans. La première année nous nous sommes restreints aux $X_{i,j}$ et aux $Y_{i,j}$ définis au paragraphe III.2.4.1 ci-dessus. Puis, par calcul automatique, grâce à l'écriture d'un script, toutes les combinaisons $X_{i,j}$ possibles furent prises en compte, a priori. Les meilleures combinaisons sont ensuite sélectionnées sur leur coefficient de détermination R^2 le plus haut possible, et au minimum de 0.75, leur p-value inférieur à 0,05, et des tests évaluant sur la variance des résidus (tests de Breusch-Pagan et de Breusch-Godfroy). De plus, il a été décidé de se limiter à 4 variables explicatives, au maximum, par équation.

La seconde problématique reste d'identifier parmi les distances $Y_{i,j}$, à expliquer, calculées, les 4 meilleures équations permettant de définir les coordonnées du point de glène recherché P_i . Il est construit alors une matrice des distances des $Y_{i,j}, \forall j$ tel que P_j est hors glène. Un nouveau script sélectionne les 4 meilleures équations significatives selon la valeur de leur coefficient de détermination R^2 .

Cette méthodologie a ainsi été appliquée pour caractériser chacun des points de la glène (voir *Figure III-2*), à l'exception des points P₈ et P₂₀ finalement exclus car jugés redondants vis-à-vis des points environnants. La modélisation glénoïdienne s'est faite avec pour première hypothèse que la totalité de la glène était dégradée par le processus pathologique. En pratique, l'usure glénoïdienne est le plus souvent localisée, comme en attestent les classifications de Walch *et al.* (1999) et Favard *et al.* (2004) présentées en première partie de thèse. Une modélisation a par conséquent aussi été conduite avec pour seconde hypothèse que la glène était seulement usée dans sa partie inférieure. La même méthodologie de régression a été donc appliquée sur uniquement des points du cadran inférieur de la glène supposés manquants, en cas d'usure inférieure. Deux nouveaux fichiers de configuration ont toutefois été testés pour cette seconde hypothèse. L'un comprenait la matrice des distances avec les X_{i,j} identiques à ceux de la première hypothèse, mais avec le retrait des variables Y_{k,l} incluant les points k supérieurs de la glène, ces derniers n'étant plus à caractériser. Dans l'autre s'ajoutaient des nouvelles variables explicatives de type « X » ; correspondant aux nouveaux points, maintenant « connus », du cadran supérieur de la glène : P₁, P₁₆, P₁₇, P₁₈, P₁₉. Dans cette configuration, les distances de type « Y » concernant ces points, considérées comme « à expliquer » dans la première hypothèse posée, sont elles-mêmes devenues des variables explicatives pour la seconde hypothèse de modélisation. (*Tableau III-3*)

<pre> FILE: ./Final/ 15/5 D/ 15/6 G/ 15/7 ; 15/9 Y: 15/10 1/5 15/11 1/6 15/12 1/7 15/13 1/9 16/5 1/10 16/6 1/11 16/7 1/12 16/9 1/13 16/10 2/5 16/11 2/6 16/12 2/7 16/13 2/9 17/5 2/10 17/6 2/11 17/7 2/12 17/9 2/13 17/10 3/5 17/11 3/6 17/12 3/7 17/13 3/9 18/5 3/10 18/6 3/11 18/7 3/12 18/9 3/13 18/10 4/5 18/11 4/6 18/12 4/7 18/13 4/9 19/5 4/10 19/6 4/11 19/7 4/12 19/9 4/13 19/10 14/5 19/11 14/6 19/12 14/7 19/13 14/9 14/10 14/11 14/12 14/13 </pre>	<pre> X: 5/6 5/7 5/10 5/11 6/7 6/9 7/9 7/10 7/12 9/10 10/11 11/12 ANGLE: A/1/2/6 E/2/6/5 FG/5/7/6 </pre>	<pre> FILE: ./Final/ 14/10 D/ 14/11 G/ 14/12 ; 14/13 Y: 14/1 2/5 15/5 2/6 15/6 2/7 15/7 2/9 15/9 2/10 15/10 2/11 15/11 2/12 15/12 2/13 15/13 2/1 15/1 3/5 3/6 3/7 3/9 3/10 3/11 3/12 3/13 3/1 4/5 4/6 4/7 4/9 4/10 4/11 4/12 4/13 4/1 4/5 4/6 4/7 4/9 4/10 4/11 4/12 4/13 </pre>	<pre> X: 5/6 5/7 5/10 5/11 6/7 6/9 6/11 7/9 7/10 7/12 9/10 10/11 11/12 16/19 1/5 1/6 1/7 3/9 3/10 3/11 3/12 3/13 4/5 4/6 4/7 4/9 4/10 4/11 4/12 4/13 19/7 14/5 14/6 14/7 14/9 14/10 14/11 14/12 14/13 15/5 15/6 15/7 15/9 15/10 15/11 15/12 15/13 </pre>
--	--	--	--

Tableau III-3: Fichiers de configurations de la matrice des distances utilisés pour les régressions.

A gauche, dans l'hypothèse d'une glène totalement détruite. A droite, dans l'hypothèse d'une glène partiellement usée dans sa partie inférieure, avec une première configuration ne prenant pas en compte les nouvelles variables X avec les nouveaux points disponibles de la glène supérieure, et une deuxième configuration les prenant en compte.

III-2-5 Résultats

III-2-5-1 Les équations

Les résultats exposés dans ce paragraphe ne représentent pas la totalité des résultats statistiques générés par les calculs de régression linéaire multiple. Ils sont disponibles en *Annexes 7 et 8*.

Dans la première hypothèse d'une glène totalement détruite, les résultats rapportant les 4 meilleures équations de distances $Y_{i,j}$ à expliquer pour caractériser l'ensemble des points de la glène ont été les suivants :

Pour le point P_1 :

Equation	Rsquared
$Y1.5 = (0.244 X5.6) + (0.239 X6.11) + (-0.339 \text{ AngleA}) + (-2.472 \text{ AngleE}) + 366.497$	0.95
$Y1.6 = (0.201 X6.9) + (0.674 X6.11) + (0.382 X10.11) + (0.525 \text{ AngleE}) + -76.875$	0.94
$Y1.7 = (-0.479 X5.10) + (0.383 X6.11) + (0.715 X7.10) + (-1.099 \text{ AngleE}) + 151.761$	0.86
$Y1.10 = (0.447 X5.10) + (0.410 \text{ AngleA}) + (0.657 \text{ AngleE}) + (0.245 \text{ AngleFG}) + -141.296$	0.75

Pour le point P_2 :

Equation	Rsquared
$Y2.5 = (0.500 X5.7) + (0.589 X6.7) + (-2.890 \text{ AngleE}) + 408.586$	0.96
$Y2.6 = (0.330 X5.10) + (0.290 X6.9) + (1.809 \text{ AngleE}) + (-0.541 \text{ AngleFG}) + -173.832$	0.94
$Y2.7 = (-0.682 X5.10) + (0.403 X6.7) + (0.918 X7.10) + (-1.901 \text{ AngleE}) + 276.369$	0.91
$Y2.10 = (0.247 X6.9) + (0.485 X9.10) + (-0.455 \text{ AngleE}) + (0.238 \text{ AngleFG}) + 45.285$	0.73

Pour le point P_3 :

Equation	Rsquared
$Y3.5 = (0.373 X5.7) + (0.382 X5.10) + (0.238 X6.9) + (-1.187 \text{ AngleE}) + 160.582$	0.87
$Y3.6 = (-0.296 X5.11) + (0.640 X6.7) + (0.341 X7.9) + (-0.735 \text{ AngleFG}) + 91.232$	0.79
$Y3.7 = (-0.622 X5.10) + (0.261 X6.7) + (0.953 X7.10) + (-1.616 \text{ AngleE}) + 236.267$	0.82
$Y3.11 = (0.201 X5.7) + (0.271 X5.10) + (0.231 X6.9) + (-0.332 X7.9) + 18.987$	0.66

Pour le point P_4 :

Equation	Rsquared
$Y4.5 = (0.300 X5.7) + (0.509 X6.7) + (-2.110 \text{ AngleE}) + (-0.384 \text{ AngleFG}) + 329.723$	0.91
$Y4.6 = (-0.395 X5.11) + (0.595 X6.7) + (0.445 X7.10) + (-0.791 \text{ AngleFG}) + 88.917$	0.79
$Y4.7 = (0.255 X5.10) + (0.961 X7.12) + (0.314 \text{ AngleA}) + (0.742 \text{ AngleE}) + -109.212$	0.88
$Y4.9 = (0.356 X6.9) + (0.315 X9.10) + (-0.700 \text{ AngleE}) + (0.310 \text{ AngleFG}) + 64.842$	0.73

Pour le point P_{14} :

Equation	Rsquared
$Y14.5 = (0.399 X5.7) + (0.429 X6.7) + (0.240 X6.11) + (-2.592 \text{ AngleE}) + 348.634$	0.96
$Y14.6 = (0.540 X5.10) + (0.412 X10.11) + (2.350 \text{ AngleE}) + (-0.493 \text{ AngleFG}) + -243.052$	0.71
$Y14.7 = (0.321 X5.6) + (-0.218 X5.7) + (-0.251 X6.9) + (0.580 X7.9) + 39.728$	0.72
$Y14.11 = (0.214 X5.7) + (0.276 X5.10) + (0.199 X6.9) + (-0.290 X7.9) + 20.720$	0.62

Pour le point P₁₅ :

Equation	Rsquared
$Y_{15.5} = (0.419 X_{5.7}) + (0.299 X_{5.11}) + (0.430 X_{6.7}) + (-1.987 \text{ AngleE}) + 274.890$	0.92
$Y_{15.6} = (-0.490 X_{5.10}) + (0.520 X_{6.7}) + (0.741 X_{7.10}) + (-0.718 \text{ AngleFG}) + 58.538$	0.73
$Y_{15.7} = (-0.827 X_{5.10}) + (0.447 X_{6.7}) + (1.106 X_{7.10}) + (-2.131 \text{ AngleE}) + 291.169$	0.76
$Y_{15.9} = (0.173 X_{5.7}) + (0.398 X_{6.9}) + (-0.967 \text{ AngleE}) + (0.388 \text{ AngleFG}) + 95.403$	0.65

Pour le point P₁₆ :

Equation	Rsquared
$Y_{16.5} = (0.282 X_{5.7}) + (0.426 X_{5.10}) + (0.278 X_{6.7}) + (-1.439 \text{ AngleE}) + 199.377$	0.87
$Y_{16.6} = (0.375 X_{5.10}) + (0.359 X_{6.9}) + (1.794 \text{ AngleE}) + (-0.427 \text{ AngleFG}) + -181.797$	0.83
$Y_{16.7} = (0.221 X_{6.7}) + (-0.338 X_{6.9}) + (0.783 X_{7.9}) + (-0.260 \text{ AngleFG}) + 53.564$	0.72
$Y_{16.11} = (0.181 X_{5.6}) + (0.171 X_{5.10}) + (-0.139 X_{7.9}) + (0.260 X_{10.11}) + 13.033$	0.70

Pour le point P₁₇ :

Equation	Rsquared
$Y_{17.5} = (0.290 X_{6.7}) + (0.361 X_{7.10}) + (-0.436 \text{ AngleA}) + (-2.200 \text{ AngleE}) + 329.887$	0.87
$Y_{17.6} = (-0.369 X_{5.11}) + (0.700 X_{6.7}) + (0.416 X_{7.10}) + (-0.789 \text{ AngleFG}) + 89.183$	0.84
$Y_{17.7} = (0.306 X_{5.6}) + (0.181 X_{5.11}) + (-0.255 X_{6.7}) + (0.314 X_{7.9}) + 32.674$	0.76
$Y_{17.10} = (-0.195 X_{5.6}) + (-0.114 X_{5.11}) + (0.254 X_{6.7}) + (0.433 X_{7.10}) + -10.42796$	0.71

Pour le point P₁₈ :

Equation	Rsquared
$Y_{18.5} = (0.247 X_{5.7}) + (0.426 X_{6.7}) + (-2.181 \text{ AngleE}) + (-0.458 \text{ AngleFG}) + 346.215$	0.91
$Y_{18.6} = (0.552 X_{6.9}) + (0.493 X_{9.10}) + (0.430 X_{10.11}) + (-0.474 \text{ AngleA}) + 46.789$	0.89
$Y_{18.7} = (0.341 X_{5.6}) + (0.197 X_{5.11}) + (-0.272 X_{6.7}) + (0.238 X_{7.9}) + 37.793$	0.77
$Y_{18.10} = (0.136 X_{5.10}) + (0.476 X_{7.10}) + (-0.446 X_{7.12}) + (0.228 \text{ AngleFG}) + -24.988$	0.71

Pour le point P₁₉ :

Equation	Rsquared
$Y_{19.5} = (0.386 X_{5.11}) + (0.214 X_{6.9}) + (0.432 X_{9.10}) + (-1.241 \text{ AngleE}) + 165.414$	0.84
$Y_{19.6} = (-0.485 X_{5.11}) + (0.641 X_{6.7}) + (0.514 X_{7.10}) + (-0.827 \text{ AngleFG}) + 92.234$	0.82
$Y_{19.7} = (-0.524 X_{5.10}) + (0.347 X_{6.11}) + (0.713 X_{7.10}) + (-1.107 \text{ AngleE}) + 161.645$	0.69
$Y_{19.10} = (0.458 X_{5.10}) + (0.353 \text{ AngleA}) + (1.149 \text{ AngleE}) + -183.2155$	0.57

On remarque que les points de l'échelle de la scapula permettant de prédire au mieux les coordonnées des points de la glène sont les points P₅ et P₆. Des distances les concernant se retrouvent systématiquement dans les 2 premières équations des modèles de chaque point. Les autres points isolés dans les 2 autres équations de chaque modèle sont en revanche de prédiction plus variable.

Dans la seconde hypothèse d'une glène partiellement détruite dans sa partie inférieure, en proposant un nouveau fichier de configuration de matrice des distances enrichies de nouveaux « X » (i.e. X_{q, 5}, X_{q, 6}, X_{q, 7},

avec $q \in \{1, 16, 17, 18, 19\}$, les résultats ont été les suivants :

Pour le point P_2 :

Equation	Rsquared
$Y2.5 = (0.578 X5.6) + (0.0738 X17.7) + (-2.254 \text{ AngleE}) + 318.767$	0.996
$Y2.6 = (0.549 X17.6) + (0.377 X19.6) + (0.407 \text{ AngleA}) + -27.184$	0.95
$Y2.7 = (0.219 X6.7) + (0.800 X1.7) + (0.493 \text{ AngleA}) + -24.922$	0.94
$Y2.9 = (0.317 X5.6) + (0.368 X6.9) + (-0.567 X17.5) + (-1.772 \text{ AngleE}) + 236.052$	0.72

Pour le point P_3 :

Equation	Rsquared
$Y3.5 = (0.334 X5.7) + (0.288 X6.7) + (0.536 X1.5) + (-1.248 \text{ AngleE}) + 171.124$	0.95
$Y3.6 = (-0.297 X5.6) + (0.502 X16.5) + (0.884 X17.6) + (1.265 \text{ AngleE}) + -168.419$	0.93
$Y3.7 = (0.141 X6.7) + (1.048 X17.7) + (-0.314 X18.5) + (-0.723 \text{ AngleE}) + 105.440$	0.94
$Y3.9 = (-0.129 X5.11) + (0.619 X6.9) + (-0.426 X16.6) + (-0.386 \text{ AngleE}) + 57.224$	0.78

Pour le point P_4 :

Equation	Rsquared
$Y4.5 = (0.449 X5.6) + (-0.157 X5.7) + (0.377 X18.7) + (-1.875 \text{ AngleE}) + 251.036$	0.95
$Y4.6 = (0.771 X18.5) + (0.572 X19.6) + (0.592 \text{ AngleA}) + (1.834 \text{ AngleE}) + -291.933$	0.91
$Y4.7 = (0.143 X6.7) + (0.585 X7.12) + (0.526 X18.7) + (0.307 \text{ AngleA}) + -23.12627$	0.95
$Y4.9 = (0.291 X6.9) + (0.687 X16.19) + (-0.653 \text{ AngleE}) + (0.273 \text{ AngleFG}) + 67.427$	0.73

Pour le point P_{14} :

Equation	Rsquared
$Y14.5 = (0.442 X5.6) + (0.317 X17.5) + (-1.544 \text{ AngleE}) + 218.613$	0.97
$Y14.6 = (-0.334 X5.6) + (0.410 X16.5) + (0.936 X17.6) + (1.095 \text{ AngleE}) + -147.427$	0.96
$Y14.7 = (0.269 X6.7) + (1.004 X17.7) + (-0.429 X18.5) + (-1.150 \text{ AngleE}) + 165.262$	0.86
$Y14.11 = (0.207 X5.7) + (0.320 X5.10) + (0.896 X16.19) + (-0.381 X17.7) + 30.63603$	0.67

Pour le point P_{15} :

Equation	Rsquared
$Y15.5 = (0.287 X5.6) + (0.813 X1.5) + (0.470 \text{ AngleA}) + -36.191$	0.93
$Y15.6 = (0.357 X1.7) + (0.800 X18.6) + (0.585 \text{ AngleA}) + -62.163$	0.91
$Y15.7 = (0.252 X6.7) + (0.492 X7.12) + (0.678 X18.7) + (0.612 \text{ AngleA}) + -58.446$	0.86
$Y15.9 = (0.173 X5.7) + (0.398 X6.9) + (-0.967 \text{ AngleE}) + (0.388 \text{ AngleFG}) + 95.403$	0.65

L'introduction de nouveaux points avec coordonnées connues, au plus proche de la glène détruite à « reconstruire », a permis une amélioration sensible des coefficients de détermination, avec confirmation de l'intérêt des points P_5 , P_6 et du point P_7 .

III-2-5-2 Pertinence des équations

Une vérification de la qualité des équations obtenues pour les 2 modèles précédemment décrits, à

l'échelle des 43 scapulae retenues dans ce travail, a ensuite été menée en calculant l'erreur moyenne induite par ces équations grâce à la moyenne de résidus. Dans le modèle de glène totalement détruite, l'erreur moyenne pour une distance choisie pour un point donné a été calculée à 2,4 mm (4.e-3 mm ; 12,56 mm). Dans le modèle de glène partiellement détruite, l'erreur moyenne a été évaluée à 1,66 mm (4.e-3 mm ; 6,5 mm) pour la même distance évaluée pour un point donné (le nombre de points à prédire étant plus faible pour ce modèle). L'erreur moyenne et sa valeur maximale étaient donc divisées par 2 par rapport au premier modèle. (Tableau III-4)

Y1_5	Y2_6	Y3_7	Y4_9	Y14_5	Y15_6	Y16_7	Y17_10	Y18_5	Y19_6	Y2_6	Y3_7	Y4_9	Y14_5	Y15_6
2,4041824	5,526769	2,430951	0,206794	1,96148	3,505411	2,113653	0,641354	5,060223	1,263772	2,378431	1,423528	1,040108	0,141395	1,083191
1,3745818	2,58769	2,47812	0,590819	0,250941	2,491871	0,084135	0,597597	1,312655	1,963848	0,522526	2,089705	1,423868	0,685274	0,754677
1,1158047	7,155977	1,514926	0,2051	3,611469	12,56048	6,872429	2,403441	1,980553	1,823204	0,168761	0,759314	1,918391	2,12471	6,246329
3,2935177	0,830112	5,698177	4,002166	2,741683	2,825197	1,565457	2,666403	2,483162	0,75015	0,361977	1,862773	3,071483	0,875109	1,529967
1,697129	6,989197	2,499841	1,29816	0,342937	6,073065	9,568958	2,766285	2,908484	7,421187	0,323155	1,087027	0,963905	0,516919	1,234966
0,7520924	3,201575	1,863384	0,352512	0,322926	1,647884	0,719923	0,747163	3,11653	3,81458	0,208549	1,9799	0,910182	2,287599	0,412358
1,6146765	3,186898	5,878013	1,387406	1,113691	4,890271	2,289189	1,138538	2,022019	6,007901	2,5061	1,051323	0,910182	2,287599	0,412358
2,6915508	0,104218	3,657017	1,879512	0,511681	2,024462	1,063075	0,554484	0,313723	10,57101	0,74225	0,038812	3,322773	1,612929	1,367327
3,2134957	2,467044	2,957027	2,049022	0,49383	3,515778	11,3285	0,766261	2,366333	1,261596	1,159816	3,413186	1,104445	1,818667	1,807051
2,4914425	1,548863	1,302377	4,273602	0,01227	1,279769	2,879787	2,952381	0,714295	0,059852	1,317883	0,264475	4,534924	2,049923	0,004206
0,9158447	1,738816	1,548658	1,233451	3,325369	0,729225	2,178799	1,885929	1,939621	2,492758	2,926167	0,141013	0,771952	5,594565	1,565733
1,9390132	4,517537	4,832712	3,449522	0,980472	5,656845	5,163308	0,105779	2,419433	1,671487	0,262844	2,534662	4,727959	1,743781	1,33379
2,2831329	2,494796	3,472065	1,136667	3,517552	4,532429	0,549522	3,365537	2,25652	0,777718	1,311714	2,192051	0,249409	2,435863	4,009399
1,0762347	2,10581	0,022142	3,173286	0,576025	1,41961	0,52032	0,686379	3,196037	6,847013	1,687807	0,420235	1,406741	0,17819	3,702724
0,0583155	1,474814	0,080666	0,730831	2,094746	5,307965	1,832788	1,551298	2,183556	2,34194	0,212028	0,226962	2,118489	0,388242	3,291726
0,2265827	0,547819	0,283426	4,250096	0,594225	4,143762	1,428623	2,382883	0,670395	0,895468	0,487735	1,000564	3,707221	0,720173	0,885478
1,4786686	3,56131	0,145314	0,725353	2,985057	2,388032	2,763568	2,793129	8,185998		3,071139	2,0913	1,903716	0,294217	2,931921
1,1257632	3,411561	2,846611	0,420097	1,391279	1,884232	0,438358	1,212625	2,908081	0,658644	2,139893	1,32146	0,108377	0,614473	3,519865
0,4527306	6,007218	0,330956	2,066609	1,035631	6,039366	0,960537	1,617237	2,847586	3,417494	0,977392	0,25539	2,734124	0,141611	1,442158
0,7742113	1,000421	0,739252	1,556728	2,16886	0,635059	1,478687	0,352581	0,18311	1,270244	0,744994	1,349407	2,008866	2,125286	0,015707
0,1158954	2,240219	0,06563	6,408783	1,48203	7,950864	4,971871	2,856709	3,29704	3,924577	1,251036	0,801529	5,066914	1,305531	2,095761
2,8141038	2,516621	0,60668	1,334636	2,241177	2,160699	0,16114	0,684135	0,843644	1,25652	0,842612	1,279169	1,746401	0,025181	1,463262
2,9423325	0,864405	2,700671	1,240281	0,813919	4,74633	0,532788	2,670416	1,295416	2,635466	1,470721	0,227859	0,669969	2,015195	5,365963
1,478154	11,34173	0,763687	3,82282	1,853468	11,70731	3,453315	0,418586	0,877028	7,790749	2,194679	0,072091	2,53964	1,612222	5,178698
3,7090067	2,197481	4,438164	2,801538	0,854576	3,524251	2,948183	1,228267	2,737805	5,55234	3,454442	1,118376	1,202147	0,174558	0,341885
0,4855376	3,876936	0,16859	5,105357	2,417918	0,85727	4,004579	1,382495	2,472797	4,650113	4,20019	0,685644	3,128844	0,368712	1,191828
2,6854796	2,082136	1,323261	3,718657	4,279068	0,262346	2,944215	1,49039	1,848943	2,369401	1,82047	1,948827	3,285842	2,117867	6,499422
4,3407831	6,73168	5,344636	1,645113	0,031727	11,78086	6,295745	3,659843	3,180197	11,05846	4,615478	0,406752	2,497832	2,515508	4,60806
2,3330579	2,554568	0,98972	3,608905	1,854968	4,255628	1,018639	2,140855	2,288641	4,159462	2,267022	1,894722	0,225972	1,303699	1,546653
5,1279728	3,274743	3,116176	2,461077	0,676084	1,632988	0,280264	3,949939	0,365813	5,357688	2,122399	1,137553	1,441813	3,351436	0,634618
1,053121	3,911711	3,265343	4,501977	0,557243	4,735058	1,179623	2,854785	4,754262	0,124478	2,842378	0,336892	3,877152	0,608614	1,827955
1,8681864	0,27823	0,933499	1,459168	0,122386	4,664694	3,891195	1,467481	2,639391	1,153341	0,975723	0,682524	2,885568	0,696126	2,512523
0,5616048	0,044946	0,191095	0,252845	0,086573	2,122092	0,858404	1,087991	5,145198	0,666971	3,51691	0,185263	0,977154	1,453044	3,719951
0,3531685	1,999822	2,790925	2,28645	1,032587	0,405342	1,780771	1,108652	1,836953	4,351406	0,750549	1,430995	5,731013	0,862819	1,040011
1,0488636	0,494984	0,578786	1,200714	4,147911	4,126132	4,293248	1,15093	0,663905	2,59653	2,171506	1,00173	1,244081	2,335302	2,472214
0,9479412	2,238663	0,445298	0,027737	0,688887	1,416491	2,000761	0,853005	0,329827	0,021413	0,437794	0,007164	0,902346	0,076029	4,722817
0,3959028	0,396749	1,874131	0,974204	1,439258	1,286543	1,526009	3,131413	0,319244	1,422395	0,933774	1,707236	1,642339	2,094672	2,991956
0,2522732	2,530247	0,004329	1,226397	0,581091	1,532708	4,037234	0,939891	0,170555	3,396217	1,559811	2,631292	0,638125	1,464745	2,52213
2,9972534	0,92222	0,083236	0,528552	0,474783	7,171445	3,842269	1,756945	0,612987	1,004543	0,461642	0,48772	0,247637	0,042773	2,365308
1,5494355	3,15364	4,176498	1,69504	0,570716	8,931373	2,497919	3,54792	2,047338	1,067732	0,293902	1,634035	3,653127	1,490776	4,986526
1,5100877	4,740194	1,28931	1,266961	2,560545	2,125625	6,27215	1,758185	3,964969	1,231459	2,394487	1,312525	0,012541	2,676535	1,766117
0,6972663	0,182106	1,003117	2,564701	2,7238	1,482099	5,297767	1,729745	0,677647	3,488929	0,30281	1,087288	2,797086	1,69888	0,094108
1,0220813	6,231323	1,235529	3,255821	0,492273	3,07017	3,799191	0,882472	1,071053	0,848959	0,109526	0,125199	2,495204	0,285664	0,930249
0,0589593	4,462233	0,606431	0,091519	0,629607	4,507944	1,285984	1,146875	2,236638	1,653933	0,247641	0,093175	0,776731	0,656361	1,684231
2,0850373	0,124645	0,590551	1,440869	2,673818	1,015223	2,424499	1,694986	2,448426	0,841171	0,772254	2,585202	3,493687	1,246718	4,021498

Tableau III-4: Matrices de résidus pour les distances choisies pour chacun des 2 modèles étudiés. A gauche, modèle de glène totalement détruite. A droite, modèle de glène partiellement détruite. Echelle de couleur progressive en fonction de l'importance de l'erreur en millimètres (vert foncé : erreur < 1mm ; rouge : erreur maximale pour chacun des modèles).

III-2-5-3 Conclusion

Dans ce paragraphe III-2, il a été présenté une démarche complète de mise au point de formules mathématiques de prédiction de distances entre deux points d'une scapula, à partir d'un jeu de données de 43 scapulae saines et d'un outil tel que la régression linéaire multiple. Ces essais seront amenés à se poursuivre et à s'amplifier à l'avenir notamment par :

- enrichissement du nombre de scapulae saines
- ajout ou suppression de nouveaux points d'intérêt sur l'échelle de la scapula

- ajout, surtout, de nouveaux points sur la glène
- ajout ou suppression de distances explicatives ($X_{i,j}$)
- ajout ou suppression de distances à expliquer ($Y_{i,j}$)

Se pose alors le problème de la continuité et de la reproductibilité de l'expérience. Un environnement logiciel a été construit à cette fin. Son interface se présente sous la forme d'une page web construite avec la structure logicielle Shiny (Tableau III-5). Elle masque, et englobe donc, l'ensemble des scripts développés pour se servir du logiciel R®. Les équations calculées sont fournies sous forme d'une arborescence. (Figure III-6)

The screenshot shows the EPAULE web interface. On the left, there are 'View data' and 'Computation parameters' sections. The 'Computation parameters' section includes:

- Maximum size of combinations: 4
- Maximum p-value: 0.95
- Minimum R-squared: 0.8
- Points to compute: 1,2,3,4
- Number of distances by exogene: 7

 A 'Start' button is at the bottom of this section. On the right, a 'Matrix' table displays results for 28 different locations. The table has columns for 'Inchida', 'cote', 'exog', and 28 columns labeled Y1_5 through Y2_19. The rows list locations like 'Arnanboul0_Omo_D.csv', 'Auberna_Omo_D.csv', etc., with their corresponding 'cote' and 'exog' values.

Tableau III-5: Interface de l'emploi de la régression linéaire multiple. (T. Voisin)

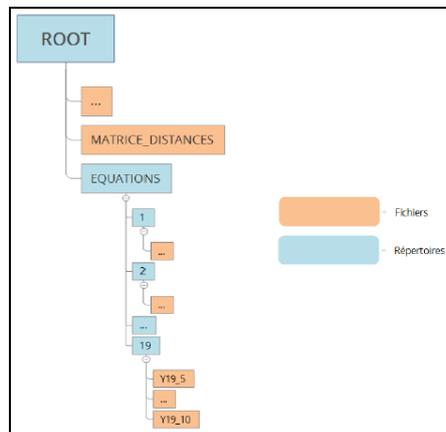


Figure III-6 : Arborescence des résultats de l'emploi de la régression linéaire multiple. (T. Voisin)

III-3 Cadre méthodologique pour la reconstitution 3D d'une glène pathologique

III-3-1 Introduction

Dans le chapitre précédent (III-2), il a été présenté une démarche complète de mise au point de formules mathématiques de prédiction de distances entre deux points d'une scapula, à partir d'un jeu de données de 43 scapulae saines et d'un outil tel que la régression linéaire multiple. On suppose désormais que l'ensemble nécessaire et suffisant de ces équations est disponible.

L'objectif de ce chapitre pour une reconstitution d'une glène pathologique est organisé en 2 phases, comme décrit comme suit. La *Figure III-7* résume l'ensemble du travail.

La première phase d'étude a été menée dans le cadre d'un Projet de Recherche et Développement, en dernière année du cursus d'ingénieur en Informatique de l'Ecole Polytechnique de l'Université de Tours (Polytech Tours) (Jiang *et al.* (2016).

Soit une glène pathologique à traiter, dont le scanner pré opératoire a été réalisé (*Figure III-7b*). Grâce aux équations prédictives disponibles (*Figure III-7a*), il faut estimer les positions des points disparus. Cela passe d'abord par une estimation des distances entre ces points et des points encore existants sur la scapula. Les coordonnées $\{x, y, z\}$ de ces points disparus sont ensuite déduites (*Figure III-7 tâche 1*).

A partir de ce nuage de points reconstitués (*Figure III-7c*), la glène complète est reconstruite en 3D, sous forme de maillage, comme elle était vraisemblablement avant usure (*Figure III-7 tâche 2*). Etant donné le nombre limité de points caractérisés de la glène, cette glène est qualifiée de « grossière » dans la suite du travail (*Figure III-7d*). Cette glène grossière sera dénommée B tout au long de ce chapitre.

Afin de parfaire le réalisme de cette reconstruction, une glène générique adéquate est prise pour référence, pour corriger de façon adaptée, en quelque sorte, la glène pathologique à traiter (*Figure III-7E*). Cette glène générique sera dénommée A. Une opération de morphing entre les deux glènes (générique A et pathologique B) (*Figure III-7 tâche 3*) permet, in fine, de proposer une glène finale reconstituée probable (*Figure III-7e*).

La deuxième phase d'étude a également été menée avec le renfort de deux autres projets en Informatique de l'Ecole Polytechnique de l'Université de Tours (Polytech Tours) (Adib, Gilot *et al.* (2016), Degen, Moreau *et al.* (2016)).

La glène générique adéquate de référence décrite précédemment (*Figure III-7E*) pourrait être choisie par le chirurgien dans une base de données de glènes génériques (*Figure III-7D*). En marge, une réflexion a

donc été conduite sur la construction de cette base de données. Des techniques d'analyse des données (classification ascendante hiérarchique) (*Figure III-7 tâche II*) ont permis de caractériser des familles de glènes saines. Par famille, des opérations de morphing ont fourni des fichiers 3D de glènes « moyennes » : ce sont les glènes génériques (*Figure III-7 tâche III*).

Dans l'avenir, une tâche supplémentaire (*Figure III-7 tâche IV*) pourrait être approfondie. Il s'agirait de mener une réflexion quant à la méthode pour choisir la glène « générique » adéquate de référence.

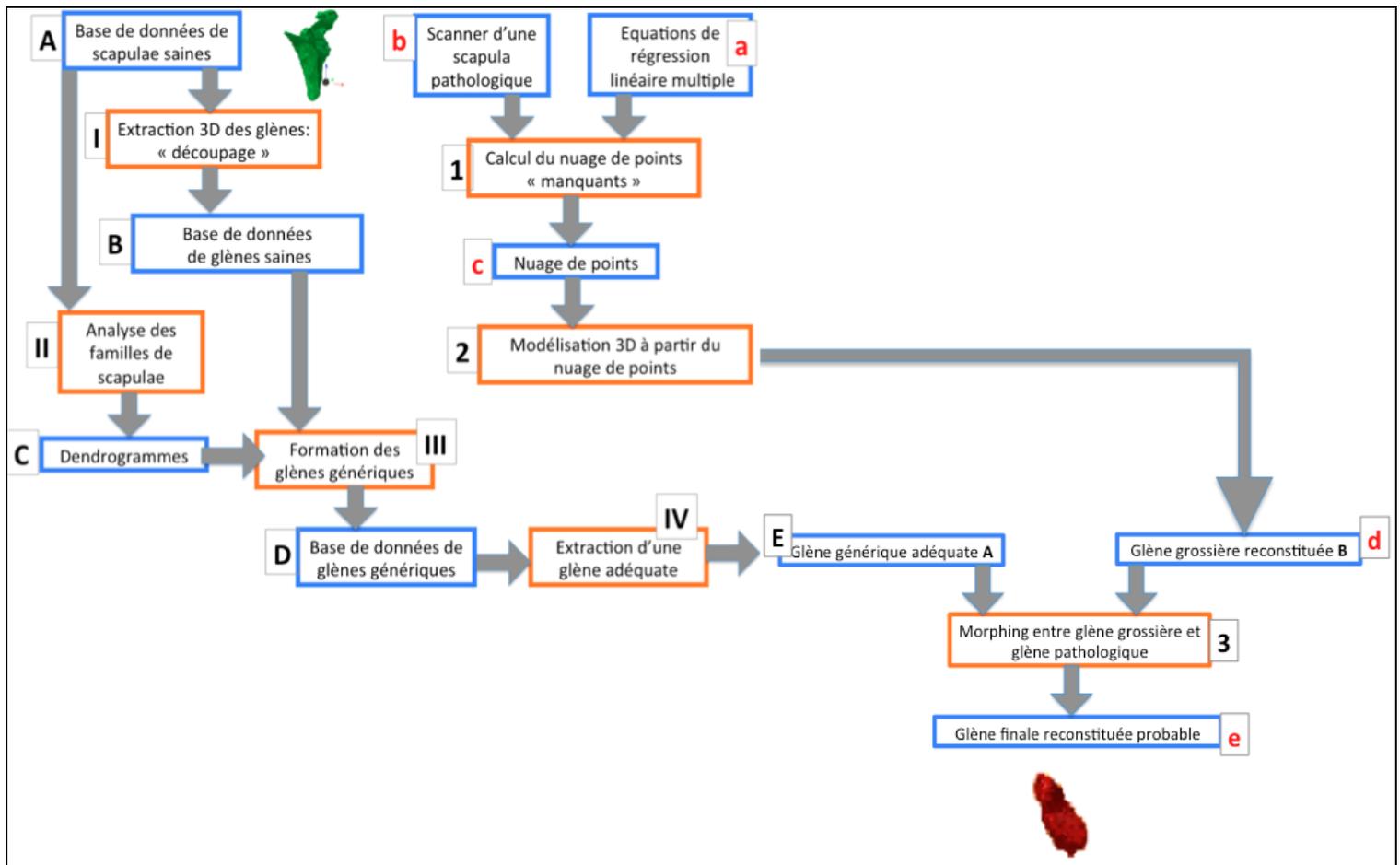


Figure III-7 : Démarche complète de reconstitution virtuelle 3D d'une glène usée (cadre bleu : données disponibles ou créées ; cadre orange : tâches ou actions réalisées).

Les problématiques abordées dans ce chapitre sont donc la reconstitution 3D d'un objet à partir d'un nuage de points, la classification ascendante hiérarchique, et le morphing. Le résultat final de ce travail pourrait alors être représenté comme sur la Figure III-8 : la partie manquante de la glène, en rouge, serait reconstruite.

III-3-2 Méthodologie

Chacune des étapes du processus complet pour l'objectif fixé, exposé en introduction et illustré en Figure III-7, est détaillée ici.

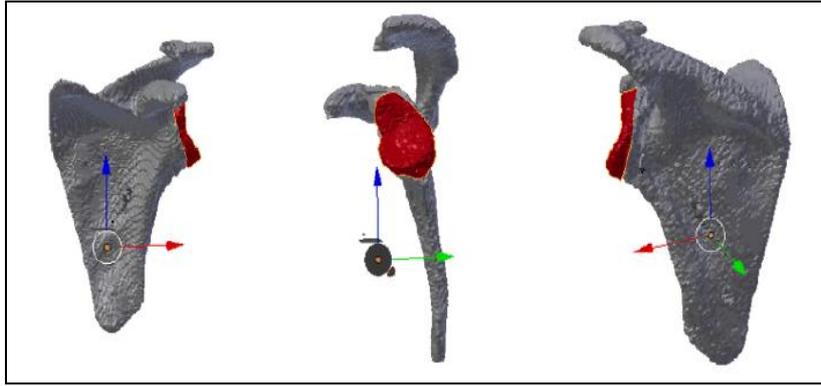


Figure III-8 : Reconstitution de la partie disparue d'une glène usée (rouge).

III-3-2-1 Calcul du nuage de points manquants (Figure III-7 tâche 1)

L'hypothèse est faite que les coordonnées $\{x, y, z\}$ du point p , disparu de la glène usée, sont recherchées. Quatre équations $Y_{p, P1}$, $Y_{p, P2}$, $Y_{p, P3}$ et $Y_{p, P4}$, sont présentes dans la base de données des équations de régression linéaire multiple. $P1$, $P2$, $P3$ et $P4$ sont 4 points présents sur la partie encore existante de la scapula pathologique. En entrée, un fichier contenant les coordonnées des P_i et le fichier Blender® correspondant sont disponibles (modèle 3D de la scapula pathologique). Ces équations Y_{p, P_i} permettent d'estimer les 4 distances $d(p, P_i)$. (Figure III-9)

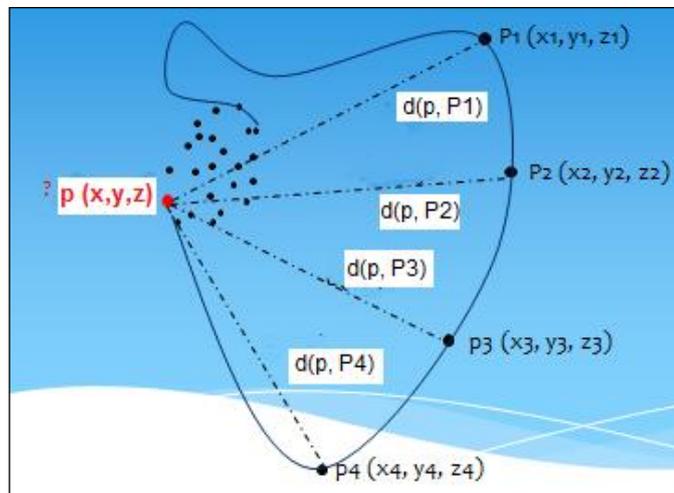


Figure III-9 : Problématique du calcul d'un point p manquant.

L'algorithme 1, ci-dessous, précise la démarche pour caractériser un point p disparu de la glène pathologique. Un exemple de la matrice des données et d'un résultat est donné en *Tableau III-6*. Le programme qui implémente l'Algorithme 1 génère un fichier¹ qui contient les coordonnées du nuage des 12 points disparus de la glène.

¹ de type .obj, importable dans Blender®

Data : les coordonnées des P_i ; l'ensemble des équations de régression linéaire multiple et l'ensemble des coefficients associés R^2 ; l'identité du point p disparu de la glène, dont on souhaite calculer les coordonnées (x,y,z)

Result : les coordonnées (x,y,z) du point p

Calculer les 4 distances $d(p, P_i)$ et récupérer les R^2 associés ;

// On travaille avec les 4 $d(p, P_i)$ dont les R^2 associés sont les plus grands ;

Trier les P_i dans l'ordre des R^2 décroissants : $P[1], P[2], P[3], P[4]$;

Créer une sphère dont le centre est $P[1]$, le rayon est $d(p, P[1])$;

Calculer $d(P[1], P[2])$;

if $(d(P[1], P[2]) \geq (d(p, P[1]) + d(p, P[2]))$ ou $(0 < d(P[1], P[2]) \leq |d(p, P[1]) - d(p, P[2])|)$ **then**

Calculer l'équation de la droite $P[1], P[2]$;

Relier l'équation de la droite $P[1], P[2]$ et l'équation de la sphère $P[1]$;

p est la solution des équations // Il s'agit d'un seul point ;

else

// $|d(p, P[1]) - d(p, P[2])| < d(P[1], P[2]) < d(p, P[1]) + d(p, P[2])$;

Créer une sphère dont le centre est $P[2]$, le rayon est $d(p, P[2])$;

Relier les équations des sphères dont les centres sont $P[1]$ et $P[2]$;

C est la solution des équations (i.e. une équation d'un cercle dans l'espace) ;

Calculer le centre $C0$ et le rayon du cercle C ;

$i = 3$;

while $P[i]$ est sur la droite $P[1]P[2]$ **do**

STOP ;

end

Créer une sphère dont le centre est $P[3]$, le rayon est $d(p, P[3])$;

$M = \text{DistanceMax}()$, $N = \text{DistanceMin}()$;

// M est le point sur C qui est le plus loin du centre de la sphère $P[3]$, N est le plus proche ;

Switch $d(p, P[3])$ **do**

case $d(p, P[3]) = d(N, P[3])$ // C touche à l'extérieur la sphère $P[3]$ **do**

$p = N$;

end

case $d(p, P[3]) = d(M, P[3])$ // C touche à l'intérieur la sphère $P[3]$ **do**

$p = M$;

end

case $d(p, P[3]) < d(N, P[3])$ // C ne rencontre pas la sphère $P[3]$ **do**

$p = M$ ou N (prendre le point le plus proche du centre $P[3]$;

// ça revient à relaxer l'équation n° 3 de la régression multiple linéaire pour le point p en cours de traitement ;

end

case $d(p, P[3]) > d(M, P[3])$ // C est à l'intérieur de la sphère $P[3]$ **do**

$p = M$ ou N (prendre le point le plus proche du centre $P[3]$;

end

case $d(N, P[3]) < d(p, P[3]) < d(M, P[3])$ **do**

// C et la sphère $P[3]$ se coupent en deux points ;

Relier l'équation de la sphère $P[3]$ et du cercle C ;

s et $q =$ solutions des équations // on obtient 2 points ;

if $|d(s, P[4]) - d(p, P[4])| < |d(q, P[4]) - d(p, P[4])|$ **then**

$p = s$

else

$p = q$ // ici, il faut en choisir un des 2, on prend le point le plus proche de $P[4]$

end

end

end

end

p	P[1]	d(p, P[1])	P[2]	d(p, P[2])	P[3]	d(p, P[3])	P[4]	d(p, P[4])	x	y	z
P1	P10	27	P6	152	P11	31	P12	30	39,23	-14,89	34,93
P2	P12	45	P10	51	P6	129	P9	45	46,93	-12,01	5,38
P3	P11	47	P6	139	P10	41	P9	29	39,5	0,45	20,83
P4	P6	135	P9	52	P7	100	P11	26	39,39	-23,88	14,14
P8	P9	29	P7	95	P10	57	P11	45	38,67	-0,07	27,16
P14	P6	128	P11	49	P10	52	P12	44	38,7	-1,73	8,62
P15	P9	50	P12	43	P11	38	P6	128	43,9	-17,46	5,01
P16	P12	35	P7	96	P9	29	P6	140	40,18	0,61	22,99
P17	P10	35	P7	94	P11	44	P12	31	37,05	-1,7	30,12
P18	P10	27	P9	39	P7	96	P12	30	35,44	-11,53	39,53
P19	P6	140	P7	90	P11	28	P9	49	29,29	-20,61	25,53
P20	P6	150	P7	97	P11	27	P10	29	35,82	-19,25	33,83
<p>p : un des 12 points sur la glène, à caractériser P[i] : les points existants sur la scapula, hors glène d(p, P[i]) : les distances approximées (x, y, z) : les coordonnées des 12 points p, calculées par l'Algorithme 1</p>											

Tableau III-6 : Exemple de résultat de l'algorithme 1.

L'approche sur les 12 points d'intérêt prédéfinis de la glène a été validée (cf III-2-4-1). Le nombre de points p, devant et pouvant être caractérisés, dépend du choix initial fait par le chirurgien en matière de points d'intérêt et du nombre d'équations de régression linéaire multiple mises au point. Il apparaît logique que plus ce nombre d'équations est élevé, plus le nombre possible de points caractérisés sur la glène sera important. Il s'agit d'ailleurs de l'objectif à terme, avec la poursuite de ce travail sur un nombre de spécimens de scapulae saines inclus beaucoup plus important.

III-3-2-2 Modélisation 3D à partir du nuage de points (Figure III-7 tâche 2)

III-3-2-2-1 Nature du nuage de points

Pour créer un fichier 3D de la glène probable reconstituée, il faut d'abord importer dans Blender® le fichier *Individu_Scapula-pathologique.blend* de l'individu malade. Le fichier adéquat correspondant contenant les coordonnées des 12 points caractérisés par l'Algorithme 1 (Figure III-10), doit ensuite être importé². Il faut noter que les 12 points d'intérêt actuellement définis, sans doute en nombre insuffisant, sont des points sur la face extérieure de la glène. Des points « d'épaisseur » sur le fichier existant de la scapula pathologique ont donc été récupérés en plus lors de la fusion 3D des 2 fichiers. Pour la suite de ces travaux, il est supposé qu'une centaine de ces points (118 exactement) sont désormais disponibles.

Remarque : Il existe une autre façon possible de procéder. En pratique, lors de ces tests, les équations de régression linéaire multiple n'étaient en effet pas encore toutes disponibles. Le fichier des coordonnées de ces points a donc été élaboré artificiellement à partir du fichier 3D disponible d'une des glènes saines O. Les

² Il faut bien veiller à conserver la cohérence des 2 repères pendant cette opération d'importation.

opérations de traitement du nuage de points et de maillage, décrites ci-dessous, ne dépendent cependant en rien de la nature réelle de ce fichier. Le fichier .obj de la glène O a donc été importé dans Blender®. Les arêtes et les faces ont été retirées (en mode Edit) permettant d'obtenir un nuage de 3096 points, exporté sous la forme d'un fichier dénommé « nuagePointsGlène.obj ». Importé ensuite dans le logiciel 3D-Reshaper®, on y effectue une réduction du nombre de points du nuage grâce à un module « Filtrer-Exploser nuages ».

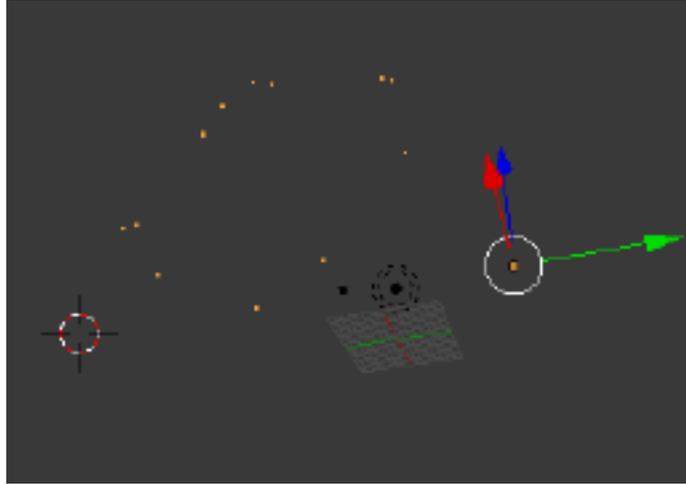


Figure III-10 : Représentation des 12 points importés de glène dans Blender®.

III-3-2-2-2 Rappel de quelques aspects techniques

La **modélisation 3D** consiste à créer, dans un logiciel prévu à cet effet, un objet en trois dimensions, par des ajouts, soustractions et modifications de ses constituants. Une des plus communes est la modélisation polygonale. L'objet modélisé est composé d'un ensemble de polygones. Le modèle 3D, un polyèdre, est donc présenté par une liste des sommets et des arêtes reliant ces sommets. Souvent, les polygones sont uniquement des triangles (et des tétraèdres). Sans effet de lissage (smoothing), le modèle construit est souvent anguleux si le nombre de sommets n'est pas assez grand.

Un **maillage** (mesh) est la représentation géométrique discrète dans l'espace d'une scène continue. Ce modèle simplifié facilite des simulations de calcul ou des représentations graphiques. Il se matérialise par un ensemble de sommets (avec leurs coordonnées), d'arêtes, de polygones formés par ces sommets et ces arêtes, de polyèdres (*Figure III-11*). Ces polygones convexes sont de différentes natures selon les logiciels de maillage (Gmsh, Meshlab...) et les applications. La manipulation des triangles est plus simple que celle des autres polygones, notamment en géométrie algorithmique. La structure de données, dite « winged edge », est une représentation informatique utilisée pour décrire des modèles à base de polygones. Elle décrit la géométrie et la topologie des surfaces, arêtes et sommets.

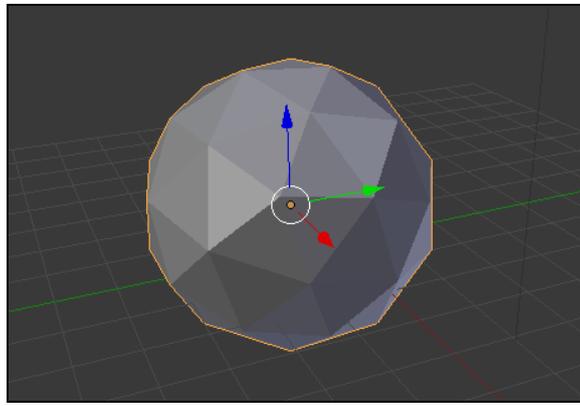


Figure III-11 : Exemple du maillage d'une sphère sous le logiciel Blender®.

Pour reconstituer une surface, en ne connaissant que certains de ses points, il est classique d'utiliser la **triangulation de Delaunay**. Une triangulation d'un ensemble de sommets est un graphe tel que chaque arête dans le graphe ne contient que ses deux points d'extrémité (pas d'autre sommet sur la même arête); les arêtes n'ont pas de parties en commun sauf les points d'extrémité ; toutes les surfaces dans le graphe sont des triangles et l'ensemble des triangles entoure l'ensemble de ses sommets. La triangulation de Delaunay, en géométrie algorithmique, est un ensemble P de points du plan, $TD(P)$, telle qu'aucun point de P n'est à l'intérieur du cercle circonscrit d'un des triangles de $TD(P)$. Elle est associée au diagramme de Georgi Voronoï construit sur le même ensemble de sommets (graphe dual). En remplaçant les cercles par des sphères circonscrites, la définition s'étend à la dimension trois. Plusieurs algorithmes existent pour la construire et des chercheurs continuent à en améliorer les performances.

III-3-2-2-3 Obtention du modèle grossier de glène à partir du nuage de points (*Figure III-7d*)

Une étape essentielle dans ce chapitre III-3 est de chercher à pouvoir reconstruire un modèle à partir d'un nuage de points. Parmi les logiciels recensés à cet effet (Meshlab®, RapidForm®, 3D-Reshaper®, Geomagic®, Polyworks®, etc), le plug-in PointCloud Skinner pour Blender® a été retenu en première attention. Cependant, en parallèle, le logiciel 3D-Reshaper® (Technodigit, Genay, France) a aussi été utilisé pour cette étape, grâce à l'obtention d'une licence éducation gratuite octroyée par la société Technodigit. Les résultats obtenus avec ce logiciel sont présentés *en italique* à la fin du paragraphe.

La *Figure III-12* montre les paramètres du plug-in PointCloud Skinner. « Dist for Skin » (ou Dist for Search) est le rayon d'une sphère dans laquelle PointCloud Skinner cherche les sommets, avec lesquels, ensuite, il construit des surfaces. Le paramètre « Ratio for axis » est le rapport de « Dist for Axis » sur « Dist for Skin ». « Dist for axis » est le rayon de la sphère dans laquelle PointCloud Skinner cherche des sommets pour calculer la normale moyenne. Le paramètre "Ratio for Grid" est le rapport de « GridSize » sur « Dist for skin ». « GridSize » est la taille des cellules de la grille utilisée pour contenir tous les sommets.

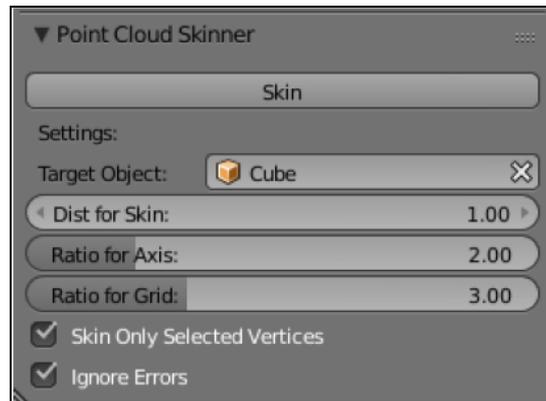


Figure III-12 : Capture d'écran des paramètres du plug-in PointCloud Skinner sous Blender®.

Le principe de fonctionnement de PointCloud Skinner est le suivant (Figure III-13) (Ref : http://hanspg.web.fc2.com/Pages/csv_scripts/algo_t15.html#briefly):

Pour chaque sommet pris successivement comme centre :

- Collecter les sommets dans une sphère autour de ce centre.
- Calculer la normale moyenne de ces sommets. Définir un système local de coordonnées en conséquence (neutralisation de l'axe z, après qu'il ait été confondu avec la normale) (Figure III-13a), pour mesurer les angles.
- Rechercher les sommets « frontières de surfaces existantes » (i.e. Face-End vertices). (Eventuellement les rajouter, lorsqu'ils sont au-delà de Dist for Skin).
- Classer l'ensemble courant des sommets selon l'angle fait avec l'axe X (Figure III-13b).
- Isoler les sommets qui n'appartiennent pas déjà à des surfaces et former des groupes (Figure III-13c).
- **Pour chaque groupe** : //construire des surfaces sur un plan orthogonal à la normale// :
 - . collecter toutes les arêtes « frontières de surfaces existantes » ;
 - . à l'intérieur de la zone ainsi délimitée, vérifier que tous les angles entre 2 sommets consécutifs sont assez grands. Sinon supprimer un des sommets. Eventuellement, supprimer les sommets cachés par une arête « frontières de surfaces existantes » (Figure III-13d) ;
 - . à l'intérieur de la zone ainsi délimitée, vérifier que tous les angles entre 2 sommets consécutifs sont assez petits. Sinon supprimer un des sommets (Figure III-13e).
 - . avec les sommets restants, bâtir des surfaces (triangles) en tournant autour du centre (Figure III-13f) ;

Fin Pour.

- Regrouper toutes les surfaces faites dans les groupes (Figure III-13g) ;
- Réorganiser éventuellement des triangles adjacents (Figure III-13h) ;
- Rajouter les surfaces formées dans le fichier des surfaces.

Fin Pour.

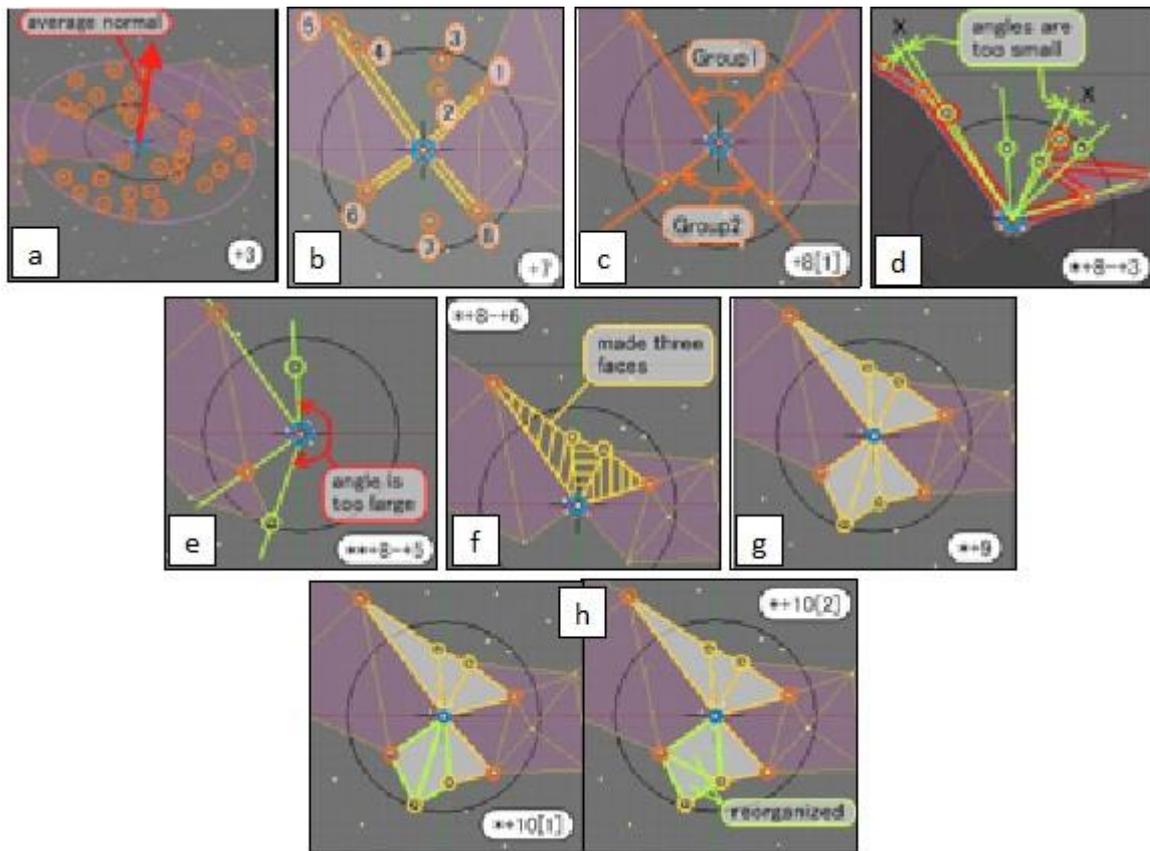


Figure III-13 : Représentation des différentes étapes avec PointCloud Skinner sous Blender® pour obtenir un modèle grossier de glène 3D à partir d'un nuage de points (Ref : http://hanspg.web.fc2.com/Pages/csv_scripts/algo_t15.html#briefly).

La Figure III-14 illustre les résultats de la modélisation d'une glène à partir d'un nuage de points, réalisée avec PointCloud Skinner, sous Blender®.

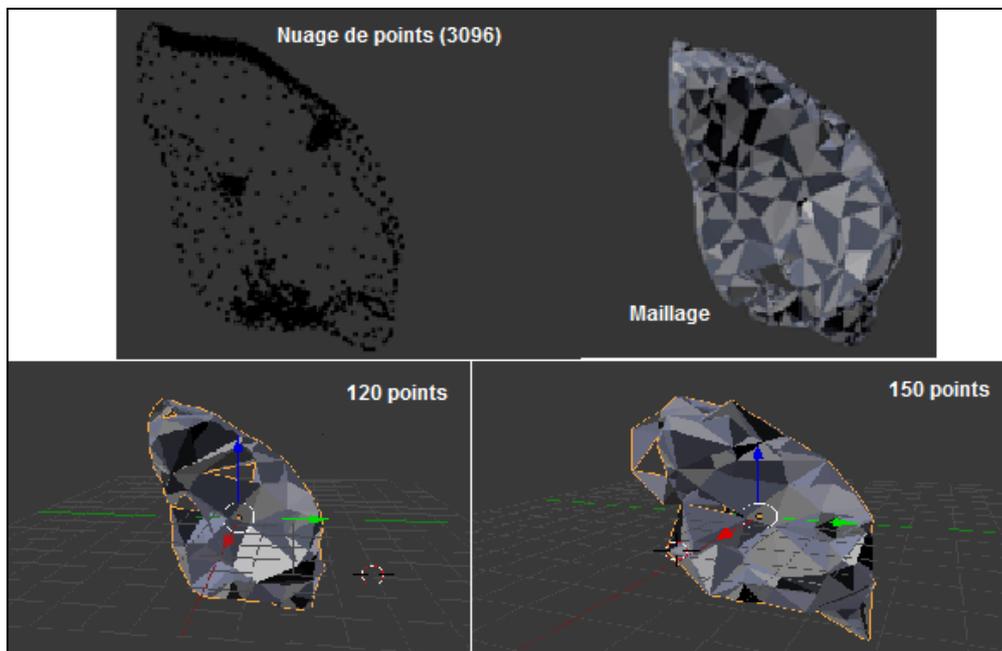


Figure III-14: Résultat obtenu avec PointCloud Skinner (le nombre de points a été réduit pour améliorer le temps de calcul).

Résultat avec 3D-Reshaper® : Le fichier « nuagePointsGlène.obj », de 118 points (cf. paragraphe III-3-2-2-1) a été importé dans 3D-Reshaper®. Il a été appliqué la fonctionnalité « maillage 3D », sous rubrique « Maillage », sur le nuage réduit de points. Il suffit de créer juste un maillage clos ("Essayer de créer un maillage clos"). Ceci est notre glène grossière « B » simulée (on obtient le fichier « petiteglènegrossière.obj » de la glène B). La Figure III-15 illustre le résultat de la modélisation à partir du nuage de 118 points, effectuée avec 3D-Reshaper®.

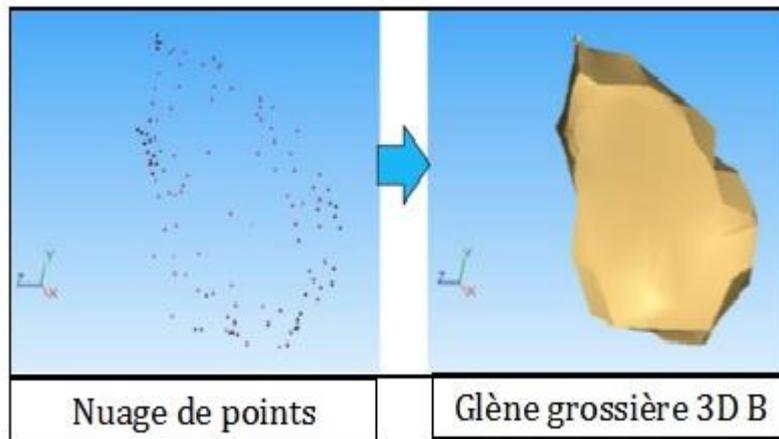


Figure III-15: Résultat obtenu avec 3D-reshaper.

Le logiciel 3D-Reshaper® semble bien fonctionner quel que soit le nombre de points. Son utilisation nécessite cependant l'acquisition d'une licence. Une campagne de tests plus approfondis, suivant un plan d'expérience rigoureux selon les paramètres évoqués ci-dessus, reste cependant nécessaire avant de conclure définitivement sur le logiciel adéquat à employer.

III-3-2-2-4 Obtention d'un modèle raffiné de glène à partir du modèle grossier

Si le maillage de la glène « B » a été obtenu par le plug-in PointCloud Skinner de Blender®, et/ou qu'on le juge trop anguleux, on peut rajouter artificiellement des sommets sur B afin de donner une apparence plus lissée au rendu. Le modificateur « Subdivision surface », dans Blender®, permet de fournir un maillage plus complexe à partir d'un maillage simple avec peu de sommets. Ce maillage « modifié », après l'application de la fonction « Subdivision surface », contient plus de surfaces et donc plus de sommets, sans changer la structure de base. Il est évident que plus les points d'intérêt choisis sur la glène seront nombreux, plus nombreuses seront les équations significatives de régression linéaire multiple et moins il sera utile d'utiliser cette fonction. La glène B, désormais affinée, devient B'. On obtient alors le fichier « petiteglèneraffinée.obj » de la glène B'. (Figure III-16)

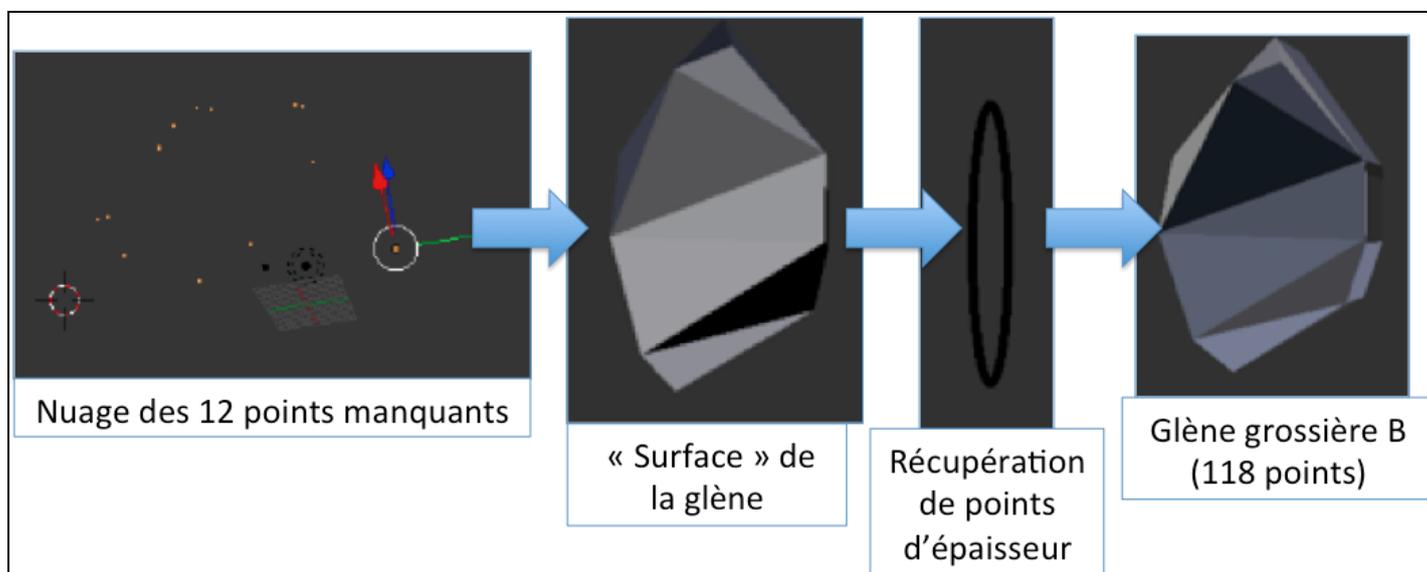


Figure III-16 : Procédure complète de reconstruction de glène, avec en particulier l'ajout artificiel de sommets à la glène B qui devient B', sous Blender®.

III-3-2-3 Morphing entre la glène grossière et la glène générique (Figure III-7 tâche 3)

On suppose ici que la base de données des glènes génériques a été préalablement construite et qu'elle existe (III-3-2-5). On suppose aussi que le chirurgien y a choisi la glène générique adéquate A (maillage, fichier .obj) (III-3-1).

On dispose aussi de notre glène B pathologique reconstituée (maillage, fichier « petiteglènegrossière.obj ») (III-3-2-2-3), ou de sa version raffinée B' (maillage, fichier « petiteglèneraffinée.obj ») (III-3-2-2-4). On rappelle que la disposition de B ou B' dépendra de la qualité du logiciel de reconstruction 3D employé in fine (à partir d'un nuage de points), et du nombre de points d'intérêt reconstitués le temps passant (cf paragraphe III-3-2-1). On espère même à terme, la qualité de B étant telle, que l'opération de morphing décrite ci-dessous, entre elle et une glène générique adéquate, devienne inutile.

Soit une glène générique A adéquate finement modélisée, mais à une échelle quelconque, et une glène pathologique reconstituée B (ou B') modélisée plus grossièrement (i.e. moins de points) mais à la bonne échelle. Il faut donc affiner la modélisation de B (ou B') en nous appuyant sur les informations contenues dans A.

Le morphing consiste à transformer une image initiale en une autre image finale, de façon naturelle et fluide. Cette technique sélectionne des points sur la première image source et des points correspondants sur la deuxième image cible. Le processus de transformation (algorithme d'interpolation) génère ensuite une succession de modèles intermédiaires.

Cette technique (*Figure III-17*) est donc appliquée ici, en définissant la glène générique A et la glène pathologique reconstituée B (ou B') comme respectivement l'image cible et l'image source. Il est ensuite choisi parmi les images intermédiaires le modèle de glène finale reconstituée le plus probable (*Figure III-7e*). Les différentes étapes sont décrites ci-dessous.

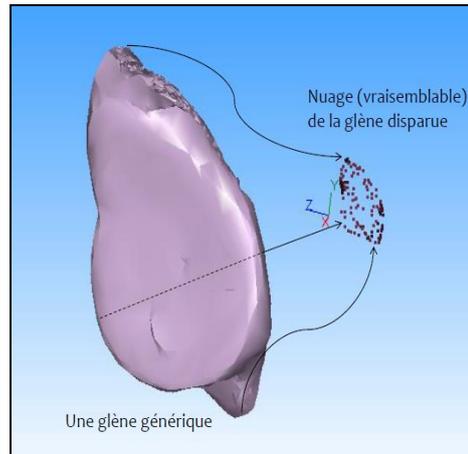


Figure III-17 : Le problème original est de faire « coller » la glène générique A, choisie par le chirurgien a priori, avec le nuage de points adjoint à la glène usée du patient. On cherche donc un maillage cohérent entre l'objet B (ou B') construit à partir du nuage de points et une glène générique A.

Mise à l'échelle de la glène générique A :

La glène B (ou B') est à la bonne échelle. Il faut mettre A à l'échelle de B (ou B'), autrement dit adapter la taille de la glène générique. Afin de fixer la bonne proportion, 4 proportions entre 4 distances significatives sur B (ou B') et les distances équivalentes sur A sont calculées. La moyenne harmonique H est retenue. (*Figure III-18*)

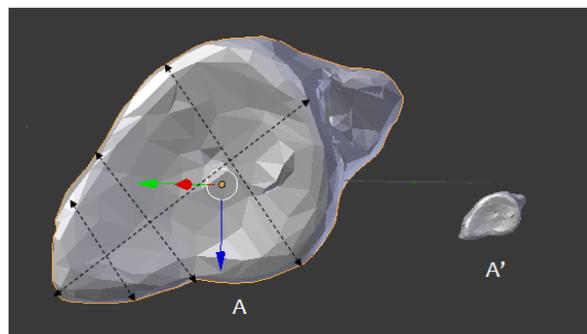


Figure III-18: Représentation d'une mise à l'échelle de la glène générique A, à partir de 4 distances choisies, selon le modèle de glène B.

Déformation de B (ou B') vers A' avec le modificateur « Shrinkwrap » de Blender®

Ce modificateur permet de compresser un objet 3D ou de " rapprocher " sa forme (i.e. ses surfaces) de celle d'un autre objet. Il déplace chaque sommet de l'objet à modifier vers une position sur la surface du maillage d'un autre objet cible spécifié. Parce que B (ou B') et A' ont déjà une structure topologiquement

similaire, nous avons choisi d'employer la méthode de déplacement « vers les sommets les plus proches ». La glène « malade reconstituée » B (ou B') est réduite vers la glène générique A', choisie par le chirurgien, préalablement mise à l'échelle. Il est donc appliqué le modificateur Shrinkwrap sur B (ou B') en choisissant A' comme cible.

Le taux de déformation : Shape Keys

Dans cette étape, en l'absence de précaution, la déformation de B (ou B') vers A' peut être complète et se faire à 100%. Il faut donc examiner toutes les étapes intermédiaires. La sensibilité « Shape Keys » (0.5) est donc réglée. Elle définit le degré de déformation souhaitée de l'objet source vers l'objet cible. Une étude quantitative des effets de ce choix reste à faire.

III-3-2-4 Résumé de l'ensemble du processus de reconstitution de la glène pathologique

L'ensemble du processus de la reconstitution de la glène est résumé *Figure III-19*. On suppose ici que la base de données des glènes génériques a été préalablement construite et qu'elle existe (cf III-3-2-5). On suppose aussi que le chirurgien y a choisi la glène générique adéquate A (cf III-3-1).

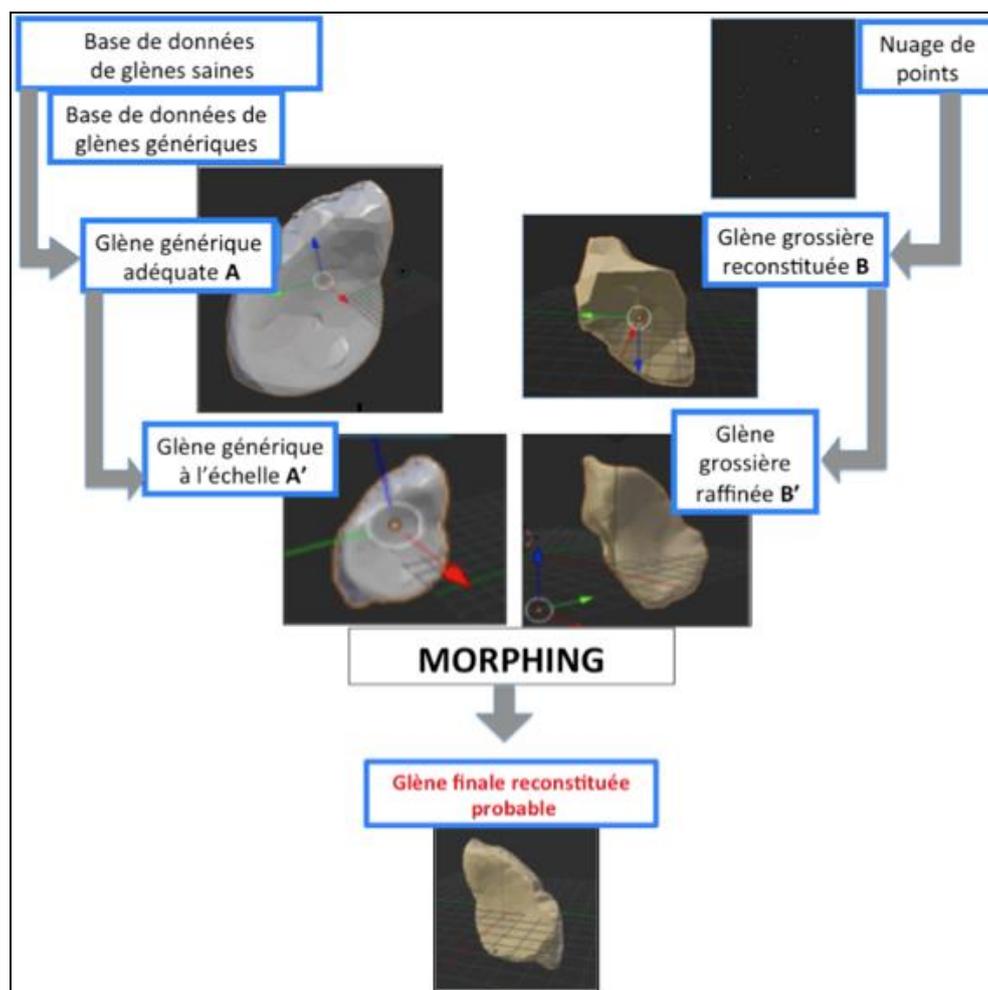


Figure III-19: Reconstitution de la glène pathologique.

III-3-2-5 Retour sur la construction de la base de données de glènes génériques (*Figure III-7D*)

Jusqu'ici, il a été supposé l'existence d'une glène générique avec laquelle la glène pathologique reconstituée à partir du nuage de points a été fusionnée. Il est désormais expliqué comment une telle glène générique peut être obtenue à partir d'une base de données de scapulae saines.

Il est évident que les tâches décrites dans ce paragraphe ne se font qu'une fois pour toutes, pour un jeu donné de glènes saines. Il faut s'assurer de la bonne configuration des fichiers des scapulae saines³.

Obtention des fichiers 3D des glènes saines

L'obtention des fichiers 3D des glènes saines à partir des fichiers 3D des scapulae saines se fait par une opération de « découpage » d'image (fonction *Bisecter* de Blender®) (*Figure III-20*). La même démarche doit être effectuée pour les 43 scapulae saines. (*Figure III-21*)

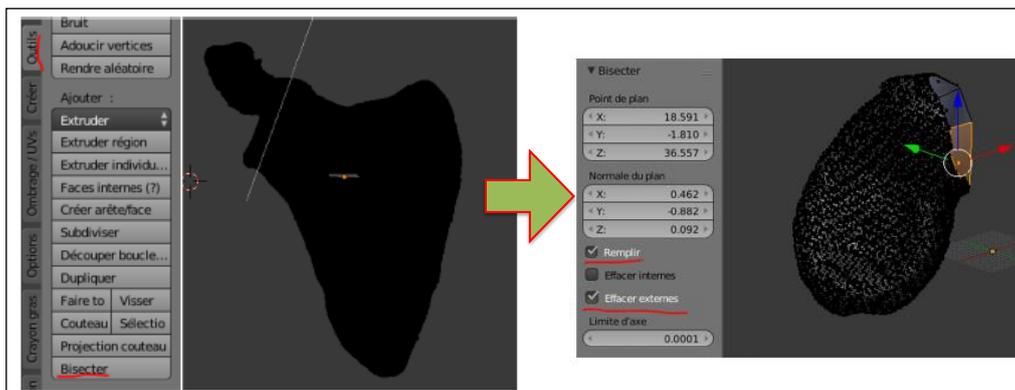


Figure III-20 : Opération de découpage d'image d'une scapula saine pour obtenir une glène saine.

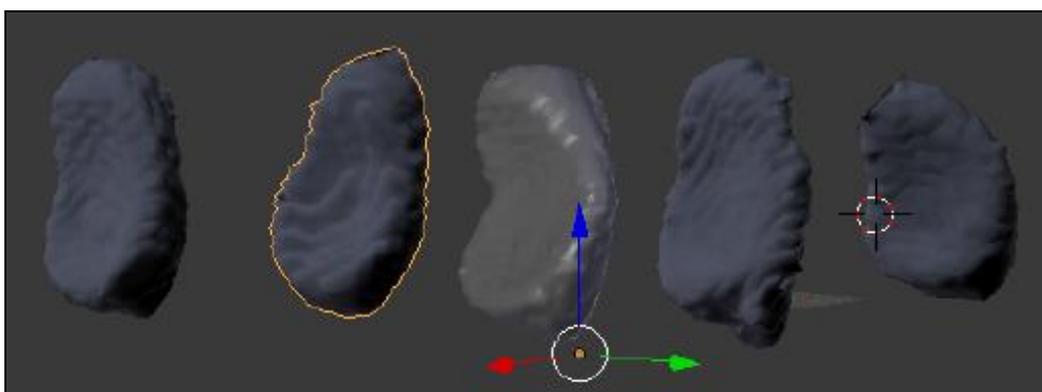


Figure III-21 : Résultats de découpage de 5 modèles de glène, importés dans le même fichier. Ces glènes correspondent aux 5 individus (de gauche à droite) qui ont servi à nos tests dans ce paragraphe III-3-2-5.

³ Il faut prendre soin d'uniformiser l'origine et l'orientation dans tous les fichiers. Il faut veiller qu'elles soient toutes à la bonne échelle.

Classification hiérarchique sur les scapulae saines

En analyse des données, l'Analyse Ascendante Hiérarchique (AAH) est une méthode de classification, de type « bottom up », qui cherche à construire une hiérarchie de classification.

L'idée est de créer une matrice de « distances » entre toutes les scapulae saines de la base de données, puis d'en regrouper deux, itérativement, de façon que la « distance » entre les deux scapulae regroupées soit toujours la « distance » minimale entre toutes les paires possibles. Les variables décrivant les individus (les scapulae) sont les mêmes que celles définies au paragraphe III-2-4.

L'AAH fournit, en résultat, un arbre appelé dendrogramme, qui illustre le degré de proximité des individus analysés. En décidant de « couper » l'arbre à une certaine hauteur, on définit une partition en un certain nombre de classes d'individus. On décide, par là même, des familles ou groupes d'individus désirés.

L'AAH utilise deux métriques : l'une est le calcul de la « distance » (une mesure de la dissimilarité) entre deux individus (distance euclidienne, distance euclidienne au carré, distance de Manhattan), l'autre régit la stratégie d'agrégation des individus deux à deux (saut minimum, saut maximum, méthode de Ward). Une partition sera d'autant meilleure que les individus d'une même classe seront proches alors que les individus de deux classes différentes seront plus éloignés.

Parmi toutes les combinaisons étudiées (logiciel R®) (Degen, Moreau *et al.* (2016)), une partition plausible et rationnelle est celle fournie par la combinaison « distance euclidienne associée à la méthode du saut maximum ». La classification proposée respecte quasiment le sexe des individus, et la latéralité avec une proportion significative, dans le sexe masculin. (*Figure III-22*)

Néanmoins, pour les essais de ce travail, il a été examiné les formes fortes et les formes faibles, sur quatre dendrogrammes (euclidienne + Ward, euclidienne + saut maximum, Manhattan + Ward, Manhattan + saut maximum), afin de juger de la pertinence de l'approche. Dans une famille donnée, on ne s'intéressait qu'aux scapulae saines de même latéralité. Il a été admis, pour illustrer, que les glènes à « résumer », dans une quatrième famille, ont été (((32-35)-29)-31)-25), selon une lecture adéquate du dendrogramme.

Fusion des glènes deux à deux, par itération successive

Dans chaque famille retenue précédemment, chaque paire de glène est fusionnée progressivement en une seule glène, en appliquant itérativement la méthode de déformation de maillage décrite précédemment (III-3-2-3)⁴. A chaque itération, une nouvelle glène virtuelle est obtenue et est rajoutée dans *Base de Données temporaire_des_glènes_à_regrouper*, les 2 glènes originelles ayant été supprimées.

Dans l'exemple proposé, la glène 32 et la glène 35 sont fusionnées, en obtenant une nouvelle glène *a1*. La glène *a1* est ensuite traitée avec la glène 29 pour obtenir la glène *a2*. Cette glène *a2* est fusionnée avec la

⁴ La seule différence est que l'on peut déformer de la glène *a* vers la glène *b*, ou dans l'autre sens.

glène 31 pour obtenir la glène $a3$, qui elle-même est traitée à la fin avec la glène 25 pour donner la glène finale A de ce groupe. Il s'agit d'un processus de fusion pas à pas. (Figure III-23)

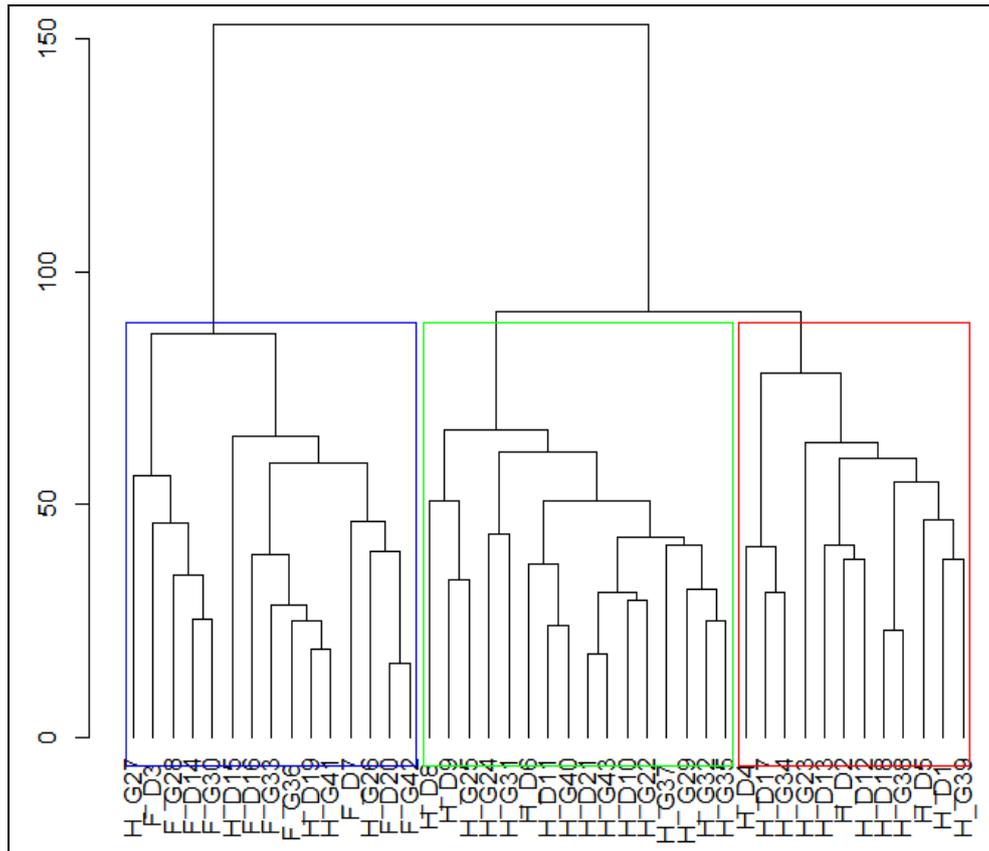


Figure III-22: Dendrogramme de l'AAH (distance euclidienne + saut maximum).

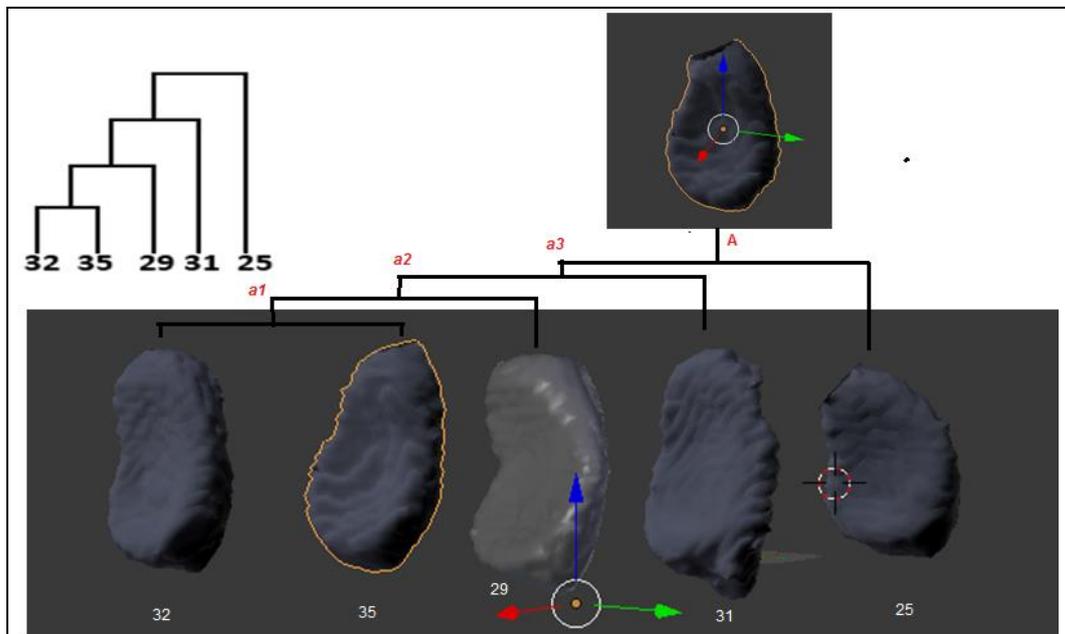


Figure III-23: Processus de création d'une glène générique, par itération successive.

III-3-3 Discussion - Conclusion

Il a été montré une faisabilité complète de la démarche préconisée pour la reconstitution virtuelle probable en 3D d'une glène pathologique usée (constitution d'une banque d'équations linéaires multiples, détermination géographique des points d'intérêt disparus de la glène, reconstruction 3D plus ou moins affinée de la glène à partir d'un nuage d'une centaine ou de plusieurs centaines de ces points).

Le dessin 3D final de la glène reconstituée s'appuie enfin sur une opération d'appariement-fusion (morphing) avec le dessin 3D d'une glène générique adéquate. Il a été proposé une approche afin de disposer d'une base de données de ces glènes génériques.

Les fonctions principales nécessaires à ce travail ont été identifiées et testées dans un certain nombre de logiciels libres. Il est donc possible maintenant d'envisager le développement d'un logiciel complet en s'appuyant sur l'idée d'inter programmation (navigation inter logiciels), après avoir, néanmoins, regrouper/simplifier certaines étapes «lourdes», dans le logiciel Blender par exemple, avec des scripts adéquats.

Certes l'étude de chacune des fonctions évoquées ci-dessus mériterait par elle-même d'être poursuivie et approfondie. Comme par exemple : étude des performances du logiciel Meshlab® en matière de modélisation 3D à partir d'un nuage de points (et étude des algorithmes sous-jacents), détermination d'un bien plus grand nombre de points d'intérêt de la glène (et campagne de prises de mesure qui va avec), étude plus poussée des algorithmes d'appariement-fusion (*morphing*), réflexion sur la formation d'une glène générique versus la métrique des distances visibles sur le dendrogramme, multiplication de plans d'expérience divers pour évaluer les influences croisées de différents paramètres des algorithmes employés...

D'un point de vue pratique, cette démarche de reconstitution d'une glène pathologique pourrait être le point de départ d'une autre approche encore plus concrète pour le chirurgien. Ce dernier pourrait faire appel, en complément voire en remplacement de la bibliothèque de glènes génériques, à un catalogue de différents modèles d'implants glénoïdiens disponibles (différentes dimensions, dessin augmenté ou non...). Celui-ci serait alors choisi au mieux selon la glène pathologique à corriger. Le choix du composant prothétique le plus adapté se ferait directement après la recherche du produit dans le catalogue et son essai.

III-4 Projection 3D de la scapula pathologique et/ou de sa glène reconstituée virtuellement sur des lunettes connectées

III-4-1 Introduction

Dans ce dernier chapitre, l'assistance opératoire via l'utilisation de la réalité augmentée par le port de lunettes connectées est explorée. La préparation de l'information souhaitée par le chirurgien durant l'intervention a été présentée précédemment. La modélisation mathématique de la reconstitution de la glène, dite normale, a été la première préoccupation de cette troisième partie de thèse (cf. chapitre III-2). Il a ensuite été proposé une procédure de reconstitution géométrique de la glène, évolutive, à partir du nuage de points obtenu grâce aux équations générées lors de la modélisation (cf. chapitre III-3). Des fichiers 3D de la scapula pathologique, issu d'un scanner préopératoire d'un patient donné, et de la glène reconstituée virtuellement sont désormais disponibles pour cette partie de l'étude. (*Figure III-24*)

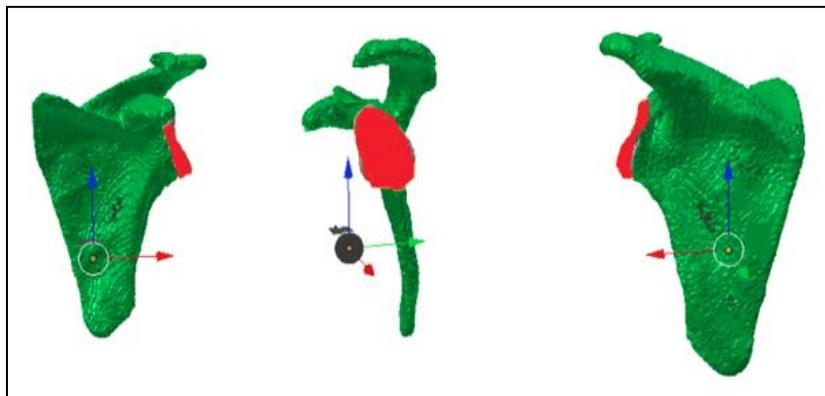


Figure III-24 : Reconstitution 3D de la scapula pathologique d'un patient donné, colorée en vert. La glène détruite ou disparue, reconstituée en probabilité, est représentée en rouge.

A partir de l'ensemble de ces informations, le projet d'assistance opératoire par réalité augmentée a ainsi été élaboré. Avant d'en décrire le principe, la définition de la réalité augmentée et la terminologie spécifique associée, sont rappelées. L'objectif du projet est ensuite exposé. Les outils employés sont décrits. Plus que des résultats concrets d'application de la réalité augmentée, la méthodologie, évolutive quant à sa compréhension et sa possible utilisation pour la problématique épaule de cette thèse, est rapportée. Ce travail s'inscrit en effet à ce jour essentiellement dans une démarche de faisabilité d'application de la réalité augmentée au domaine chirurgical.

III-4-2 La Réalité Augmentée

III-4-2-1 Définition

La réalité augmentée, en matière de perception visuelle, désigne les systèmes informatiques qui rendent possibles la superposition d'un modèle virtuel 2D ou 3D (modélisé par ordinateur), à la perception que nous avons naturellement de la réalité et ceci en temps réel. Elle désigne les différentes méthodes qui permettent d'incruster de façon réaliste des objets virtuels dans une séquence d'images.

III-4-2-2 Terminologie

Les termes suivants seront utilisés tout au long de ce paragraphe. Il est important de les définir correctement pour la compréhension du travail réalisé. Ainsi :

- le **réel** correspond à tout ce qui est existant ;
- la **scène** est l'ensemble des objets virtuels qui seront affichés en surimpression du réel, via et sur le support connecté d'application de la réalité augmentée, donc sur les verres des lunettes connectées utilisées dans ce travail ;
- la **cible** correspond à l'objet réel que l'on va reconnaître pour initier et appliquer la réalité augmentée ;
- le **masque** correspond à l'objet virtuel 3D de référence à la cible.

III-4-2-3 Application au projet épaule

Ce projet d'application de la réalité augmentée, dans le but d'une assistance opératoire pour la chirurgie de l'épaule, a fait l'objet de travaux menés dans le cadre de Projets de Recherche et Développement, notamment en dernière année du cursus d'ingénieur en Informatique de l'Ecole Polytechnique de l'Université de Tours (Facomprez *et al.* (2015)). Ce projet peut être décrit comme suit.

Une représentation 3D de la scapula pathologique, mais reconstituée, est transmise aux lunettes connectées portées par le chirurgien pendant l'intervention chirurgicale. La partie réelle de la scapula malade, encore existante et correspondant finalement à la totalité de la scapula disponible au moment de l'intervention, apparaît en couleur verte. La partie disparue, mais reconstituée, apparaît en couleur rouge. C'est **la scène**. Pour commencer, le chirurgien doit spécifier la position initiale de la cible. Il doit ainsi faire coïncider l'os réel exposé après l'abord chirurgical **-la cible-** avec une image 3D de la partie correspondante de la partie verte, préalablement bâtie, affichée sur ses lunettes, **le masque**. A partir de cet instant, il verra en surimpression sur l'épaule réelle, la partie verte et/ou rouge. Ceci aidera le chirurgien d'une part à deviner l'état normal initial passé de la glène, avant usure, grâce à la visualisation permanente, en surimpression, de la partie virtuelle rouge. Ceci l'aidera, d'une façon plus générale, à connaître la situation et l'orientation de l'entièreté de la scapula dans son environnement anatomique. Un autre intérêt est que l'image sur les lunettes se déforme de

façon adéquate, selon la position de la tête de l'opérateur, et par conséquent de son regard. La *Figure III-25* illustre le fonctionnement souhaité.

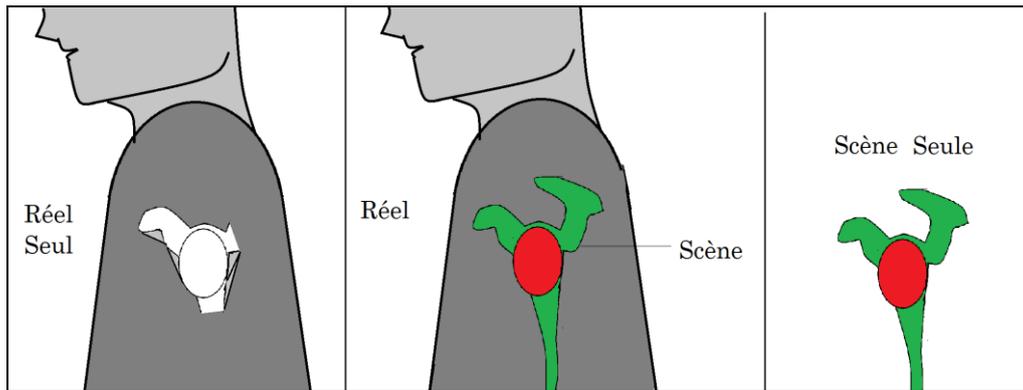


Figure III-25 : Illustration de l'application souhaitée de la réalité augmentée à la chirurgie de l'épaule.

III-4-3 Matériels

III-4-3-1 Lunettes connectées

Les lunettes connectées sont une technologie très récente. Le lancement du projet Google Glass® (Google, Mountain View, Californie, USA) date de 2011, la présentation publique des lunettes de mai 2012. Depuis cette annonce, d'autres entreprises se sont lancées dans la conception, la fabrication et la commercialisation de telles lunettes. Malheureusement, force est de constater que beaucoup de ces annonces, souvent différées d'ailleurs, furent pour le moins prématurées par manque de maturité des projets ou des produits eux-mêmes. De plus, l'annonce de la suspension du projet Google Glass® a atténué l'engouement initial. D'autre part, la jeunesse de cette technologie entraîne, de facto, l'existence d'une communauté d'informaticiens relativement restreinte, et donc une documentation peu accessible.

Le choix de matériel pour le projet de thèse s'est cependant porté, à l'été 2014, sur les lunettes Moverio BT-200 d'Epson® (Seiko Epson Corporation, Nagano, Suwa, Japon). (*Figure III-26*)



Figure III-26 : Les lunettes connectées Moverio BT-200 d'Epson®.

Ce modèle de lunettes embarque des projecteurs dans les branches permettant de projeter des images sur les verres à l'aide d'un jeu de miroirs. Elle est liée par un câble à un boîtier disposant du système complet sur lequel sont présents des boutons et un pavé tactile pour la navigation dans le système. Les principales caractéristiques de ces lunettes sont les suivantes :

- système d'exploitation Android® version 4.0.4 (Google, Mountain View, Californie, USA);
- présence de capteurs : gyroscope, accéléromètre, GPS, caméra ;
- connectivité Wi-Fi, Bluetooth 3.0 et Miracast possibles ;
- processeur à 2 cœurs à 1,2 GHz ;
- mémoire d'1 Go de RAM, et mémoire interne de 8 Go.

III-4-3-2 Logiciels

En 2013, plusieurs outils informatiques de développement existaient en matière de réalité augmentée, au travers d'applications embarquées sur un système d'exploitation Android®. Parmi ceux-ci, Epson® conseillait l'emploi de Metaio Creator® (Metaio, Munich, Allemagne) et de ses outils fournis. En effet, Metaio Creator® était un des très rares logiciels permettant de positionner un modèle 3D dans un environnement en 3D. Le langage *AREL* (*Augmented Reality Experience Language*), qui y est utilisé, permettait aussi de rajouter des fonctionnalités supplémentaires à l'application, telles l'ajout d'une lumière à la scène pour en améliorer le rendu 3D par exemple. Il était enfin disponible sous différentes versions d'essai gratuites.

Ce logiciel a donc été logiquement choisi, car le projet de cette thèse était encore une fois davantage une étude de faisabilité de la démarche complète (compréhension de chacun des composants nécessaires et suffisants, appréhension des paramètres) qu'un développement informatique ex nihilo de plus bas niveau, de tel ou tel algorithme en particulier. (*Figure III-27*)

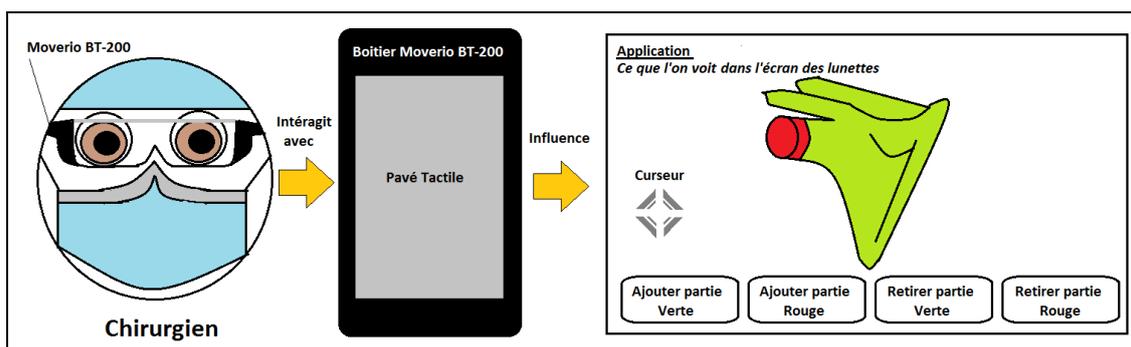


Figure III-27 : Illustration de l'application souhaitée de la réalité augmentée au modèle épaule, au travers du support choisi : les lunettes connectées Moverio BT-200 Epson.

III-4-4 Méthodologie de l'application de réalité augmentée

III-4-4-1 Généralités sur le fonctionnement d'une application de réalité augmentée

III-4-4-1-1 Etape 1 : Initialisation - Reconnaissance de formes

La première étape d'une application de réalité augmentée s'appelle l'initialisation. Il s'agit d'identifier la cible réelle, dans les images capturées par la caméra. On dispose déjà d'une image virtuelle 3D de cette cible (préalablement chargée dans l'application), au centre de l'écran des lunettes, en transparence, appelée le masque (en bleu). Il s'agit donc de faire coïncider parfaitement les deux. (*Figure III-28*)

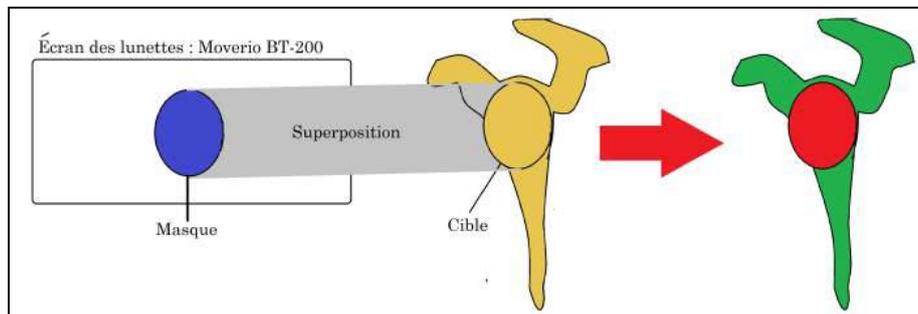


Figure III-28 : Initialisation : superposition du masque et de la cible, qui fait apparaître la scène.

Cette partie fait appel, notamment, à des algorithmes de reconnaissance d'environnement 3D (*Figure III-29*). Ces algorithmes se basent sur la correspondance d'un certain nombre d'arêtes du masque avec celles de la cible (paramètres fondamentaux à régler : cf paragraphe III-4-4-3). Lorsque cette synchronisation est faite, on va pouvoir passer à l'étape de suivi de cet objet et afficher le modèle 3D virtuel de la scapula (la scène, partie verte et/ou rouge), en superposition à la scapula réelle invisible du patient.

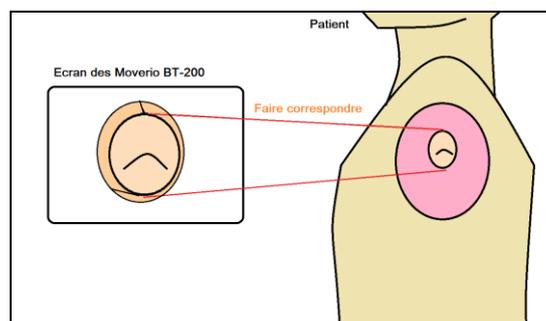


Figure III-29 : Reconnaissance 3D.

III-4-4-1-2 Etape 2 : Suivi de l'objet ou tracking

La caméra des lunettes (i.e. la tête et le regard du chirurgien) n'étant pas fixe, au même titre que l'environnement, il faut disposer d'outils logiciels permettant de suivre les déplacements de la cible. Il s'agit du tracking. Ces outils logiciels s'appuient sur la caméra, le gyroscope ou l'accéléromètre des lunettes. Dans le

logiciel Metaio Creator®, le suivi peut se faire par différentes techniques. Deux d'entre elles, en particulier, ont été étudiées :

- le suivi en temps réel par l'algorithme NFT (Natural Feature Tracking) : l'application analyse chaque image de la cible capturée par la caméra en temps réel (Masson *et al.* (2005)) (Figure III-30). Il s'agit de la technique utilisée par la majorité des outils de développement dans le domaine de la réalité augmentée.

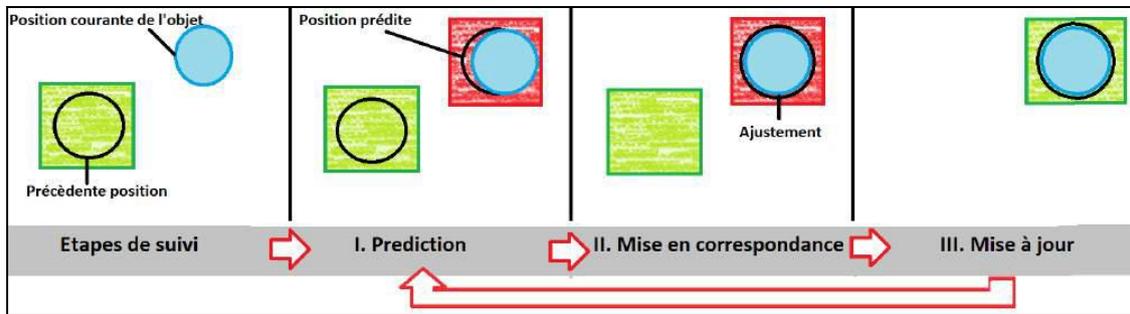


Figure III-30 : Principes de fonctionnement du suivi en temps réel d'objet (tirée de la Thèse de Lucie Masson).

Etapes de suivi : d'une image à l'autre, la cible a bougé (objet bleu). La position précédente est contenue dans l'espace vert. L'objet, quant à lui, s'est déplacé (plus haut et à droite).

Prédiction : d'après les capteurs et les mouvements de la caméra ou de l'objet, on peut prédire une nouvelle position de cet objet dans la zone rouge. Cependant, la prédiction n'est pas parfaite car on a un décalage entre l'objet (bleu) et la position prédite de celui-ci (cercle noir).

Mise en correspondance : ce décalage va être corrigé afin d'avoir une bonne superposition entre l'objet réel et la position prédite. La mise à jour permet d'initialiser la nouvelle position de l'objet recherché.

- une méthode de suivi de type SLAM (Simultaneous Localization And Mapping ou Cartographie et Localisation Simultanées): une fois l'initialisation faite, l'application capture des points de référence des objets environnants. Elle dessine alors une carte de l'environnement filmé par la caméra (plusieurs objets) afin de mieux reconnaître l'objet recherché et de le retrouver plus facilement. Elle utilise l'algorithme NFT, notamment. La scène projetée, suite à l'initialisation, y est beaucoup plus stable que dans le cas de NFT seule. La Figure III-31 illustre un environnement possible.

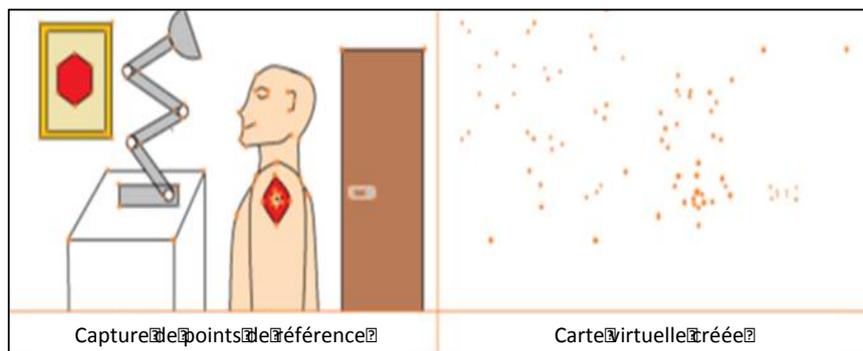


Figure III-31 : La méthode SLAM analyse l'environnement réel et capture des points de référence de la cible et de son environnement de l'image de gauche. Ces points de référence permettent de dessiner la carte virtuelle de droite. Ces points sont positionnés dans un espace en 3 dimensions. Ils peuvent être limités par un nombre maximal.

L'outil de Metaio Creator® s'appelle Creator/Object Tracking/3D CAD Model. La méthode de suivi utilisée est une méthode SLAM. Elle comporte des algorithmes spécifiques au comportement de l'objet à suivre. La *Figure III-34* est un arbre de choix de ces différents algorithmes.

En pratique, les algorithmes recommandés pour le suivi sont :

- le **Edge Tracking** : il analyse chaque image en temps réel, quantifie le mouvement d'un objet d'une image à l'autre pendant la prise de vidéo, en se basant uniquement sur les arêtes de celui-ci (*Figure III-32*) ;



Figure III-32 : Arêtes de la cible dans la méthode Edge Tracking. (Massimiliano Fantini)

- le **Feature Tracking** : il est utilisé pour le suivi en temps réel dans la méthode SLAM (*Figure III 29*). Les points de l'environnement sont suivis et leurs mouvements quantifiés (*Figure III-33*) ;

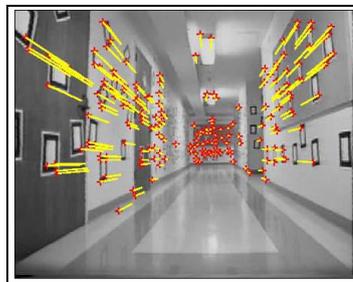


Figure III-33 : Mouvement de points dans la méthode Feature Tracking. (J-Y Bouguet)

- l'**Hybrid Tracking** : il combine les caractéristiques des 2 techniques précédentes.

Dans ces trois techniques décrites, l'initialisation est équivalente et réside dans la superposition d'arêtes entre le masque et la cible. Seuls les algorithmes de suivi d'objet diffèrent.

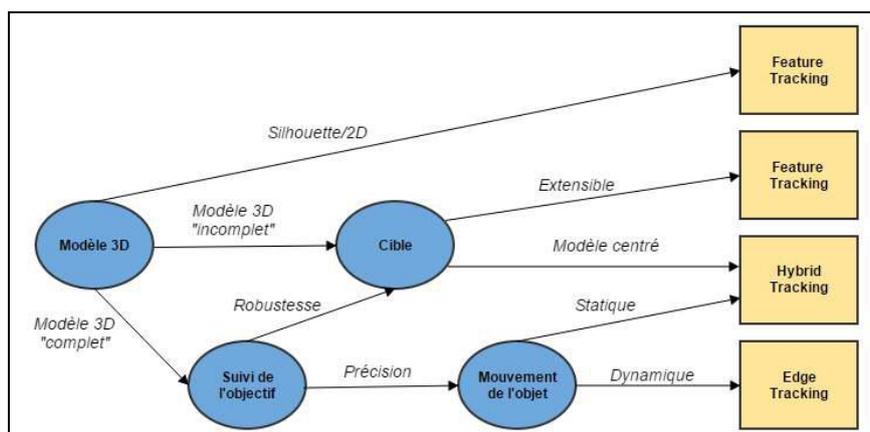


Figure III-34 : Arbre de décision pour le choix d'une technique de suivi en fonction du masque (d'après Metaio).

Le Modèle 3D correspond à l'objet modélisé par ordinateur, le masque, de la même forme que l'objet recherché, la cible. Il peut se présenter sous différentes formes :

- « Silhouette/2D » correspond à une situation où l'objet 3D présente une faible épaisseur. On définit essentiellement son contour.
- « Modèle 3D incomplet » signifie que l'on ne dispose que d'une forme incomplète de l'objet à reconnaître. Dans le projet épaule, le masque, copie conforme de la glène qui est à reconnaître en temps réel, la cible, est une image 3D uniquement de la partie visible de la glène durant l'intervention chirurgicale. Se pose la question de l'extension, de l'agrandissement, de la déformation de la cible à l'écran, ou du centrage du masque et de la cible à l'écran (pas de déformation, donc chirurgien quasi-immobile).
- « Modèle 3D complet » signifie que l'on dispose d'une image complète de l'objet à reconnaître. Le suivi doit ensuite privilégier la robustesse ou la précision dans la correspondance des arêtes entre la cible et le masque. Enfin, se pose la question du caractère statique ou dynamique de la cible dans son environnement.

III-4-4-1-3 Etape 3 : Affichage de l'image

A chaque étape de détection de la cible, succède une étape d'affichage de la scène.

III-4-4-1-4 Résumé du fonctionnement

La Figure III-35 résume le fonctionnement de notre application de réalité augmentée (Facomprez *et al.* (2015)).

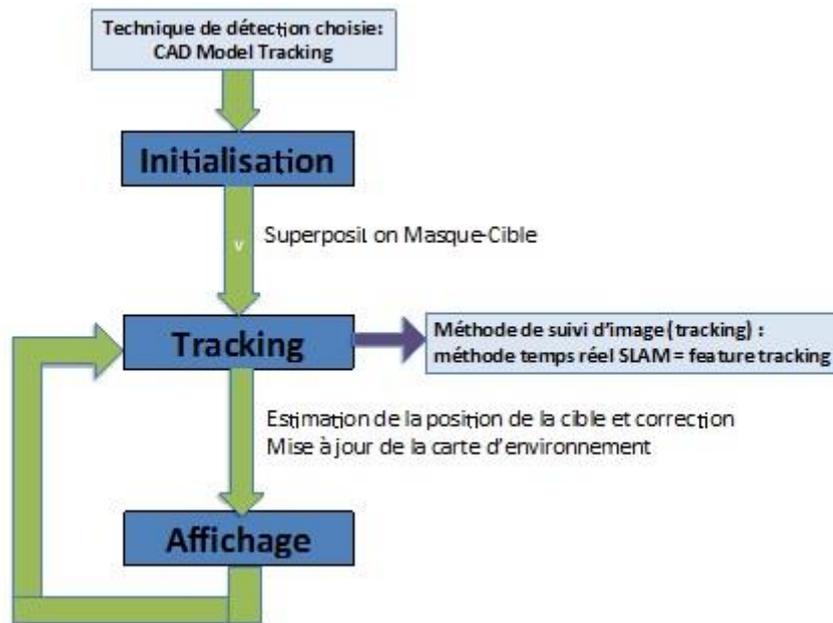


Figure III-35 : Fonctionnement de notre application de réalité augmentée.

III-4-4-2 Aspects techniques expérimentaux de la mise en œuvre d'une application de réalité augmentée

Afin d'appliquer concrètement au projet épaule les principes de fonctionnement d'une application de réalité augmentée décrits précédemment, quelques étapes expérimentales préalables ont été nécessaires.

La première étape a été de préparer un environnement de tests, grâce au logiciel Blender®, avec notamment la réalisation d'un masque en fonction d'une cible définie, en l'occurrence la glène de la scapula. Il

a ainsi été utilisé une reconstruction 3D d'une scapula saine, qui a été coloriée en vert. Afin de simuler une usure arthrosique, il a été réalisé de façon aléatoire le retrait d'un fragment de glène. Cette partie soutirée a été coloriée en rouge, pour être considérée comme la partie manquante. La scapula, représentant la partie existante du patient, coloriée en vert, a été à nouveau découpée du reste de sa glène, pour confectionner le masque, colorié en bleu. (Figure III-36)

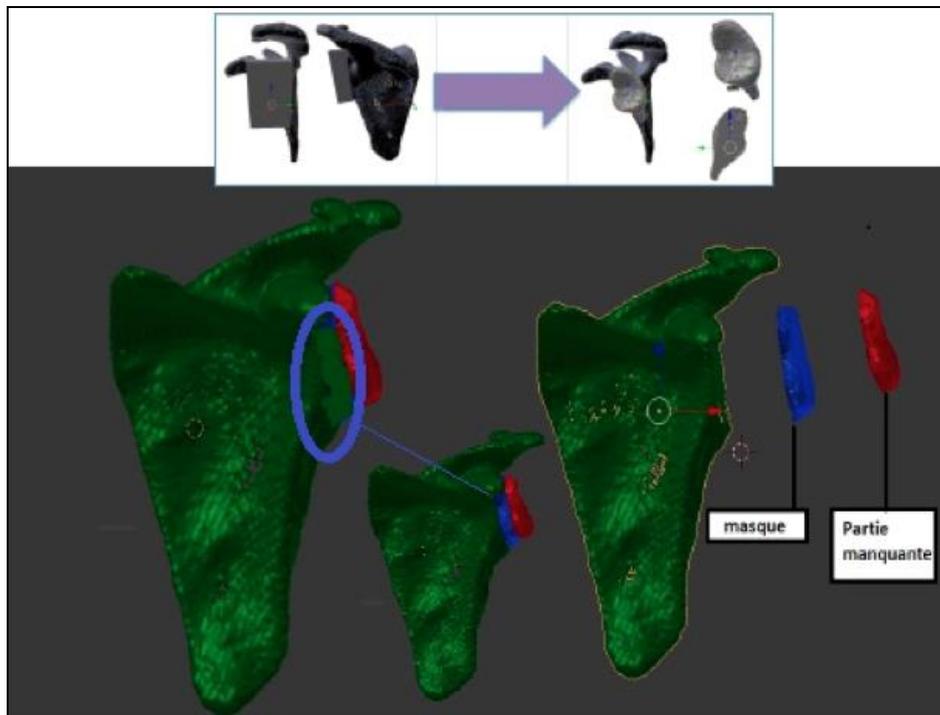


Figure III-36 : Représentation du découpage et de la colorisation d'une scapula saine et de sa glène, pour préparation de l'environnement de tests (Blender®).

Le masque bleu obtenu a ensuite permis de fabriquer une cible matérielle réelle (partie de la scapula visible par le chirurgien durant l'intervention), utilisée pour les tests. Le principe de fabrication de cette cible a reposé sur une impression 3D du masque grâce à une imprimante dédiée (Figure III-37).

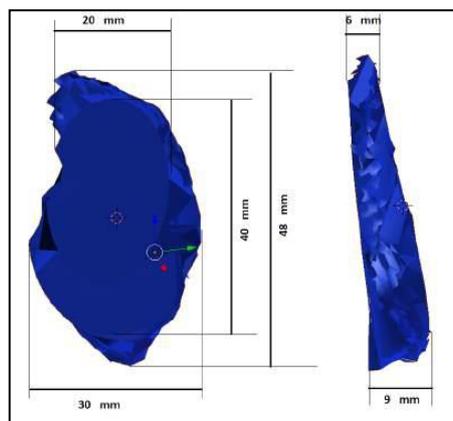


Figure III-37 : Prototype de cible réalisé par impression 3D d'un modèle de masque préalablement obtenu via Blender®.

La deuxième étape importante, après que l'environnement de test avec le modèle de cible 3D et son masque correspondant ait été créé, a été l'évaluation comparative qualitative des différents algorithmes de suivi décrits précédemment : Edge, Feature et Hybrid Tracking. Le but était effectivement de savoir lequel était le plus adaptée pour l'application Epaule proposée dans cette thèse.

Pour cela, la cible de la glène 3D imprimée était immobile dans son environnement. Le masque ainsi que les paramètres d'initialisation étaient les mêmes pour les 3 méthodes évaluées. Ainsi, lorsque l'initialisation était faite, il était réalisé une rotation autour de la cible dans le but de la suivre avec le masque. Trois niveaux de reconnaissance ont été testés selon le pourcentage d'arêtes du masque utilisées : faible, moyen, fort. L'évaluation a porté sur 3 critères : la reconnaissance, le suivi de la cible et la déformation de l'objet. Au final, s'il a été difficile de juger de manière précise et quantitative les résultats, la méthode Feature Tracking s'est montrée comme la plus robuste lors des déplacements de l'angle de vision au cours du suivi de la cible. (Figure III-38)

Simplification du masque →	Faible			Moyen			Fort		
	R	T	D	R	T	D	R	T	D
Feature									
Excellent	+	=	+	+	=	+	+	=	+
Good	+	=	+	+	=	+	+	=	+
Average	+	-	=	+	-	=	+	-	=
Weak	+	-	-	+	-	-	+	-	-
Very Poor	+	-	-	+	-	-	+	-	-
Edge									
Excellent	+	-	=	+	-	=	+	-	=
Good	+	-	=	+	-	=	+	-	=
Average	+	-	=	+	-	=	+	-	=
Weak	+	-	-	+	-	-	+	-	-
Very Poor	+	-	-	+	-	-	+	-	-
Both									
Excellent	+	-	=	+	-	=	+	-	=
Good	+	-	=	+	-	=	+	-	=
Average	+	-	=	+	-	=	+	-	=
Weak	+	-	-	+	-	-	+	-	-
Very Poor	+	-	-	+	-	-	+	-	-

↑
Estimation performance

Figure III-38 : Résultats de l'évaluation comparative qualitative des 3 méthodes de suivi : Feature, Edge et Hybrid tracking, selon le nombre d'arêtes du masque disponible (faible, moyen, fort), et selon le ratio de tolérance, pour les critères de reconnaissance (R), de suivi-tracking (T) et de déformation de l'objet (D) (+/bon ; /=moyen ; -/faible) (cf III-4-4-3 pour la définition des paramètres).

En parallèle à l'objectif premier d'évaluation des algorithmes de suivi, cette expérimentation a permis d'appréhender également des notions importantes pour l'application de la réalité augmentée, quant à la qualité du masque utilisé et à l'importance de la lumière dans la scène de l'application. Ainsi, l'exportation du fichier masque créé via Blender® et son utilisation avec un autre logiciel pour les lunettes connectées peut en altérer la qualité. Une réparation du masque peut alors être nécessaire pour son utilisation comme modèle 3D avec le support connecté choisi. L'absence de lumière dans la scène de l'application peut aussi être problématique,

rendant sa visualisation difficile. L'affichage du maillage des objets de la scène peut alors en améliorer le repérage (Figure III-39). Ce problème spécifique de la lumière est abordé spécifiquement dans le paragraphe 3-4-5.

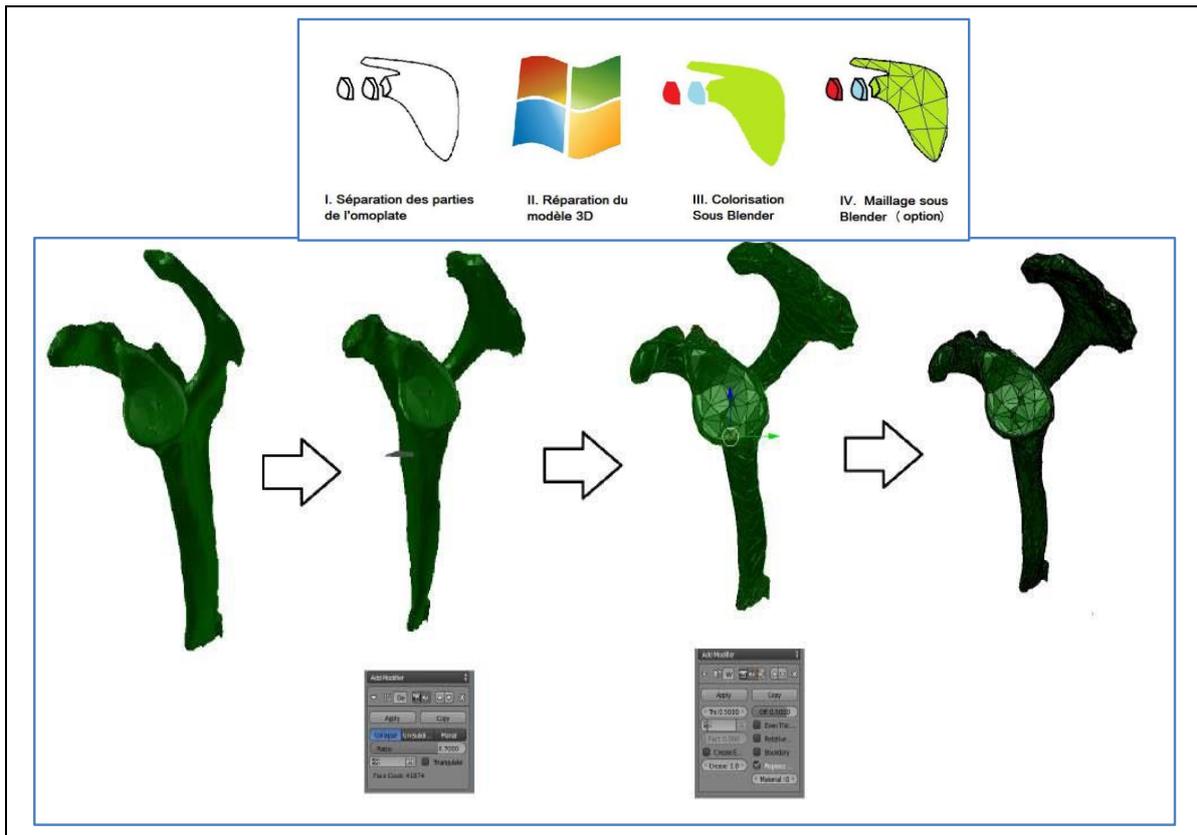


Figure III-39 : Exemple du traitement avec le logiciel Blender® (fonction Decimate) d'un objet de la scène : la scapula, pour en faire apparaître le maillage. Son affichage et son repérage sont alors améliorés.

A l'issue de ces premières expérimentations, la création des supports d'imagerie et matériel pour l'application de la réalité augmentée pour le projet épaule a été appréhendée. La méthode, pour l'étape déterminante de la reconnaissance nécessaire au suivi, a aussi été choisie. L'étude détaillée du Feature Tracking, avec l'évaluation des différents paramètres pour son fonctionnement, fait l'objet du paragraphe suivant.

III-4-4-3 Les paramètres de la fonction de Feature Tracking

Lors de l'étape d'initialisation (après la phase de calibration de la caméra), les algorithmes se basent sur la correspondance d'un certain nombre d'arêtes du masque avec celles de la cible. Il y a ici des paramètres fondamentaux à régler, dont dépend l'efficacité de l'application. Il s'agit de trouver le bon compromis entre qualité de la reconnaissance versus performance de l'application. Ces paramètres ont tous été testés pour l'application Epaule de cette thèse.

Le premier paramètre à considérer, après l'importation du modèle du masque, est son orientation dans le même sens que celui de la cible vue par le chirurgien pendant l'intervention.

Le second paramètre à régler consiste à la réduction de la qualité du masque (modèle 3D), afin d'obtenir moins d'arêtes à reconnaître ultérieurement (*Figure III-40*). En effet, plus le masque est précis et complet, plus la reconnaissance sera longue car minutieuse.

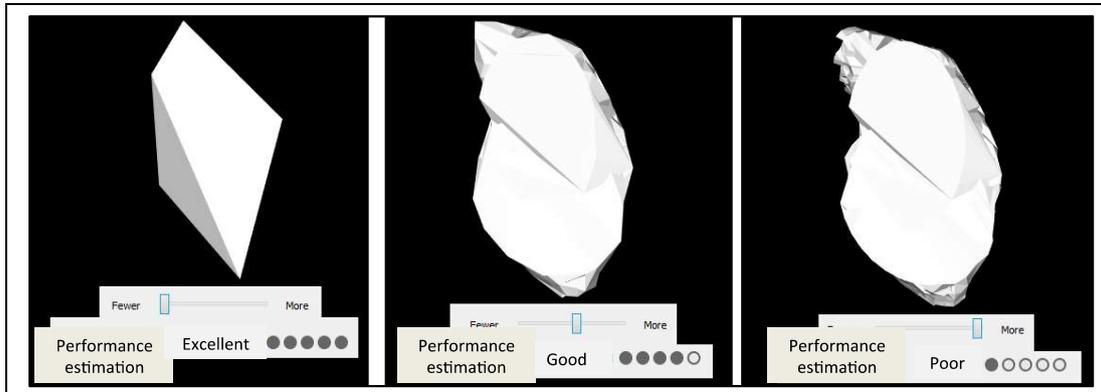


Figure III-40 : Simplification du masque et influence sur le résultat de la performance de reconnaissance (à gauche, version simplifiée du modèle 3D ; à droite, version plus détaillée).

Le paramètre suivant est la détermination du ratio de tolérance. Il correspond au ratio entre le nombre d'arêtes de la cible et le nombre d'arêtes du masque qui doivent « matcher ». Les valeurs possibles varient de 0.0 à 1.0. Toute valeur inférieure à 1.0 permet de réduire le temps de calcul de l'initialisation en sacrifiant de la précision, ce qui rend l'application plus fluide et plus robuste (*Figure III-41*). Plus le ratio est fort, plus il sera difficile de réaliser la superposition entre le masque et la cible, et plus l'initialisation sera longue et difficile à réaliser.

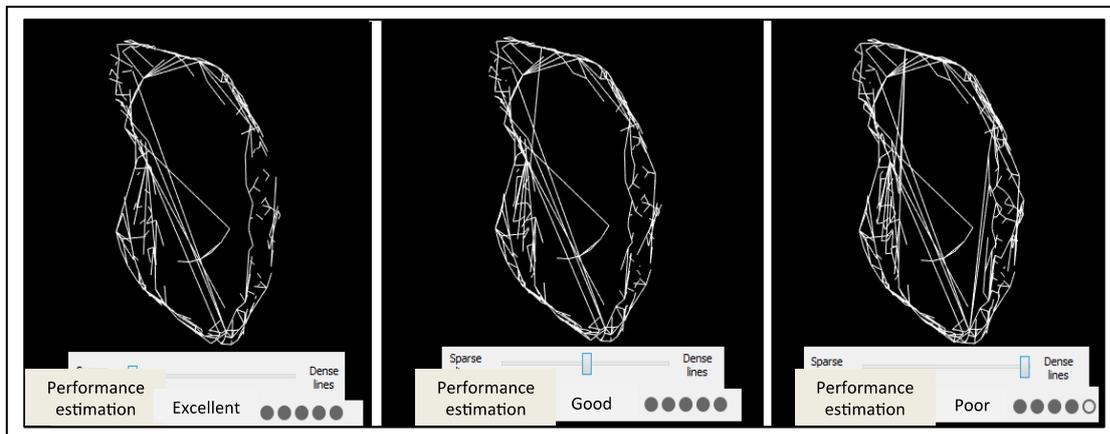


Figure III-41: Ratio de tolérance et influence sur le résultat de la performance de reconnaissance (de gauche à droite, augmentation du nombre d'arêtes à prendre en compte).

Le biais de profondeur, ou Depth Bias, est un paramètre de décalage de profondeur entre la caméra (où est affiché le masque) et l'objet (ou la cible). Un nombre supérieur à 1.0 permettra de considérer des arêtes

supplémentaires de la cible, non présentes sur le masque (*Figure III-42*). Ce paramètre influence le bon positionnement du masque par rapport à la cible. Pour notre application, il est intéressant d'avoir une valeur comprise entre 1.0 et 1.04.

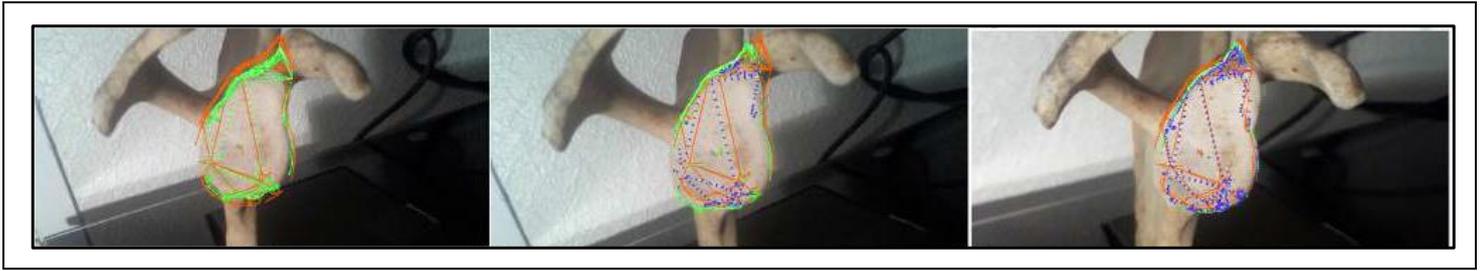


Figure III-42 : Biais de profondeur ou Depth Bias (de gauche à droite, diminution du depth bias, de 1,3 à 0,9). En bleu, apparaissent des arêtes supplémentaires qui pourraient être créées et reconnues par l'application. En vert, ce sont les arêtes prises en compte « de base » par l'application.

Le nombre de points caractéristiques sur la cible (et son environnement car nous sommes dans une méthode de type SLAM), ou Feature Points, est un autre paramètre important à prendre en compte lors de l'initialisation dans la méthode SLAM (100 points par défaut). Plus ce paramètre est grand, plus il y a de calculs effectués (pour la correspondance des arêtes) et plus l'application est précise et robuste. Mais un nombre trop élevé nuit à la fluidité de l'application. Sur les lunettes connectées Moverio BT-200, au-delà de 500 points, on observe des ralentissements de la vidéo.

La plage de recherche, ou Search Range, spécifie la taille de la zone à considérer lors de la recherche de correspondance entre le masque et la cible. Ce paramètre peut prendre des valeurs entre 0 et 0.5. Par exemple, si on choisit 0.5, cela veut dire qu'on s'autorise à rechercher une image du masque dans une zone de 1.5 fois la taille de celle de la cible, étant entendu que le masque et la cible sont censés être centrés sur les lunettes au point (0,0,0). Une plage de recherche importante permettra une initialisation à longue distance plus élevée, mais pourra conduire à des taux importants d'erreur de détection. Ce paramètre a une grande influence sur la rapidité de reconnaissance. Une valeur de l'ordre de 0.3 nous convient. (*Figure III-43*)

Le dernier paramètre à régler est le taux minimum d'arêtes de la cible à détecter (seuil d'acceptation de la qualité de reconnaissance), ou Minimum Quality. Il doit être choisi autour de 0,65 à 0,7.

L'ensemble de ces paramètres conditionne donc directement l'efficacité de l'algorithme de Feature tracking, à travers l'opération de reconnaissance de la cible lors de l'initialisation et ensuite de son suivi. Il existe cependant encore d'autres paramètres pouvant influencer le déroulement d'une application de la réalité augmentée. La lumière est l'un de ces paramètres, déjà évoqués précédemment. Il est notamment étudié dans le prochain paragraphe.

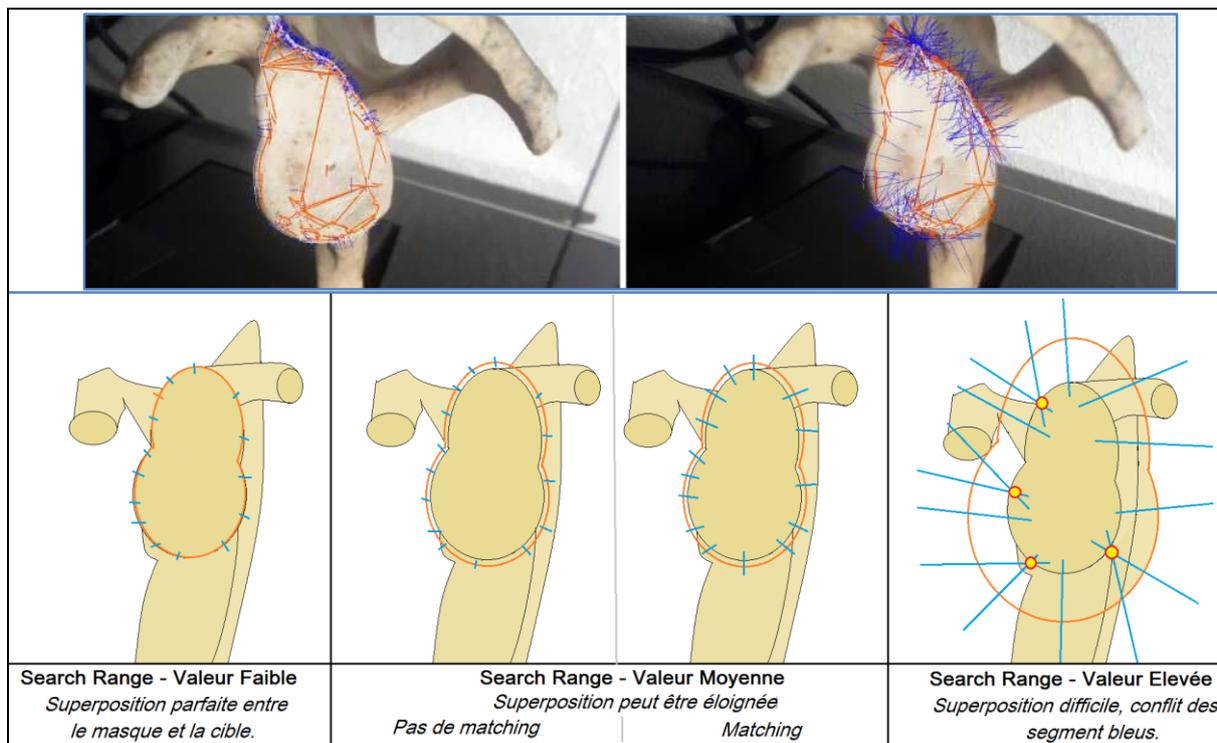


Figure III-43 : Plage de recherche ou Search Range : effet de l'élargissement de la plage de recherche sur la qualité de l'initialisation. Les lignes de référence (en bleu) correspondent à une plage de recherche spécifiée.

III-4-5 Etude de différents paramètres complémentaires pour l'application de la réalité augmentée

III-4-5-1 La lumière artificielle dans le logiciel Metaio Creator®

Il existe un éclairage par défaut de la scène, si l'on ne spécifie pas de lumière spéciale. Il correspond à un rayonnement global sur la scène, ne laissant pas de place à de l'ombre. Cependant, trois types d'éclairage de la scène sont possibles, cet ajout de lumière étant permis par le langage *AREL (Augmented Reality Experience Language)* :

- la lumière directionnelle, se propageant dans une seule direction avec des rayons parallèles ;
- la lumière de type point, se propageant à partir d'un point dans toutes les directions ;
- la lumière de type spot, formant un cône de lumière.

Une scène dispose d'un repère spatial. L'origine du repère est située au centre de l'écran lors de l'initialisation. C'est aussi le centre du masque ((0, 0, 0)). On peut donc positionner et orienter la lumière désirée en fonction de ce repère, comme tout autre élément de la scène. Elle n'est cependant pas visible dans la

scène lors de la création de l'application. On peut réaliser des translations, des rotations d'un objet et/ou de la lumière.

Une couleur se réalise, de façon classique, selon un dosage (valeurs entre 0 et 1) de 3 couleurs (rouge, vert et bleu). Par défaut, la lumière est blanche. Mais on peut préciser un éclairage spéculaire, diffus ou ambiant. La *Figure III-44* compare ainsi l'affichage de deux versions d'une même scapula. L'une représente la scapula complète reconstituée, sans réduction de qualité par rapport au scanner réalisé sur le patient. L'autre a subi une réduction de la qualité pour permettre l'ajout d'un maillage. Toutes les deux disposent d'une couleur réaliste.

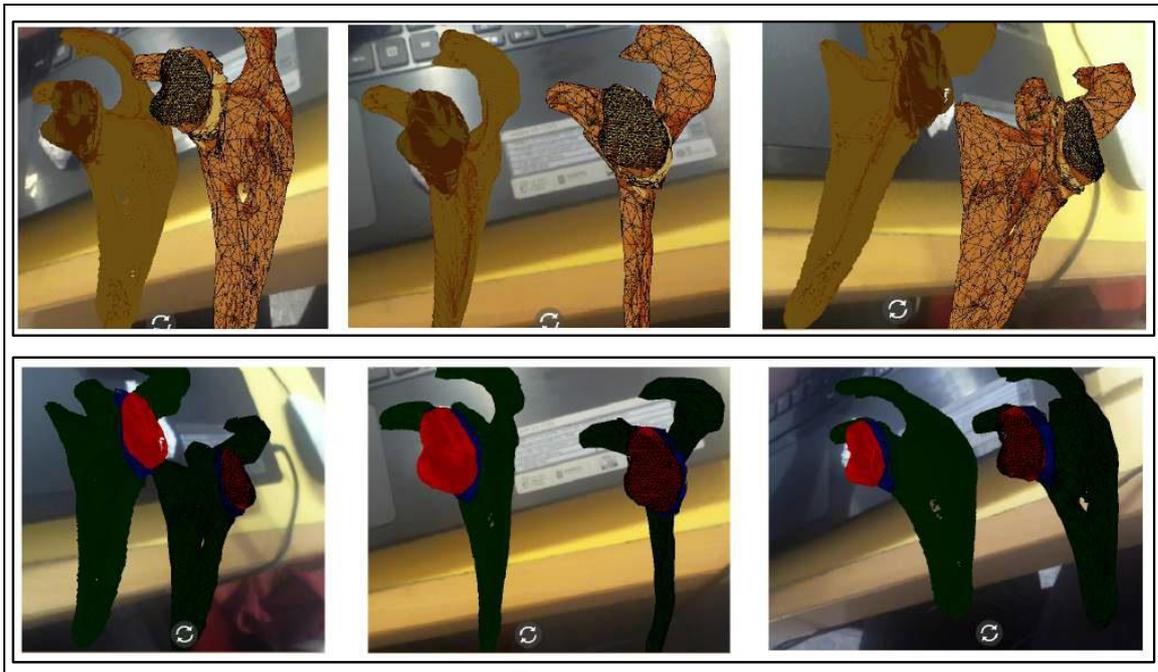


Figure III-44 : Exemple de lumière directionnelle appliquée à la scène :

- en haut : scapula couleur os (« réaliste »), sans et avec maillage ;
- en bas : coloration souhaitée pour l'application (vert et rouge).

D'après les essais pour l'application épaule, l'affichage d'un maillage avec lumière directionnelle permet d'apprécier plus facilement la position de la scapula, que la projection artificielle d'ombres.

III-4-5-2 Influence de facteurs externes

Deux facteurs sont retrouvés : la luminosité ambiante et le contraste des couleurs.

La luminosité ambiante a une influence importante sur le fonctionnement de l'application. Son intensité se mesure en lux (flux lumineux par unité de surface (lx)). Plusieurs applications existent pour les matériels fonctionnant sous Android®. Elles utilisent le capteur de luminosité du smartphone. Il suffit de le placer à l'endroit de réception de la lumière pour mesurer la luminosité.

Il a été mené une expérience où l'objectif était d'étudier l'influence des paramètres de la technique Feature Tracking, avec deux types d'éclairage différents : pièce volet fermé, lumière générale de la pièce allumée ou éteinte, pas de lumière supplémentaire directe ou bien oui. Dans la première situation d'expérience, la luminosité perçue par la caméra et par la scapula était trop faible. L'initialisation et la superposition étaient donc de moins bonne qualité. Une luminosité suffisante se situait autour de 90lx.

Selon la luminosité, un seul paramètre d'initialisation nécessite d'être réglé : Minimum Quality (voir paragraphe III-4-4-3). Nous avons évalué la différence entre les 2 situations « présence ou absence de lumière directe », et à plusieurs distances différentes de la lumière, selon 2 valeurs du Minimum Quality. Sans lumière directe sur la cible, aucune initialisation n'a fonctionné. L'ajout de la lumière a en revanche permis d'avoir des initialisations intéressantes.

On peut conclure, à partir de ces expériences, que, pour que la glène de la scapula puisse être détectée convenablement, il est nécessaire qu'elle soit exposée à une luminosité suffisante. Pour une luminosité de 60 à 120 lx, l'application fonctionne correctement. En dessous de 60 lx, ou avec une luminosité trop importante, l'initialisation est difficile, voire impossible.

Le contraste, entre la couleur de la cible et celle du fond, joue aussi un rôle important. Lors d'une nouvelle expérience, un os sec de scapula fut recouvert d'un voile rouge, ne laissant apparaître que la glène. L'initialisation était de meilleure qualité qu'en situation d'un os sec simple. (Figure III-45)

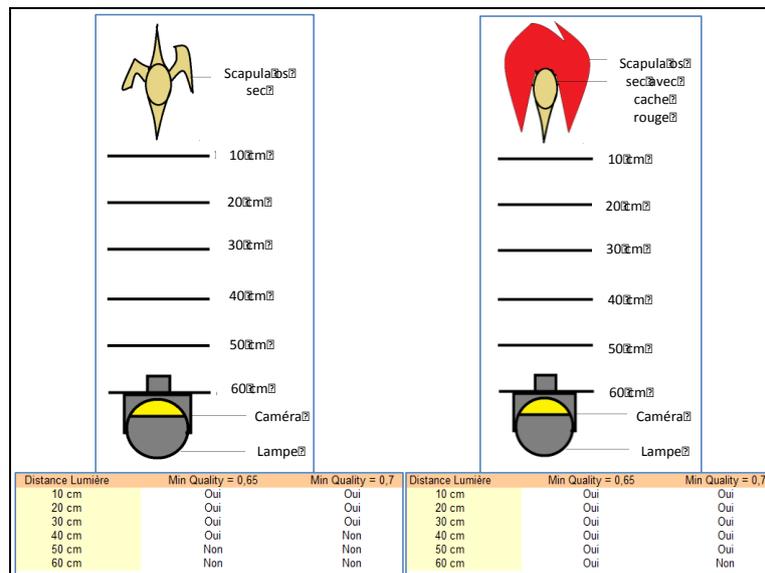


Figure III-45 : Expérience évaluant l'influence des paramètres lumière et contraste sur la qualité d'initialisation.

À gauche, situation sans différence de contraste sur la cible, l'initialisation était impossible à partir de distances éloignées (équivalent à un niveau de lumière plus faible), et ce d'autant plus que le nombre d'arêtes initiales à reconnaître était important (Minimum quality croissant).

À droite, l'effet d'un contraste sur la cible était en revanche bénéfique pour l'initialisation, même à des distances croissantes (donc à un niveau de lumière plus faible) et à un niveau de reconnaissance plus drastique (Minimum quality croissant).

III-4-6 Une première démonstration et une première analyse

Il a donc été multiplié précédemment les expériences afin d'appréhender finement le rôle des divers paramètres de la méthode SLAM, dans le logiciel Metaio Creator®. Cette première étude a permis d'en déterminer les plages de valeurs acceptables pour l'application épaule. S'il reste à définir et réaliser un plan d'expérience en environnement réel, une première démonstration d'application de la réalité augmentée sur un modèle d'os sec a été conduite au printemps 2015 (*Annexe 9*).

Une situation chirurgicale a été reproduite. Le chirurgien était face à une glène d'une scapula entière, mais cette dernière était recouverte d'un tissu rouge faisant office d'environnement musculaire de l'épaule. Cette situation était donc équivalente à celle que le chirurgien rencontre lors d'une intervention prothétique de l'épaule, avec uniquement la glène exposée et accessible, le reste de la scapula étant cachée et enfouie profondément. Muni des lunettes connectées, le chirurgien lançait l'application. Une lumière directionnelle était disposée derrière lui (équivalente à un scialytique), afin d'offrir une bonne luminosité sur la surface de la glène à reconnaître (la cible). Le chirurgien était ensuite capable d'appliquer et de visualiser les différentes étapes de la réalité augmentée au travers des lunettes connectées, avec pour objectif final d'obtenir un affichage virtuel de la totalité de la scapula (1^{er} élément de la scène), son suivi par le mouvement du regard, et l'affichage de la reconstruction de la glène (2^{ème} élément de la scène) avec également son suivi, si l'on considérait qu'un fragment avait disparu (équivalent à une situation d'arthrose) (*Figure III-46*).

Cette première démonstration a été encourageante. Elle a cependant fait apparaître de nouvelles difficultés pour l'application de la réalité augmentée et ainsi de nouvelles limites pour notre modèle. L'évaluation des précédents paramètres décrits pour la méthode SLAM, a été essentiellement qualitative. Une évaluation davantage quantitative du résultat de la démonstration expérimentale présentée a donc été explorée, en raison notamment de l'observation d'un défaut de matching entre la scène affichée et la cible visée (*Figure III-47*). Ce décalage observé pourrait être attribué à une reconnaissance et à un suivi en continu d'une cible trop petite proportionnellement à l'objet complet scapula. Si des solutions ont pu être évoquées (amélioration de la qualité du masque avec « rajout de matière », amélioration de la lumière et du contraste...), il n'en demeure pas moins qu'une méthode fiable et précise est nécessaire pour évaluer quantitativement la différence de superposition entre la scapula réelle et son image 3D virtuelle. Un logiciel libre de mesures sur photos, Mesurim, a été utilisé pour mesurer cette différence d'affichage. Son utilisation repose sur le chargement d'une image que l'on souhaite traiter, associée à un référentiel pour la mesure, telle qu'une règle. Après une opération de mise à l'échelle en fonction de la règle, des distances entre 2 points pris sur la cible et la scène ont pu être relevées. La principale limite de cette méthode restait que les mesures étaient faites dans un environnement à 2 dimensions, sur une image donnée, avec une scapula dont la forme n'est pas plate (*Figure III-48*).

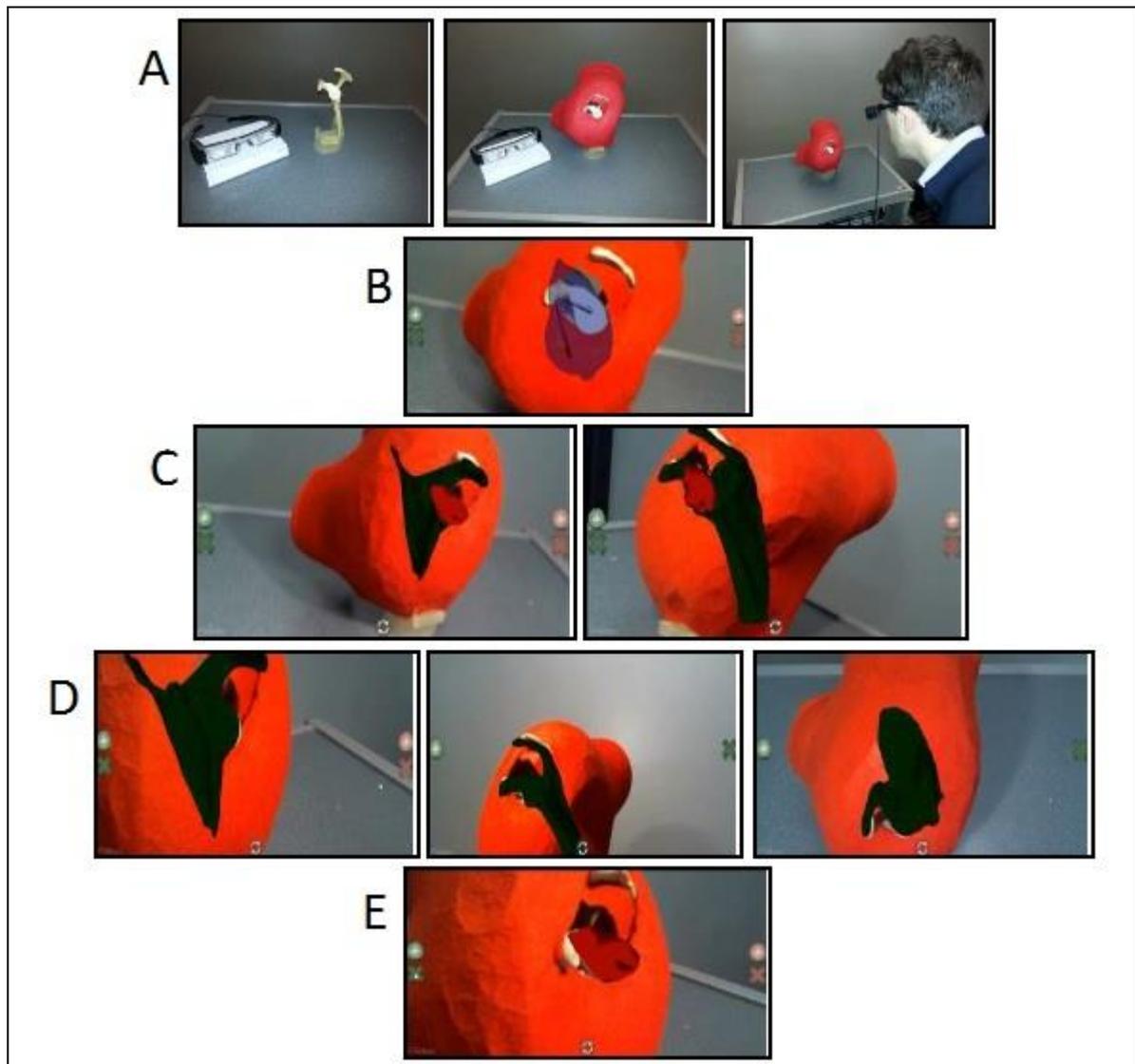


Figure III-46 : Etapes principales de la démonstration pour l'application de la réalité augmentée au projet épaule.

- A- Situation chirurgicale artificielle reproduite.
- B- Etape d'initialisation : le masque bleu apparaît sur les lunettes ; le chirurgien essaie de le faire correspondre à la glène cible.
- C- Etape d'affichage complet de la scène : 1^{er} élément : la scapula (verte), et 2^{ème} élément : la glène reconstruite en cas de destruction (rouge), simultanément. La reconnaissance entre cible et masque s'est opérée, ce qui fait automatiquement afficher l'ensemble de la scène et celle-ci est suivie quelle que soit l'orientation du regard du chirurgien.
- D- Etape d'affichage partiel de la scène : 1^{er} élément : la scapula (verte). Le chirurgien peut soustraire le 2^{ème} élément de la scène par une commande sur le boîtier raccordé aux lunettes. Le suivi de ce seul élément de la scène peut se faire de la même manière.
- E- Etape d'affichage partiel de la scène : 2^{ème} élément : la glène reconstruite en cas de destruction (rouge). Le chirurgien peut soustraire le 1^{er} élément de la scène par une commande sur le boîtier raccordé aux lunettes. Le suivi de ce seul élément de la scène peut se faire de la même manière.



Figure III-47 : Illustration du décalage entre cible (scapula os sec) et scène (scapula verte).

Une méthode alternative de mesure a été proposée et reste à ce jour à mettre en œuvre pour l'évaluer. Elle reposerait sur une évaluation 3D du décalage, toujours avec l'utilisation du logiciel Mesurim, et en faisant varier le contenu du masque afin de voir son influence sur la qualité de l'initialisation. Les résultats sont donc en attente à ce jour.

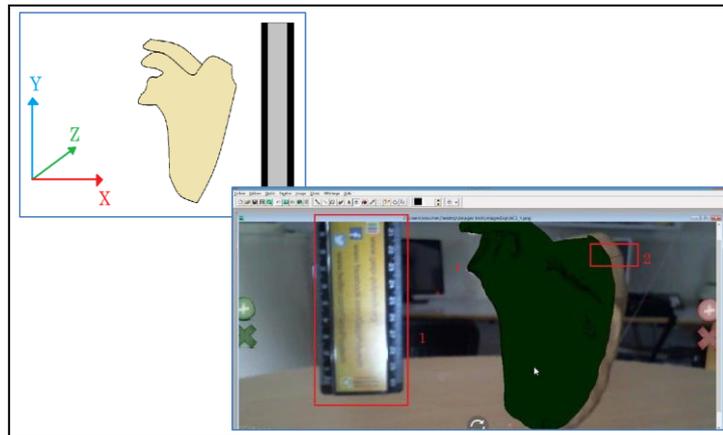


Figure III-48 : Mesure du décalage cible-scène avec le logiciel Mesurim sur une capture d'écran.

III-4-7 Conclusion

Ce dernier chapitre a permis d'aborder le dernier maillon de ce projet épaule, avec l'objectif d'utiliser la réalité augmentée pour assister le chirurgien lors de son geste opératoire. Il permet aussi de mieux comprendre et d'intégrer à ce projet les 2 autres chapitres de cette troisième partie : modélisation d'une glène normale et reconstitution d'une glène pathologique. Il peut s'agir en effet d'autant d'informations pouvant être mises à disposition du chirurgien via l'application de la réalité augmentée.

Ce champ d'investigation reste cependant immense et chaotique. La recherche du support connecté adapté à utiliser s'est d'abord montrée difficile. De nombreux obstacles techniques dans son utilisation ont ensuite été identifiés à travers nos essais, et restent actuellement non encore résolus. A cela s'ajoute le rachat à

l'été 2015 de la société Metaio par la société Apple, faisant disparaître le logiciel Metaio Creator® largement utilisé dans ce travail de thèse. L'essai, et de force l'exploration, d'un autre kit de développement, Wikitude, durant l'année universitaire 2015-2016, n'ont pas été du tout concluants, en comparaison aux résultats précédemment obtenus.

Ces différents écueils ont ainsi renforcé notre conviction de devoir disposer à l'avenir d'une alternative de logiciel libre, et réellement viable et fiable. Le projet à venir présenté dans la dernière partie de cette thèse (IV) est l'une des pistes proposées.

Conclusion et perspectives

La thématique, retenue pour cette thèse, d'assistance à l'implantation du composant glénoïdien des prothèses d'épaule, a permis d'explorer différents axes de recherche, fondamentaux et technologiques, articulés autour d'un objectif clinique commun : apporter au chirurgien une information visuelle adaptée pour une optimisation du geste technique opératoire.

Il a d'abord été montré que l'apport de l'information visuelle peut se faire en amont de l'opération, avec l'utilisation de l'imagerie 3D, pour une reconstruction osseuse première de la scapula et de la surface glénoïdienne, et pour leur description respective dans les 3 plans. L'intérêt d'une information 3D a également été évalué pour la planification pré opératoire du positionnement de l'implant glénoïdien, au travers d'une chirurgie virtuelle comparative sur ordinateur. Le transfert pendant l'intervention de cette information visuelle, issue du planning, a ensuite été étudié avec l'utilisation des patient specific implants (PSI) ou guides d'instrumentation spécifiques. Le développement et l'investigation de ces supports matériels pour une information per opératoire sont d'actualité et en attente d'une validation clinique significative. En revanche, le recours à une assistance visuelle per opératoire directe grâce à la réalité augmentée est novateur. Si cette technologie repose également sur l'acquisition préalable, en pré opératoire, d'une représentation 3D de l'information souhaitée, elle a pour avantage de fournir directement cette information, via son affichage, pendant l'intervention, sans matériel supplémentaire de transfert.

Indépendamment de la technologie employée, la nature de l'information visuelle fournie est déterminante. Pour l'utilisation des guides sur mesure, le type d'information jusqu'à maintenant retenu est celui du positionnement de l'implant glénoïdien selon des critères de mesure précise. Il a cependant été montré, à l'issue de l'étude comparative virtuelle sur la planification pré opératoire 3D, que ce positionnement optimisé selon des critères prédéfinis, ne se traduit pas nécessairement par un meilleur résultat fonctionnel. Une nouvelle information pré opératoire a ainsi été proposée, avec une planification fondée sur une analyse fonctionnelle virtuelle pré opératoire du positionnement glénoïdien. Cette approche nouvelle a donné lieu à l'étude cadavérique réalisée dans cette thèse, combinant guides sur mesure et analyse du mouvement. Pour l'application de la réalité augmentée, l'information per opératoire souhaitée pour ce travail a été double. Il y a d'une part l'affichage d'une information réelle existante mais non directement disponible pour le chirurgien lors de l'opération : la face dite « cachée » de la scapula et son orientation globale. Il y a d'autre part l'affichage d'une information passée, disparue, et indisponible concrètement lors de l'intervention. La

supposition, faite dans ce travail, est que la connaissance du statut initial de la glène peut en effet aider le chirurgien lors du temps opératoire glénoïdien, pour une reconstruction et une implantation prothétique. Cette dernière information a ainsi constitué un axe de recherche majeur de cette thèse, avec la modélisation mathématique première par régression d'une glène normale, puis la création d'une bibliothèque de glènes génériques, à partir de laquelle un modèle glénoïdien peut être pris pour référence.

La qualité de l'information restituée, entre le pré opératoire et le per opératoire, par les différentes méthodes étudiées est également importante. Une différence a été observée après l'utilisation des guides sur mesure, entre ce qui a été planifié avant l'intervention et ce qui a été obtenu après la chirurgie cadavérique. Avec la réalité augmentée, nous avons aussi constaté que la qualité de l'information n'était pas encore parfaite, l'aspect géométrique de la cible n'étant pas trivial. L'analyse et la compréhension des différents paramètres nécessaires à l'initialisation, notamment, sont capitales. Le décalage de correspondance observé entre la scène et la cible doit pouvoir être évalué de façon précise au préalable, pour qu'il puisse être ensuite corrigé; et même s'il reste limité - d'après nos tests - à proximité immédiate de la glène.

Il est évident actuellement, à la lecture de cette thèse, que le champ de recherche fondamentale et de développement de la technologie PSI devient relativement réduit. La mise en application de ces outils est déjà effective en pratique, y compris dans le cadre spécifique d'une planification pré opératoire fonctionnelle pour les implants inversés, comme cela a été proposé dans cette thèse. Des études cliniques, aux larges effectifs et au recul suffisant, doivent alors être conduites pour évaluer l'influence de cette technologie sur les problématiques de descellement glénoïdien et de prévention de l'encoche, respectivement pour les prothèses d'épaule anatomique et inversée. Une dernière perspective d'investigation des PSI pourrait être leur conception après planification sur des critères biomécaniques de fixation de l'implant glénoïdien, suite à la réalisation d'une analyse pré opératoire en éléments finis des propriétés osseuses glénoïdiennes. En effet, après avoir optimisé la correction des déformations et la fonction éventuelle d'une prothèse implantée grâce à la technologie PSI, une amélioration de l'ancrage osseux prothétique glénoïdien pourrait être aussi recherchée par l'usage des guides spécifiques. En définitive, il n'en demeure pas moins que l'information transmise par le PSI reste toujours limitée au positionnement de l'implant, donc en quelque sorte unique, et finalement figée dans ce support matériel, sans possibilité en per opératoire d'une évaluation de son utilisation et du résultat possible à en attendre à terme.

L'utilisation de la réalité augmentée est en revanche encore au stade des études de faisabilité, à l'image de ce qui a été présenté dans cette thèse. La difficulté à identifier un support connecté adapté a été importante pour ce travail, mais toujours moindre que celle de trouver, et d'étudier, le logiciel ad hoc. Le rachat, à l'été 2015, de la société Metaio® par Apple®, et par conséquent la disparition de ses logiciels de prototypage et de développement, spécifiques au suivi d'objet en 3D, en est le principal exemple avec l'arrêt contraint et forcé de

tout développement supplémentaire au cours de cette dernière année de thèse. Se pose actuellement la question cruciale de son remplacement, et de la nature de ce remplacement, dans la communauté. Un projet de recherche spécifique à cette problématique de remplacement de support connecté avec un logiciel d'utilisation dédié est d'ores et déjà lancé au sein de notre équipe pour l'année universitaire à venir.

Parallèlement, de nouvelles investigations en terme d'application doivent être menées. On peut en effet facilement imaginer les avantages potentiels de cette technologie, sur les PSI notamment. L'information virtuelle souhaitée dans cette thèse, de reconstitution de la partie manquante d'une glène pathologique, pourrait être améliorée dans son élaboration. L'ajout de nouveaux points sur la glène à définir, et dans son environnement, en plus d'une procédure automatique pour en simplifier leur relevé, pourrait être par exemple investiguée. D'autres informations, dites « véritablement virtuelles », telles que la superposition d'instruments chirurgicaux, d'implants, voire même de simulations per opératoires du résultat fonctionnel de l'intervention en cours de réalisation, pourraient être aussi proposées. Enfin, avant même d'envisager l'ajout de nouvelles informations, les principales étapes de réalité augmentée, initialisation et tracking, doivent elles-mêmes faire l'objet de recherche spécifique afin d'en optimiser leur exécution. Leur évaluation, par une méthodologie fiable, doit être aussi approfondie si l'on veut analyser correctement l'utilisation de la réalité augmentée dans le domaine chirurgical, et l'optimiser à terme.

Un projet de thèse en CIFRE, visant à poursuivre et approfondir ce premier travail, a donc été déposé durant le premier trimestre 2016. Il a été accepté récemment le 1^{er} Juin par l'Agence National de la Recherche Technique (ANRT). Les objectifs de cette thèse, qui débutera au 1^{er} septembre 2016, sont présentés en *Annexe 10*.

Bibliographie

Ouvrages imprimés

CORNILLON, Pierre-André, MATZNER-LOBER Eric. *Régression avec R*. Springer, 2011, 228 p.

GOULET, Vincent. *Introduction à la programmation en R*. Quatrième Edition. Bibliothèque et Archives du Canada, 2016, 202 p.

RAKATOMALALA ,Ricco. *Régression linéaire simple - Cours*. Laboratoire ERIC. Lyon, 2009, 258 p.

VALLOIS, Henri V.. *L'omoplate humaine (suite)*. Bulletins et Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris, 1932, 153 p.

Rapports imprimés

ADIB, Zineb, GILLOT, Mickaël et al.. *Projet DI5 Polytech Tours. Typologie des omoplates, analyse de données*. Tours, Avril 2016.

BANAH, Jesse, NICOT, Jordan, BERHOUE, Julien, SLIMANE Mohamed et al.. *Projet PeiP2 Polytech Tours : Modélisation d'une épaule en 3D*. Mars 2013.

BOAS, David, BERHOUE, Julien, SLIMANE, Mohamed et al.. *PFE Polytech Tours : Typologie d'une omoplate*. Tours, Mai 2015.

DEGEN, Marie, MOREAU, Noémie et al.. *Projet PeiP2 Polytech Tours : Typologie des omoplates et analyse ascendante hiérarchique de données avec le logiciel R*. Tours, Avril 2016.

FACOMPRES, Maxime, SLIMANE, Mohamed, BERHOUE, Julien et al.. *PFE Polytech Tours : Réalisation d'une application sur lunettes à réalité augmentée visant à assister le chirurgien au cours d'une opération d'omoplate*. Tours, Mai 2015.

JIANG, Min, BERHOUE, Julien, SLIMANE, Mohamed et al.. *PRD Polytech Tours : Reconstitution du modèle d'une glène*. Tours, Avril 2016.

VOISIN, Théo, BERHOUE, Julien, SLIMANE, Mohamed et al.. *PRD Polytech Tours : Reconstitution virtuelle de la morphologie d'une omoplate malade*. Tours, Avril 2016.

ZHANG, Minghui, BERHOUE, Julien, SLIMANE, Mohamed et al.. *PRD Polytech Tours : Utilisation des lunettes 3D pour une opération chirurgicale d'une omoplate*. Tours, Avril 2016.

Travaux universitaires

MASSON, Lucie. *Suivi temps-réel d'objets 3D pour la réalité augmentée. Vision par ordinateur et reconnaissance de formes*. Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II, 09/12/2005, 103 p.

Articles de périodiques imprimés

ANGLIN C, WYSS UP, PICHORA DR. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2000 Jul-Aug;9(4):323-31.

ANGLIN C, WYSS UP, NYFFELER RW, GERBER C. Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. *Clinical biomechanics*. 2001 Feb;16(2):144-50.

BERHOUE J, GARAUD P, FAVARD L. Influence of glenoid component design and humeral component retroversion on internal and external rotation in reverse shoulder arthroplasty: a cadaver study. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2013 Dec;99(8):887-94.

BERHOUE J, GARAUD P, FAVARD L. Evaluation of the role of glenosphere design and humeral component retroversion in avoiding scapular notching during reverse shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2014 Feb;23(2):151-8.

BERHOUE J, GARAUD P, SLIMANE M, NICOT J, BANAH J, WAYNBERGER E, FAVARD L. Effect of the anatomy of scapular's pillar on scapular impingement in adduction and in rotation after reverse shoulder arthroplasty. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2014 Sep;100(5):495-502.

BLACKWELL M, MORGAN F, DIGIOIA AM, 3rd. Augmented reality and its future in orthopaedics. *Clinical orthopaedics and related research*. 1998 Sep(354):111-22.

- BOILEAU P, WALCH G. Adaptability and modulation in shoulder prosthesis. *Acta orthopaedica Belgica*. 1995;61 Suppl 1:49-61.
- WALCH G, BOILEAU P. Prosthetic adaptability: a new concept for shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 1999 Sep-Oct;8(5):443-51.
- BOILEAU P, AVIDOR C, KRISHNAN SG, WALCH G, KEMPF JF, MOLE D. Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2002 Jul-Aug;11(4):351-9.
- BOILEAU P, WATKINSON D, HATZIDAKIS AM, HOVORKA I. Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2006 Sep-Oct;15(5):527-40.
- BOKOR DJ, O'SULLIVAN MD, HAZAN GJ. Variability of measurement of glenoid version on computed tomography scan. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 1999 Nov-Dec;8(6):595-8.
- BRYCE CD, DAVISON AC, LEWIS GS, WANG L, FLEMMING DJ, ARMSTRONG AD. Two-dimensional glenoid version measurements vary with coronal and sagittal scapular rotation. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2010 Mar;92(3):692-9.
- BRYCE CD, PENNYPACKER JL, KULKARNI N, PAUL EM, HOLLENBEAK CS, MOSHER TJ, et al. Validation of three-dimensional models of in situ scapulae. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2008 Sep-Oct;17(5):825-32.
- BULLER L, SMITH T, BRYAN J, KLIKA A, BARSOUM W, IANNOTTI JP. The use of patient-specific instrumentation improves the accuracy of acetabular component placement. *The Journal of arthroplasty*. 2013 Apr;28(4):631-6.
- CHECROUN AJ, HAWKINS C, KUMMER FJ, ZUCKERMAN JD. Fit of current glenoid component designs: an anatomic cadaver study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2002 Nov-Dec;11(6):614-7.

CHURCHILL RS, BREMS JJ, KOTSCHI H. Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2001 Jul-Aug;10(4):327-32.

CLINTON J, FRANTA AK, LENTERS TR, MOUNCE D, MATSEN FA, 3rd. Nonprosthetic glenoid arthroplasty with humeral hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty yield similar self-assessed outcomes in the management of comparable patients with glenohumeral arthritis. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2007 Sep-Oct;16(5):534-8.

CONSTANT CR. An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1997 Jul;79(4):695-6.

DAGGETT M, WERNER B, GAUCI MO, CHAOUI J, WALCH G. Comparison of glenoid inclination angle using different clinical imaging modalities. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2016 Feb;25(2):180-5.

DENARD PJ, WALCH G. Current concepts in the surgical management of primary glenohumeral arthritis with a biconcave glenoid. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2013 Nov;22(11):1589-98.

DE WILDE LF, BERGHS BM, VANDEVYVER F, SCHEPENS A, VERDONK RC. Glenohumeral relationship in the transverse plane of the body. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2003 May-Jun;12(3):260-7.

DE WILDE LF, VERSTRAETEN T, SPEECKAERT W, KARELSE A. Reliability of the glenoid plane. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2010 Apr;19(3):414-22.

FAVARD L, LEVIGNE C, NEROT C, GERBER C, DE WILDE L, MOLE D. Reverse prostheses in arthropathies with cuff tear: are survivorship and function maintained over time? *Clinical orthopaedics and related research*. 2011 Sep;469(9):2469-75.

FAVARD L, KATZ D, COLMAR M, BENKALFATE T, THOMAZEAU H, EMILY S. Total shoulder

arthroplasty - arthroplasty for glenohumeral arthropathies: results and complications after a minimum follow-up of 8 years according to the type of arthroplasty and etiology. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2012 Jun;98(4 Suppl):S41-7.

FAVORITO PJ, FREED RJ, PASSANISE AM, BROWN MJ. Total shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis associated with posterior glenoid bone loss: results of an all-polyethylene, posteriorly augmented glenoid component. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2016 May 17.

FRANKLE M, SIEGAL S, PUPELLO D, SALEEM A, MIGHELL M, VASEY M. The Reverse Shoulder Prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2005 Aug;87(8):1697-705.

FRIEDMAN RJ, HAWTHORNE KB, GENEZ BM. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1992 Aug;74(7):1032-7.

GANAPATHI A, McCARRON JA, CHEN X, IANNOTTI JP. Predicting normal glenoid version from the pathologic scapula: a comparison of 4 methods in 2- and 3-dimensional models. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2011 Mar;20(2):234-44.

GORADIA VK. Computer-assisted and robotic surgery in orthopedics: where we are in 2014. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2014 Dec;22(4):202-5.

GOUAZE A, CASTAING J, SOUTOUL JH, CHANTEPIE G. On the orientation of the scapula and of its glenoid cavity. *Archives d'anatomie pathologique*. 1962 Sep;10:175-81.

GOUTALLIER D, POSTEL JM, BERNAGEAU J, LAVAU L, VOISIN MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clinical orthopaedics and related research*. 1994 Jul(304):78-83.

GRAMMONT PM, BAULOT E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics*. 1993 Jan;16(1):65-8.

HABERMEYER P, MAGOSCH P, LUZ V, LICHTENBERG S. Three-dimensional glenoid deformity in patients with osteoarthritis: a radiographic analysis. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2006 Jun;88(6):1301-7.

HENDEL MD, BRYAN JA, BARSOUM WK, RODRIGUEZ EJ, BREMS JJ, EVANS PJ, et al. Comparison of patient-specific instruments with standard surgical instruments in determining glenoid component position: a randomized prospective clinical trial. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2012 Dec 5;94(23):2167-75.

HEYLEN S, VAN HAVER A, VUYLSTEKE K, DECLERCQ G, VERBORGT O. Patient-specific instrument guidance of glenoid component implantation reduces inclination variability in total and reverse shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2016 Feb;25(2):186-92.

HOENECKE HR, Jr., HERMIDA JC, FLORES-HERNANDEZ C, D'LIMA DD. Accuracy of CT-based measurements of glenoid version for total shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2010 Mar;19(2):166-71.

HUMPHREY CS, KELLY JD, 2nd, NORRIS TR. Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part Two: The three-column concept. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2008 Jul-Aug;17(4):595-601.

IANNOTTI J, BAKER J, RODRIGUEZ E, BREMS J, RICCHETTI E, MESIHA M, et al. Three-dimensional preoperative planning software and a novel information transfer technology improve glenoid component positioning. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2014 May 7;96(9):e71.

JIANG J, KANG X, LIN Q, TENG Y, AN L, MA J, et al. Accuracy of patient-specific instrumentation compared with conventional instrumentation in total knee arthroplasty. *Orthopedics*. 2015 Apr;38(4):e305-13.

KALOUCHE I, SEVIVAS N, WAHEGAONKER A, SAUZIERES P, KATZ D, VALENTI P. Reverse shoulder arthroplasty: does reduced medialisation improve radiological and clinical results? *Acta orthopaedica Belgica*. 2009 Apr;75(2):158-66.

KELLY JD, 2nd, HUMPHREY CS, NORRIS TR. Optimizing glenosphere position and fixation in reverse

shoulder arthroplasty, Part One: The twelve-mm rule. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2008 Jul-Aug;17(4):589-94.

KONTAXIS A, JOHNSON GR. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement--a modelling study. *Clinical biomechanics*. 2009 Mar;24(3):254-60.

KWON YW, POWELL KA, YUM JK, BREMS JJ, IANNOTTI JP. Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2005 Jan-Feb;14(1):85-90.

LANG JE, MANNAVA S, FLOYD AJ, GODDARD MS, SMITH BP, MOFIDI A, et al. Robotic systems in orthopaedic surgery. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2011 Oct;93(10):1296-9.

LEVIGNE C, GARRET J, BOILEAU P, ALAMI G, FAVARD L, WALCH G. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty: is it important to avoid it and how? *Clinical orthopaedics and related research*. 2011 Sep;469(9):2512-20.

LEVY JC, EVERDING NG, FRANKLE MA, KEPPLER LJ. Accuracy of patient-specific guided glenoid baseplate positioning for reverse shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2014 Apr 13.

LEWIS GS, ARMSTRONG AD. Glenoid spherical orientation and version. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2011 Jan;20(1):3-11.

MALLON WJ, BROWN HR, VOGLER JB, 3rd, MARTINEZ S. Radiographic and geometric anatomy of the scapula. *Clinical orthopaedics and related research*. 1992 Apr(277):142-54.

MAURER A, FUCENTESE SF, PFIRRMANN CW, WIRTH SH, DJAHANGIRI A, JOST B, et al. Assessment of glenoid inclination on routine clinical radiographs and computed tomography examinations of the shoulder. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2012 Aug;21(8):1096-103.

- McPHERSON EJ, FRIEDMAN RJ, AN YH, CHOKESI R, DOOLEY RL. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 1997 Mar-Apr;6(2):105-12.
- MITRASINOVIC S, CAMACHO E, TRIVEDI N, LOGAN J, CAMPBELL C, ZILINYI R, et al. Clinical and surgical applications of smart glasses. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*. 2015;23(4):381-401.
- MIZUNO N, DENARD PJ, RAISS P, WALCH G. Reverse total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis in patients with a biconcave glenoid. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2013 Jul 17;95(14):1297-304.
- MOINEAU G, LEVIGNE C, BOILEAU P, YOUNG A, WALCH G, French Society for S, et al. Three-dimensional measurement method of arthritic glenoid cavity morphology: feasibility and reproducibility. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2012 Oct;98(6 Suppl):S139-45.
- NAKAGAWA Y, HYAKUNA K, OTANI S, HASHITANI M, NAKAMURA T. Epidemiologic study of glenohumeral osteoarthritis with plain radiography. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 1999 Nov-Dec;8(6):580-4.
- NEER CS, BROWN TH, Jr., McLAUGHLIN HL. Fracture of the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. *American journal of surgery*. 1953 Mar;85(3):252-8.
- NEER CS, 2nd. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1974 Jan;56(1):1-13.
- NYFFELER RW, JOST B, PFIRRMANN CW, GERBER C. Measurement of glenoid version: conventional radiographs versus computed tomography scans. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2003 Sep-Oct;12(5):493-6.
- NYFFELER RW, ANGLIN C, SHEIKH R, GERBER C. Influence of peg design and cement mantle thickness on pull-out strength of glenoid component pegs. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2003 Jul;85(5):748-52.

- RANDELLI M, GAMBRIOLI PL. Glenohumeral osteometry by computed tomography in normal and unstable shoulders. *Clinical orthopaedics and related research*. 1986 Jul(208):151-6.
- SABESAN V, CALLANAN M, SHARMA V, IANNOTTI JP. Correction of acquired glenoid bone loss in osteoarthritis with a standard versus an augmented glenoid component. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2014 Jul;23(7):964-73.
- SCALISE JJ, CODSI MJ, BRYAN J, BREMS JJ, IANNOTTI JP. The influence of three-dimensional computed tomography images of the shoulder in preoperative planning for total shoulder arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2008 Nov;90(11):2438-45.
- SIRVEAUX F, FAVARD L, OUDET D, HUQUET D, WALCH G, MOLE D. 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. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2004 Apr;86(3):388-95.
- SUERO EM, CITAK M, LO D, KRYCH AJ, CRAIG EV, PEARLE AD. Use of a custom alignment guide to improve glenoid component position in total shoulder arthroplasty. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 2013 Dec;21(12):2860-6.
- SWANSON AB, DE GROOT SWANSON G, SATTEL AB, CENDO RD, HYNES D, JAR-NING W. Bipolar implant shoulder arthroplasty. Long-term results. *Clinical orthopaedics and related research*. 1989 Dec(249):227-47.
- THROCKMORTON TW, GULOTTA LV, BONNARENS FO, WRIGHT SA, HARTZELL JL, ROZZI WB, et al. Patient-specific targeting guides compared with traditional instrumentation for glenoid component placement in shoulder arthroplasty: a multi-surgeon study in 70 arthritic cadaver specimens. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2014 Dec 19.
- TORRENS C, CORRALES M, GONZALEZ G, SOLANO A, CACERES E. Cadaveric and three-dimensional computed tomography study of the morphology of the scapula with reference to reversed shoulder prosthesis. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2008;3:49.

TROUILLOUD P, GONZALVEZ M, MARTZ P, CHARLES H, HANDELBERG F, NYFFELER RW, et al. Duocentric((R)) reversed shoulder prosthesis and Personal Fit((R)) templates: innovative strategies to optimize prosthesis positioning and prevent scapular notching. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie*. 2014 May;24(4):483-95.

VALENTI P, SAUZIERES P, KATZ D, KALOUCHE I, KILINC AS. Do less medialized reverse shoulder prostheses increase motion and reduce notching? *Clinical orthopaedics and related research*. 2011 Sep;469(9):2550-7.

VERBORGT O, VANHEES M, HEYLEN S, HARDY P, DECLERCQ G, BICKNELL R. Computer navigation and patient-specific instrumentation in shoulder arthroplasty. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2014 Dec;22(4):e42-9.

WALCH G, YOUNG AA, MELIS B, GAZIELLY D, LOEW M, BOILEAU P. Results of a convex-back cemented keeled glenoid component in primary osteoarthritis: multicenter study with a follow-up greater than 5 years. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2011 Apr;20(3):385-94.

WALCH G, BADET R, BOULAHIA A, KHOURY A. Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *The Journal of arthroplasty*. 1999 Sep;14(6):756-60.

WALCH G, MORAGA C, YOUNG A, CASTELLANOS-ROSAS J. Results of anatomic nonconstrained prosthesis in primary osteoarthritis with biconcave glenoid. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2012 Nov;21(11):1526-33.

WALCH G, YOUNG AA, BOILEAU P, LOEW M, GAZIELLY D, MOLE D. Patterns of loosening of polyethylene keeled glenoid components after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: results of a multicenter study with more than five years of follow-up. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2012 Jan 18;94(2):145-50.

WALCH G, VEZERIDIS PS, BOILEAU P, DERANSART P, CHAOUI J. Three-dimensional planning and use of patient-specific guides improve glenoid component position: an in vitro study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2015 Feb;24(2):302-9.

Sites web consultés

Augmented Reality. [référence du 03 juin 2015], <https://www.augmented-reality.fr/tableau-comparatif-des-lunettes-a-realite-augmentee/>

Blender. [référence du 03 juin 2015], <http://blenderartists.org/forum/showthread.php>

Hanspg.web.fc2. [référence du 03 juin 2015], http://hanspg.web.fc2.com/Pages/csv_scripts/algo_t15.html#briefly

Interstices Infos. [référence du 03 juin 2015], https://interstices.info/jcms/c_12845/reconstruire-des-surfaces-pour-limagerie

Wikipedia. [référence du 03 juin 2015], <https://fr.wikipedia.org/wiki/regroupement>

Wikipedia. [référence du 03 juin 2015], https://fr.wikipedia.org/wiki/triangulation_de_delaunay



Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com/en



Original article

Effect of scapular pillar anatomy on scapular impingement in adduction and rotation after reverse shoulder arthroplasty



J. Berhouet^{a,*,b}, P. Garaud^a, M. Slimane^b, J. Nicot^b, J. Banah^b, E. Waynberger^c, L. Favard^a

^a Service d'orthopédie traumatologie 2A, CHRU Trousseau, faculté de médecine de Tours, université François-Rabelais de Tours, 1C, avenue de la République, 37170 Chambray-les-Tours, France

^b Laboratoire d'Informatique, école d'ingénieurs polytechnique universitaire de Tours, université François-Rabelais de Tours, 6A, avenue Parfait, 37200 Tours, France

^c Service de radiologie, clinique Saint-Gabriel, 8, place de la Cathédrale, 37000 Tours, France

ARTICLE INFO

Article history:
Accepted 11 March 2014

Keywords:
Shoulder
Total reverse shoulder arthroplasty
Scapular pillar
Notching
Glenosphere offset

ABSTRACT

Background: Notching of the scapular pillar is the main radiographic complication seen during follow-up of reverse shoulder arthroplasties. Several recommendations pertaining to the implantation technique and glenoid component design have been suggested. No studies have investigated potential anatomic risk factors for inferior scapular impingement.

Hypothesis: A specific anatomic shape of the scapular pillar promotes the development of notching.

Materials and methods: The Aequalis Reversed® (Tornier Inc, Edina, MN, USA) prosthesis was implanted into 40 cadaver scapulae. We measured maximal range-of-motion (ROM) in internal rotation, external rotation, and adduction. The anatomic specimens were then imaged using two-dimensional computed tomography (CT) and the scapular neck angle, surface area under the scapular pillar, and distance from the central glenosphere peg to the inferior glenoid rim were measured. Associations between these CT parameters and ROM values were assessed using statistical independence tests.

Results: ROM values were greatest when the surface area under the scapular pillar was above 0.8 cm² ($P < 0.5$). This feature combined with a scapular neck angle less than 105° produced the largest ROM values ($P < 0.5$).

Discussion: The scapular neck angle alone is not sufficient to identify a scapular morphology that increases the risk of notching. The surface area under the scapular pillar, in contrast, discriminates between scapulae with and without a high risk of notching. The surface area under the scapular pillar is influenced by the inferior glenoid offset.

Conclusion: We were unable to define a specific scapular shape at high risk for notching. The prevention of notching should rely chiefly on a rigorous glenoid component implantation technique, with particular attention to the inferior offset.

Level of evidence: III, experimental study.

© 2014 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Reverse shoulder arthroplasty was developed by Grammont et al. [1] in 1985 and has since then been proven effective in older patients with eccentric gleno-humeral osteoarthritis. Boileau et al. [2] reported significant improvements in pain scores and forward arm elevation in the plane of the scapula, which had increased by 70° after the mean follow-up of 40 months. The two main adverse outcomes after reverse shoulder arthroplasty are decreased

range-of-motion (ROM) with the elbow by the side [3–5] and notching of the scapular pillar [6].

Recommendations regarding the surgical technique have been made to prevent these adverse outcomes. The first criterion identified to ensure optimal implantation of the glenoid component is inferior positioning of the glenoid baseplate as described by Nyffeler et al. [7] and Kelly et al. [8], according to the 12-mm rule. If the drill guide used to prepare the glenoid cavity is placed 12 mm away from the inferior glenoid rim, the supero-inferior position of the glenoid implant will be appropriate to prevent the development of notching, regardless of the shape of the scapula. The second technical criterion is lateralisation of the centre of rotation achieved either by using lateralising implants as suggested by Frankle et al. [9], Kalouche et al. [10], and Valenti et al. [11]; or by

* Corresponding author. Tel.: +33 247 474 747; fax: +33 247 475 912.
E-mail address: julien.berhouet@gmail.com (J. Berhouet).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2014.03.021>

1877-0568/© 2014 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Annexe 2 : Première page de l'article « 2^{ème} contribution » présenté lors du congrès de la société d'imagerie musculo-squelettique en juin 2016 et édité : « L'Epaule, du classique à l'inédit » Sauramps Médical.



CONGRÈS THÉMATIQUE
DE JUIN
• OPUS XLIII •
24 ET 25 JUIN 2016

ISSY LES MOULINEAUX • PALAIS DES CONGRÈS

L'ÉPAULE, du classique à l'inédit

- L'articulation scapulothoracique
- Les articulations acromioclaviculaire, sternoclaviculaire et scapulohumérale
- Les muscles
- La coiffe des rotateurs
- Omorhées, Prothèses et Capsule
- L'épaule instable

EXPOSITION TECHNIQUE ET ATELIERS

> PRÉSIDENT
DU CONGRÈS
Dr Jean-Louis Brasseur

> COMITÉ
SCIENTIFIQUE
V. Millemin,
F. Lapègue,
Ph. Collin,
M.-M. Lefèvre-Cotau,
T. Moser,
Ph. Meyer,
C. Cytovik,
P. Teixeira,
N. Sans,
A. Cottin

> SECRÉTARIAT
SCIENTIFIQUE
Mme Frédérique Miot
sims.secretariat@gmail.com

> ORGANISATION
GÉNÉRALE

eventime 

44 Bd. Périer
13008 Marseille
Tél: 04 91 94 54 72
Fax: 04 91 94 30 33
contacts@sims-congres.fr



PROGRAMME

www.sims-congres.fr
www.sims-asso.org

FORMATION MÉDICALE CONTINUE N° : 117 530 944 75

PSI, utilisation du 3D avant chirurgie

J. BERHOUET, M. SLIMANE, M. FACOMPRESZ, D. BOAS, J. PUCHEUX, L. FAVARD



INTRODUCTION

Tout acte chirurgical orthopédique repose sur une stratégie interventionnelle commune. Elle consiste pour le chirurgien à reproduire aussi fidèlement que possible un planning préopératoire rigoureux. Les développements récents de la chirurgie assistée par ordinateur ont ouvert des perspectives prometteuses pour améliorer la précision de la procédure chirurgicale, à travers notamment la réalisation d'une planification opératoire toujours plus détaillée, grâce à des techniques d'imagerie elles-mêmes de plus en plus sophistiquées.

Les "Patient Specific Implants" [1] constituent la dernière évolution technologique pour répondre à cet objectif d'optimisation peropératoire de précision du geste chirurgical [2]. Sous ce terme de PSI est définie l'utilisation d'un nouveau matériel d'assistance à

l'implantation de prothèses orthopédiques. Leur conception repose sur l'acquisition d'une imagerie ostéo-articulaire préopératoire en coupes (scanner). Une reconstruction tridimensionnelle (3D) de l'articulation à opérer peut être générée, servant de support au planning préopératoire du chirurgien pour le placement optimal d'implants orthopédiques virtuels. Ce positionnement obtenu, le PSI est confectionné par impression 3D. Il est utilisé par le chirurgien pendant l'intervention à la place de l'instrumentation traditionnelle à "mains levées". L'intérêt de ces supports matériels réside donc dans leur dessin personnalisé, adapté à l'anatomie du patient à opérer. Ils se positionnent comme de véritables "moules articulaires". Ils doivent être considérés comme des "guides sur mesure" pour la préparation de la mise en place de la prothèse définitive, permettant ainsi de reproduire le planning préopératoire réalisé (fig. 1).

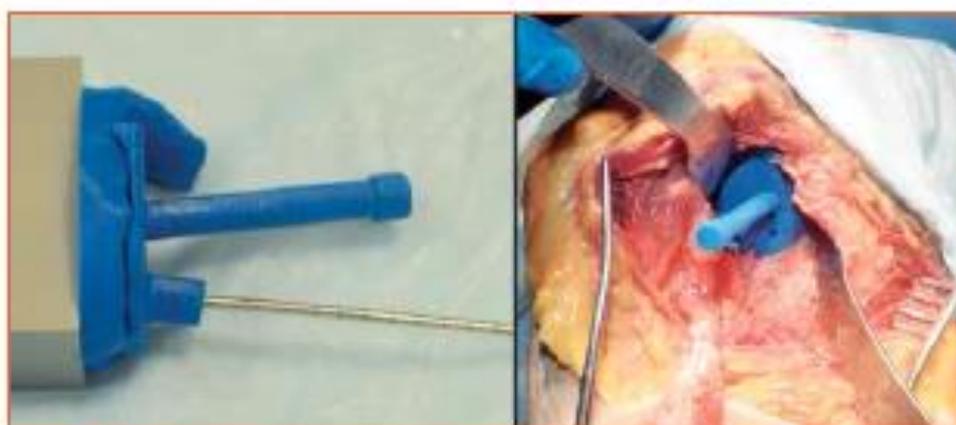


Fig. 1 : Modèle expérimental de PSI : sur son support à gauche ; positionné sur une épaule cadavérique à droite.

Annexe 3 : Poster et manuscrit de la « 3^{ème} contribution ».



Accuracy Of Pre-operative Glenoid Correction In Reverse Shoulder Arthroplasty Comparison Of 3D-interactive and Traditional Methods

Julien Berhouet MD^{1,2}, Lawrence Gulotta MD³, Luc Favard MD PhD¹, Andreas Kontaxis PhD³



¹ CHRU Trousseau TOURS ² Ecole d'Ingénieurs Polytechnique Universitaire de Tours ³ Hospital For Special Surgery, New York

INTRODUCTION

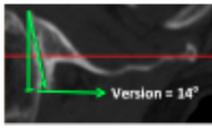
- Malpositioning of the glenoid component in Reverse Shoulder Arthroplasty (RSA) is associated with instability, impingement, and implant failure^{1,2}
- Bony deformities in arthritic shoulders make positioning the glenoid component technically challenging³
- 3D surgical planning has shown potential for accurate placement of the RSA glenoid component^{3,4}
- It remains unclear the advantages this offers over traditional techniques

OBJECTIVE: To investigate the accuracy of RSA glenoid placement in virtual surgeries with or without full 3D visualization of the scapula

METHODS

30 CTs of arthritic shoulders

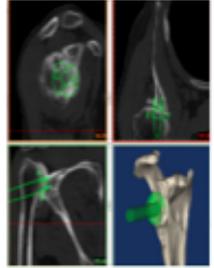
- 3D reconstructions performed in Mimics®
- Pre-operative glenoid version and tilt were measured⁵



Glenoid placement / virtual surgery

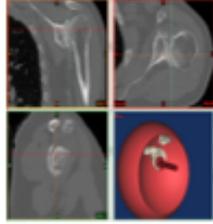
3D-interactive method

- Interactive view of scapula and instrument in 3D and 2D
- One surgeon with RSA experience



Traditional method

- Simulates typical intraoperative view
- No interactive view of instrument
- Two surgeons (different experience)



Goals for virtual surgeries

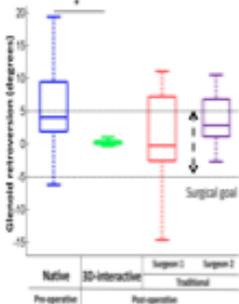
- Place glenoid component in a version of 0 to ±5 degrees
- Place glenoid component in a tilt of 0 to -5 degrees
- Avoid glenoid vault violation
- Achieve at least 50% baseplate contact with bone
- Place glenoid component as inferior as possible

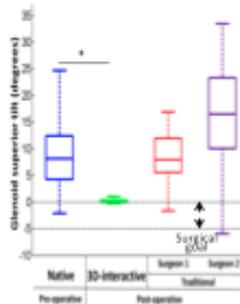
Outcome measures

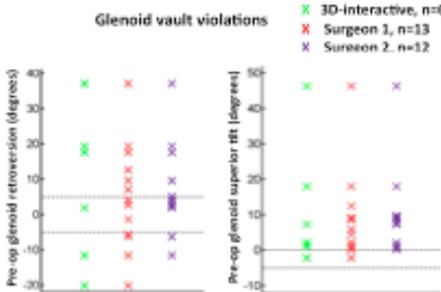
- Post-operative glenoid version and tilt
- Position of glenoid component was assessed as the difference between 3D-interactive method and traditional method

RESULTS

- 3D-interactive method improved the chance of achieving surgical goals
- 3D-interactive method reduce the chance of violating glenoid vault







• Surgeons using traditional method chose approximately the same inferior position as when using 3D-interactive method

DISCUSSION

- Surgeons cannot achieve the surgical goals for post-operative glenoid version and tilt with typical intraoperative view of the scapula
- 3D surgical planning and patient specific instrument should be recommended⁴
- 3D-interactive method can reduce the risk of violating the glenoid vault
- Pre-operative version and tilt are poor indicators for glenoid vault violation
- Both methods achieved similar inferior position for the glenoid component

REFERENCES

1 Boileau, JSES 2006 2 Kontaxis, Clin Biomech 2009
3 Throckmorton, JSES 2015 4 Heinz, JSES 2008
5 Friedman, JBJS 1992

**Pre-operative Planning for Accuracy of Glenoid Component Placement
in Reverse Shoulder Arthroplasty**

Julien Berhouet, MD^{1, 2*}, Lawrence Gulotta, MD^{1, 2}, David Dines, MD¹, Edward Craig, MD¹, Russell Warren, MD¹, Daniel Choi³, Xiang Chen³, Andreas Kontaxis, PhD²

¹ Hospital For Special Surgery, Department of Sports Medicine and Shoulder, 535 E 70th St., New York, NY 10021 USA

² Hospital For Special Surgery, The Leon Root, Motion Analysis Laboratory, 510 E 73rd St., New York, NY 10021 USA

³ Hospital For Special Surgery, Biomechanical Laboratory, 510 E 73rd St., New York, NY 10021 USA

* Corresponding Author: Julien Berhouet, Hospital For Special Surgery, Department of Sports Medicine and Shoulder, 535 E 70th St., New York, NY 10021 USA

Email: julien.berhouet@gmail.com

Conflict of interest:

Julien Berhouet, MD: none

Lawrence Gulotta, MD: Biomet, Inc. Consultant and speaking engagements

Daniel Choi, MSc: none

David Dines, MD: Biomet, Inc. Royalties

Edward Craig, MD: Biomet, Inc. Royalties

Russel Warren, MD: Biomet, Inc. Royalties

Xiang Chen, MSc: none

Andreas Kontaxis, PhD: none

IRB # 13101 :

Review of preoperative CT images of arms from HSS patients prior to shoulder surgery

Period: 6/27/13 - 6/26/14

Abstract:

Background: Glenoid component positioning during reverse shoulder arthroplasty (RSA) remains challenging. Patient-specific instrumentation (PSI) has been advocated to improve its accuracy. It based on a consistent pre-operative planning. The purpose of this study was to determine the accuracy of glenoid placement when only the face of the glenoid is visible, and compare it to the accuracy when the entire scapula is visible on a 3D virtual model.

Materials and Methods: Computed tomographies (CT's) of 30 arthritic shoulders were reconstructed into 3D models. Two surgeons then virtually placed a glenosphere component into the model while only visualizing the face of the glenoid in order to simulate the exposure typically seen intra-operatively (“*blinded-3D*” surgery). One surgeon then placed the component in an ideal position while visualizing the entire scapula (“*visible-3D*” surgery). These two positions were then compared, and the accuracy of glenoid component positioning was determined by correction of the native glenoid version and tilt, as well as by the avoidance of glenoid vault perforation.

Results: The mean version and tilt after “*blinded-3D*” surgery were $+1.4^{\circ} \pm 8.8^{\circ}$ and $+7.6^{\circ} \pm 6^{\circ}$. Glenoid vault violation occurred in 17 specimens. The mean version and tilt after “*visible-3D*” surgery were $+0.3^{\circ} \pm 0.8^{\circ}$ and $+0.1^{\circ} \pm 0.5^{\circ}$, with glenoid vault perforation in 6 cases. Visible-3D surgery statistically improved accuracy over blinded-3D surgery ($p < 0.05$).

Discussion/Conclusion: When the entire scapula is used as a reference, accuracy is improved and glenoid vault perforation is limited. This type of visualization is only possible with pre-operative 3D-CT planning and may be augmented with PSI.

Keywords: reverse shoulder arthroplasty; glenoid component positioning; accuracy; computer tomography assisted surgery; pre-operative planning; patient-specific guide.

Level of evidence: Basic science study.

Introduction:

Reverse shoulder arthroplasty (RSA) has been shown to improve functional outcomes in patients suffering from cuff tear arthropathy (CTA) [5, 28]. However, the RSA procedure remains technically challenging and exhibits many complications like scapular notching, glenoid loosening/failure and prosthetic instability [3, 4, 7].

Biomechanical and clinical studies have shown that RSA glenoid placement is important for clinical outcomes [1, 21, 26, 27]. However, pathologic glenoids with bone deformities and defects make it difficult for surgeons to identify anatomical landmarks, which can compromise their ability to accurately position the glenoid component. While technical recommendations for RSA glenoid placement have been suggested [3, 17, 20, 22, 32], and new prosthetic designs have been introduced [2, 13], several authors advocate the use of assisted surgery (e.g. guided surgery with robotic navigation or patient specific tools) to increase glenoid implantation accuracy [18, 25, 33].

Following the development of total knee and hip replacements [6, 19, 24], patient specific instrumentation (PSI) has recently been investigated for managing the glenoid in total shoulder arthroplasty [16, 25, 29, 37]. Verborgt et al. [33] reported that computer assisted surgery resulted in improved glenoid implantation accuracy for RSA in normal cadaveric shoulders. In a series of 30 patients, Trouilloud et al. [31] reported that a novel guided system resulted in glenoid placement that was very close to a pre-operative plan. Suero et al. [29] reported 4 RSA cases where a custom guide system placed the glenoid within 3.4mm from a position that was planned from pre-operative CTs. Levy et al. [23] used 14 cadaveric specimens to report that PSI guides can achieve accurate glenoid placement that was also defined from pre-operative CT-imaging. The focus of the above studies was mainly to evaluate the accuracy of the PSIs for reproducing a pre-operative planned surgery, where the objective was the glenoid component placement in neutral version and inclination. Most of the cadaveric studies that assessed the surgical accuracy of PSIs were performed in normal (non-pathologic) shoulders and only recently Throckmorton et al. [30] compared PSIs performance on arthritic cadaveric shoulders.

The main goal of an assisted surgery is to consistently and accurately place the glenoid component (version, tilt, position) intra-operatively when visibility of the fixation site, and of the scapula in general, is limited. The pre-operative planning [18] is usually performed in a virtual three-dimensional model that is derived from computed tomography scans (3D CT).

However, it is not well established (or quantified) whether surgeons can estimate and correct the deformity of an eroded pathologic glenoid without any assistive use (e.g use of PSIs). The purpose of this study was to investigate the glenoid component placement for RSA and for pathologic glenoids under two conditions:

1. When surgeons are blinded to the entire scapula and only have visible access of the face of the glenoid, which is typically the case in traditional shoulder arthroplasty.
2. When surgeons have access to the entire scapula as is only possible with pre-operative planning.

This study was performed on a virtual model consisting of 3D CT's of arthritic glenoids. The hypothesis was that glenoid alignment (version and tilt) would not be corrected to normal anatomical values when the surgeon is blinded and has visible access only to the eroded glenoid face.

Materials and methods:

Shoulders computer tomography (CT) data and 3D models:

Thirty shoulder CT-Scans (13 left, 17 right) were acquired from patients (19 females, 11 males) with primary osteoarthritis (OA) or cuff tear arthropathy (CTA) who were scheduled for shoulder arthroplasty. The mean age was 71.6 years (range, 33-87 years old) with mean body mass index of 27.9 kg/m² (range, 21.4-34,1 kg/m²). One patient had undergone a previous shoulder surgery (scapula osteotomy), and one had a traumatic injury (proximal humerus fracture). Both were included in the study.

CT-Scans were imported into MIMICS[®] software (Materialize[®], Leuven, Belgium) in DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) format and were reconstructed into a 3D model. Because of the mismatch between the plane of the scapula and the plane of the image acquisition due to the gantry angle [18, 34], a new plane of the scapula was created by choosing three points on the 3D reconstructed scapula: the

center of the glenoid fossa, the most medial point at the spinal border of the scapula, and the most distal point at the inferior angle of the scapula (*Figure 1A*). Based on this reconstructed scapular plane, new 2D-CT acquisitions were re-calculated (*Figure 1B*) for measuring glenoid version and tilt. Those new CT acquisitions were finally recorded for virtual surgeries.

Prosthesis:

The Biomet Comprehensive[®] Reverse Total Shoulder Arthroplasty (RTSA) (Warsaw, IN, USA) was used in this study. A virtual 3D instrument was created from a retrieved 29-mm baseplate that had been laser scanned (NextEngine 3D Laser Scanner[®], NextEngine, Santa Monica, CA, USA). This glenoid component was modeled with a 10mm-long central keel and a handle was added to the baseplate. The final tool simulated the baseplate glenoid reamer of the Biomet Comprehensive[®] Reverse design that surgeons use in practice (*Figure 2*).

Virtual computer surgery:

Two types of virtual computer surgeries were done on the 30 scapulae: the “*visible-3D*” surgery and the “*blinded-3D*” surgery. The main objectives and instructions for the glenoid placement were applied for both types of surgery. The surgeons aimed to:

- i) correct the version and the tilt (inclination) of the eroded glenoid in order to be as close as possible to anatomical (neutral) angle (0°).
- ii) place the back surface of the RSA baseplate with at least 50% in contact with the glenoid bone.
- iii) choose the most inferior baseplate placement on the glenoid, as per surgical recommendations for avoiding scapular notching [22, 26],
- iv) avoid glenoid vault violation with the central keel of the baseplate.

For each scapula, osteophytes were resected, as is usually done in practice for preparing the glenoid for exposure and glenoid implantation.

The “*visible -3D*” surgery was performed by a surgeon with experience in RSA. The surgeon could interact with both the full 3D-reconstructed model of the scapula as well as the 2D-CT-Scan acquisitions. The operator could move and rotate the 3D model virtually in all directions in order to inspect the positioning of the glenoid baseplate instrument in the varying planes and different views (*Figure 3A*).

The “*blinded-3D*” surgery was performed by two orthopedic surgeons, with different level of experience in RSA (less than 20 and more than 50 shoulder arthroplasties a year). For this type of surgery, the 3D-reconstructed model of the scapula was hidden by an opaque object. Only the face of the glenoid and the tips of the coracoid and the acromion were visible by the surgeons during the placement of the glenoid instrument (*Figure 3B*). As is the case in clinical practice, the surgeons had access to the full pre-operative 2D-CT scans during the procedure, but were not able to check their glenoid placement against the imaging, as was possible for the “*visible -3D*” surgery.

Measurements:

All pre-operative and post-operative measurements of the version and tilt of the glenoid were performed by a single examiner on the 2D-CT scans. The native glenoid type was assessed in the horizontal plane according to the Badet and Walch Classification [35], as well as in the coronal plane according to the Sirveaux and Favard Classification [28].

Pre- and post-operative glenoid version after each type of surgical procedure was measured in degrees according to the recommendations of Friedman [12]. With a similar technique, the pre- and post-operative glenoid tilt was measured on the mid-coronal image and was defined as the angle between the line joining the most medial point of the scapular spine border and the center of the glenoid, and the line joining the superior and inferior rims of the glenoid. Glenoid retroversion and superior tilt were noted positive angles, while glenoid anteversion and inferior tilt were noted as negative angles.

The amount of deformity of the pathologic glenoid was calculated based on the degree of version and tilt and was defined as:

$$deformity = \sqrt{version^2 + tilt^2}$$

This variable was defined to represent the overall deformation of the pathologic glenoid.

Similar to the studies of the deviation from goal was also calculated for the post-operative version and tilt for each type of surgery [18, 37]. The deviation from goal is a positive number and reveals the degree by which the surgeons deviated (in degrees) in their post-operative glenoid placement from the target that they were trying to achieve (neutral version and tilt).

The position of the glenoid post-operatively was also measured and compared between the 2 types of surgeries. Since there was not an exact target of inferior placement (instructions were given to place the glenoid as inferior as possible), the medio-lateral, antero-posterior and supero-inferior offset distance (mm) between the glenoid component placement in the “*visible-3D*” and the “*blinded-3D*” surgeries was measured.

Violation of the glenoid vault was evaluated visually by assessing whether the central keel could be seen outside the vault in the 2D and 3D-CT views (*Figure 4*). The 50% contact between the baseplate and the glenoid that was required by the surgical instructions was quantified with a Boolean function in Mimics software (Boolean subtraction between the baseplate and the 3D glenoid models).

Statistical analysis:

A repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used to establish if there were significant differences in version and tilt between the three surgeons (one with the “*visible-3D*” and two with “*3D-blinded*” surgeries). Where differences were found, a posthoc test with Bonferroni correction was applied in order to establish the significance of each of the independent factors. The significance level was set at $p=0.05$.

Results:

The pre and post-operative data for both types of surgeries and all surgeons as well as the deviation from goal results are shown and summarized in *Figure 5 and Table 1*).

According to the Badet and Walch Classification [35], the specimens were divided into: 12 type A1, 7 type A2, 4 type B1, 6 type B2 and 1 type C. According to the Sirveaux and Favard Classification [28], the specimens were divided in 8 type E0, 19 type E1, 1 type E2, 1 type E3 and 1 type E4. The pre-operative

glenoid version and tilt varied considerably between the subjects. The average glenoid version was $+5.4^{\circ} \pm 9.9^{\circ}$ (range -20.2° to $+37.1^{\circ}$), tilt was $+10.7^{\circ} \pm 9.5^{\circ}$ (range -2.2° to 46.3°) and deformity was $14.3^{\circ} \pm 10.5^{\circ}$ (range 2.9° to 59.3°).

The “*visible-3D*” surgery resulted in an average post-operative glenoid version, tilt, and deformity that were $+0.3^{\circ} \pm 0.8^{\circ}$, $+0.1^{\circ} \pm 0.5^{\circ}$ and $0.7^{\circ} \pm 0.7^{\circ}$ respectively. The deviation from goal was relatively small, averaging on $0.5^{\circ} \pm 0.7^{\circ}$, $0.4^{\circ} \pm 0.4^{\circ}$ for version and tilt, respectively. However, even in the ‘visible-3D’ surgery, there were violations of the glenoid vault that occurred in 6 specimens. This was because the surgeon could not find a fixation point that could satisfy the implantation criteria where there must be at least 50% contact of the baseplate with the glenoid. The mean pre-operative glenoid version, tilt and, deformity for this set of 6 scapulae alone were $+17.9^{\circ} \pm 11.6^{\circ}$, $+12.1^{\circ} \pm 18.2^{\circ}$ and $23.8^{\circ} \pm 8.6^{\circ}$, respectively, compared to $+4.8^{\circ} \pm 5.2^{\circ}$, $+9^{\circ} \pm 4.8^{\circ}$ and $11.9^{\circ} \pm 5.9^{\circ}$ for the 24 other scapulae where there was no glenoid vault perforation. The values of version and deformity were significantly larger for those 6 violated glenoids ($p=0.0005$ and $p=0.001$ respectively).

The “*blinded-3D*” surgery resulted in post-operative glenoid version, tilt, and deformity which were not significantly different than the pre-operative glenoids ($p>0.180$ for all version, tilt and deformity, *Figure 5*). The deviation from goal for the less experienced surgeon was $+6.3^{\circ} \pm 6.4^{\circ}$, $+8.6^{\circ} \pm 4.6^{\circ}$ and $11.6^{\circ} \pm 6.3$ for version, tilt and deformity respectively. The more experienced surgeon achieved $5.9^{\circ} \pm 5.7^{\circ}$, $16.2^{\circ} \pm 8.6$ and $18.1^{\circ} \pm 8.6^{\circ}$ respectively. Those post-operative values from both surgeons that used the “*blinded-3D*” method were significantly larger from the respective values of the surgeon that used the “*visible-3D*” surgery ($p<0.001$ for all version, tilt and deformity). However, there was no significant difference between the two surgeons of the “*blinded-3D*” surgery for any of the measurements ($p>0.264$ for version, tilt and deformity). Even when the 6 scapulae that had glenoid violation on the “*visible-3D*” surgery were omitted from the analysis (considered as highly eroded glenoids), the results did not change significantly for either of the surgeons ($p=0.839$, $p=0.691$, $p=0.638$ for version, tilt and deformity).

Glenoid vault violation was observed more frequently when the two surgeons used the “*blinded-3D*” surgery. Out of the 30 specimens, there were 17 glenoid violations amongst the two surgeons. Six of them were the same as those observed in the “*visible-3D*” surgery (and occurred with both surgeons) (*Figure 6*). The

experienced surgeon created an additional 7 (total 13), and the less experienced surgeon an additional 8 (total 14) violations. Together they created an additional 11 violations (total 17 including the 6 scapulae where violation was also observed in “*visible-3D*”). The mean pre-operative glenoid version, tilt and deformity for the group of those 11 scapulae were $+3.1^{\circ}\pm 3.1^{\circ}$, $+7.0^{\circ}\pm 3.8^{\circ}$ and $9.9^{\circ}\pm 2.5^{\circ}$ respectively. This was not significantly different from the 13 scapulae in which no glenoid violations occurred ($6.3^{\circ}\pm 4.5^{\circ}$, $10.7^{\circ}\pm 8.2^{\circ}$ and $13.6^{\circ}\pm 7.4^{\circ}$ for version, tilt and deformity, $p=0.146$, 0.184 and 0.126 respectively).

The results of the glenoid positioning offset between the “*visible-3D*” and the 2 surgeons in the “*blinded-3D*” placement are shown in the *Table 2*. There were also no significant differences between the two surgeons on placing the glenoid compared to the “*blinded-3D*” method ($p > 0.05$).

Discussion:

Accurate positioning of the glenoid baseplate in RSA remains technically challenging. Levy et al. [23] and Throckmorton et al. [30] have recently reported efficiency in using patient-specific guides during RSA in cadaveric procedures in order to precisely reproduce a pre-operative plan. The current study investigated how accurately surgeons can follow surgical recommendations (targets) when they could visualize and interact with the full scapula as opposed to having limited visual access (only to the glenoid), thus simulating intra-operative conditions. The results clearly showed that when the “*visible-3D*” method was used (full visualized scapula), the deviation of the surgeon from the surgical recommendation was very small ($0.5^{\circ}\pm 0.7^{\circ}$). In contrast when the 2 surgeons used the “*blinded-3D*” method, the deviation was significantly larger for version, tilt, and deformity and it was independent of their experience.

The inability to correct an eroded glenoid’s native version has already been reported as an adverse factor in the outcomes of total shoulder arthroplasty [9, 36]. The effects of residual retroversion and glenoid inclination have not been clearly described for RSA. However, studies suggest that limiting the post-operative retroversion to less than 10° reduces the risk of dislocation [11]. Gutierrez et al. [14] have also shown that increased micromotions and shear forces at the bone-baseplate interface occur when the glenoid baseplate is

fixed with superior tilt. Other studies have suggested 0 or 10 degrees of glenoid baseplate tilt placement in order to minimize impingement [10][15].

In general, it is recommended that prosthetic components be placed in an anatomic position, even in eroded glenoids, in order to optimize post-operative outcomes. In the current study, surgeons were not efficient in correcting the normal version and tilt of the eroded glenoid when they could not see the orientation of the scapula. Visualization of the entire scapula was only possible when the surgeon could see and manipulate the 2D-CT and the full 3D model of the scapula. Even if it is still not fully understood what the optimal glenoid placement is for RSA, it is clear that the surgeons cannot be accurate when their visible access to the scapula orientation is not possible. It is also not clear whether a small deviation from accuracy has any clinical importance. However, the 2 surgeons that used the ‘*blinded-3D*’ method averaged a rather large deviation with $6.1^{\circ} \pm 6.0^{\circ}$ on version and $12.4^{\circ} \pm 7.8^{\circ}$ on tilt. On an arthritic bone, where bone density and quality is variable, a deviation from target may result in reaming that may compromise bone quality and eventually fixation.

Violation of the glenoid vault would also compromise the primary fixation of the glenoid component. Several studies [9, 36] have emphasized the difficulty in managing eccentric erosion in primary shoulder osteoarthritis given the risk of perforation. In the current study, vault violation was observed after the “*visible-3D*” surgery for 6 specimens. This was unavoidable due to the massive bony deformities or defects, which would inevitably need to be managed by a bone graft in clinical practice. The average native glenoid version for this sub-group was $+17.9 \pm 11.6^{\circ}$. This is much larger than the 15° of retroversion that was found by Clavert et al.[8] to be amenable to eccentric reaming during anatomic shoulder arthroplasty while still avoiding glenoid vault perforation. In addition to the 6 specimens with vault violations in the “*visible-3D*” surgery, an additional 11 specimens had vault violations in the “*blinded-3D*” surgery. The pre-operative glenoid deformities for this sub-group were moderate (version: $+5.5^{\circ} \pm 3.1^{\circ}$, inclination: $+7.0^{\circ} \pm 3.2^{\circ}$), and not different than those observed in the sub-group of specimens without vault perforation (version: $+6.4^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$, inclination: $+10.7^{\circ} \pm 7.8^{\circ}$). Thus the glenoid vault violations for the 11 specimen described above was not attributable to unfavorable glenoid anatomy. The ability to fully visualize the 3D anatomy of the scapula was a more

important factor than the amount of glenoid erosion alone. No threshold values of glenoid version and tilt were found to be linked to a higher risk of vault violation.

Despite the fact that the surgeons were not able to follow the guidelines to place the glenoid in neutral version and tilt when they used the “*blinded-3D*” surgery, they were still able to position the baseplate as low as in the “*visible-3D*” surgery. This can be explained by the lack of soft tissues around the glenoid which was not simulated in the study. This is a limitation of this work since the soft tissues (capsule, and residual muscles) cover the glenoid rim and can hinder the ability of the surgeon to identify the inferior glenoid border.

One of the strengths of the investigation was the inclusion of a large dataset of pathologic, preoperative specimens that had a wide range of deformities. Very few investigators have included a large sample of arthritic specimen [30]. In addition, the study design allowed the comparison of procedures done by two surgeons of varying RSA experience to a reference procedure on the same specimen. Previous studies have only enrolled single surgeons without a control group on the same cadaveric shoulders [23, 31].

However, there are several limitations that also need to be considered in this study. The comparison of the traditional “*blinded-3D*” to a “*visible-3D*” surgery was based on a virtual model. This type of procedure underestimates surgical pitfalls met in practice such as exposure difficulties, impairments in the use of new instruments, and peri-operative complications. Another limitation of this study is the lack of analysis of the peripheral screw placements which was not considered in the present work. The surgical guidelines chosen for the glenoid placement is currently not well understood. In this study, we used neutral values for version and tilt as the gold standard, but this may not be optimal in all patients. Further studies are needed to investigate ideal glenoid positioning to maximize function and limit mechanical failures. However, this study showed that in order for surgeons to accurately follow surgical guidelines and place implants in a predetermined position, access to the entire scapula for reference is necessary. This is only possible intra-operatively with the use of guided surgery, or with the use of patient specific instrumentation.

Conclusion :

The “*visible-3D*” surgery allowed the surgeon to achieve an accurate placement of the RSA glenoid component as was defined by the surgical recommendations of this study (neutral correction of the glenoid version and tilt). In contrast, surgeons performing the “*blinded-3D*” surgery were unable to accurately place the RSA glenoid component, regardless of their experience. Even if there are no proven standards of what the optimum glenoid placement for RSA should be, this study suggests that it is challenging for surgeons to accurately estimate glenoid erosion and place the glenoid baseplate accordingly. This suggests that surgeons would benefit from surgical assistance systems (e.g. personal guides, navigation systems) if it is to follow a pre-operative plan in order to accurately place the glenoid component in the desired position. However, further studies are necessary to determine the optimal position for these implants, and to determine if these results correlate with cadaveric and clinical experience.

Etude de précision du positionnement glénoïdien prothétique après utilisation d'un modèle de guide sur mesure. Première expérience de 10 patients opérés.

Julien Berhouet, Luc Favard

Introduction : L'implantation du composant glénoïdien d'une prothèse totale d'épaule anatomique peut désormais être assistée par l'utilisation de guides sur mesure. Cette technologie repose sur une étape de planification pré opératoire précise du positionnement glénoïdien, réalisée à partir d'un scanner de l'épaule. Elle prend en compte la correction de la version et de l'inclinaison glénoïdienne initiale, et la surface de contact entre l'implant et la surface glénoïdienne. Un guide est alors confectionné avec pour principal objectif de reproduire aussi précisément que possible le planning pré opératoire durant l'intervention. Le but de cette étude était d'évaluer pour une première série de 10 patients la fiabilité d'utilisation et la précision de reproductibilité d'un planning pré opératoire par un système de guide sur mesure.

Matériel et Méthode : Dix patients devant être opérés d'une prothèse totale d'épaule anatomique ont fait l'objet d'une planification pré opératoire pour le positionnement de l'implant glénoïdien. Le guide sur mesure fabriqué, propre à chaque patient, a ensuite été utilisé pendant l'intervention pour l'implantation prothétique, en permettant le placement de la broche guide nécessaire à la préparation glénoïdienne. Le positionnement du composant glénoïdien a été évalué en post-opératoire par la réalisation d'un scanner. La version et l'inclinaison prothétique obtenues après l'intervention, ainsi que la position de la broche guide de préparation glénoïdienne dans les sens supéro-inférieur, antéro-postérieur et médio-latéral ont été comparées aux données de la planification pré opératoire.

Résultats : Les résultats préliminaires de cette étude (8 patients sur les 10 inclus) ont montré que l'orientation moyenne globale 3D du composant glénoïdien après intervention différait de $5,2 \pm 2,7^\circ$ par rapport au planning pré opératoire. C'est le positionnement en rotation qui différait le plus, avec une variation de $5,9 \pm 8,7^\circ$. L'implant glénoïdien en post opératoire était plus antéversé de $2,7 \pm 4,3^\circ$ et plus incliné vers le bas de $0,8 \pm 3,4^\circ$. L'erreur moyenne pour le point d'entrée 3D de la broche guide était de $3,1 \pm 0,4\text{mm}$, avec une différence plus importante en médio-latéral ($2,1 \pm 0,9\text{mm}$) qu'en supéro-inférieur ($1,1 \pm 1,3\text{mm}$) et antéro-postérieur ($0,5 \pm 1,2\text{mm}$).

Discussion-Conclusion : L'absence de guidage pour le fraisage et la rotation du guide sur mesure évalué dans cette étude explique les différences observées pour ces critères de positionnement glénoïdien entre la planification opératoire et le résultat post-opératoire. Une amélioration tenant compte de ces 2 paramètres peut

être envisagée dans la conception à venir des guides sur mesure utilisés pour l'implantation glénoïdienne.

Mots clés : prothèse totale d'épaule ; positionnement glénoïdien ; planification pré opératoire ; guide sur mesure.

De : "CORMIER Jocelyne" <jocelyne.cormier@orange.fr>
Objet : ABSTRACTS SOFEC 2016 - Sélection
Date : 5 juillet 2016 16:40:01 UTC+02:00
À : <julien.berhouet@gmail.com>

Julien Berhouet .

Le bureau de la SOFEC a sélectionné votre communication pour son programme du **Mercredi 9 Novembre**, pendant la Journée des Spécialités de la SOFCOT 2016.

« Etude de précision du positionnement glénoïdien prothétique après utilisation d'un modèle de guide sur mesure. Première expérience de 10 patients opérés. »

- Vous disposerez de 5' pour votre présentation + 2' de discussion. Pour le bon déroulement des séances, nous vous remercions de respecter scrupuleusement votre temps de parole.
- Nous vous remercions de vérifier (dans le programme en fin de mail) l'intitulé de votre communication, ainsi que la liste des co-auteurs. Toute modification devra être signalée par retour de mail.

Cordialement à vous



jcsfec@orange.fr

J.Cormier – Contact SoFEC

Tél 02 40 28 08 87

34 Rue du 11 novembre – 44110 Châteaubriant

www.asso-sofec.fr

Annexe 5 : Poster et manuscript en cours de la « 5^{ème} contribution ».



The effect of glenoid alignment in functional outcomes in reverse shoulder arthroplasty
Functional outcomes in reverse shoulder arthroplasty
 Julien Berhouet MD^{1,2}, Lawrence Gulotta MD³, Luc Favard MD PhD¹, Andreas Kontaxis PhD³



¹ CHRU Trousseau TOURS ² Ecole d'Ingénieurs Polytechnique Universitaire de Tours ³ Hospital For Special Surgery, New York

INTRODUCTION

A previous study highlighted the benefit of a 3D preoperative interactive planning compared to a traditional surgery for placing accurately the glenoid component of reverse shoulder arthroplasty (RSA). However there isn't any evidence that this accurate placement affects the RSA functional outcomes in terms of free-impingement range of motion.

OBJECTIVE: To investigate the effect of the glenoid component placement for RSA on a postoperative modeled motion analysis following the both virtual computer procedures previously described (Ref).

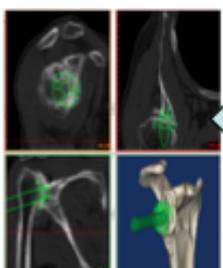
METHODS

3D CTs of arthritic shoulders

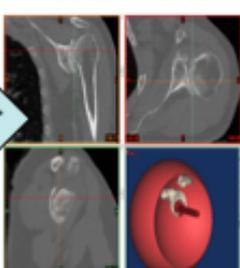
Glenoid placement / virtual surgery

Virtual motion analysis

3D-interactive method



Traditional method



Newcastle Shoulder Model (Ref) → Motions → MotLab Software → Impingement detection

Standard Activities	Degree of Motion
1. Abduction	0 to 150
2. Forward Flexion	0 to 150
3. Scapula Plane Elevation = scaption	0 to 150
4. External/Internal rotation	-80 (external) to 80 (Internal)

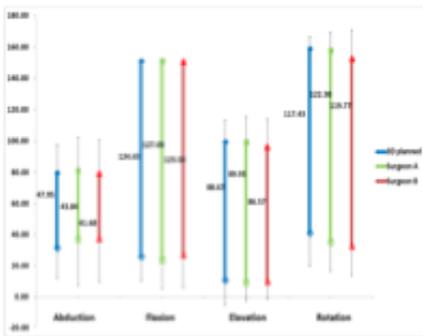
Activities of Daily Living (ADLs)	
1. Reach to opposite axilla	6. Drink from mug
2. Reach to opposite side of neck	7. Answer telephone
3. Reach to side and back of head	8. Brush left side of head
4. Eat with hand to mouth	9. Lift block to shoulder height
5. Eat with spoon	10. Lift block to head height

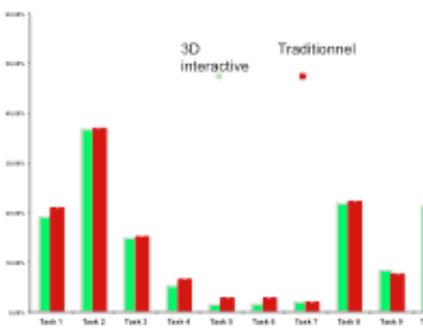
RESULTS

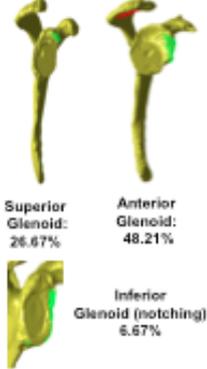
- Standard Activities: No difference for range of motion between both surgeries

- ADL: No difference for range of motion between both surgeries

- Location of impingement:







Superior Glenoid: 26.67%
 Anterior Glenoid: 48.21%
 Inferior Glenoid (notching): 6.67%

DISCUSSION

The significant difference of the post-operative version and inclination between the two procedures didn't result in significant differences in free-impingement range of motion. 3D preoperative planning based on glenoid positioning for correcting glenoid version and inclination didn't ensure a better functional RSA outcome.

REFERENCES
Kontaxis A, Comput Methods Biomech Biomed Engn. 2008

Journée Recherche 2016 Limoges-Tours-Poitiers

The effect of glenoid alignment in functional outcomes in reverse shoulder arthroplasty

Functional outcomes in reverse shoulder arthroplasty

Julien Berhouet, MD ^{1,2*}, Andreas Kontaxis, PhD ², Daniel Choi ³, David Dines, MD ¹, Edward Craig, MD ¹,
Russel Warren, MD ¹, Xiang Chen ³, Lawrence Gulotta, MD ^{1,2}

¹ Hospital For Special Surgery, Department of Sports Medicine and Shoulder, 535 E 70th St., New York, NY
10021 USA

² Hospital For Special Surgery, The Leon Root, Motion Analysis Laboratory, 510 E 73rd St., New York, NY
10021 USA

³ Hospital For Special Surgery, Biomechanical Laboratory, 510 E 73rd St., New York, NY 10021 USA

* Corresponding Author : Julien Berhouet, Hospital For Special Surgery, Department of Sports Medicine and
Shoulder, 535 E 70th St., New York, NY 10021 USA

Telephone : 917-794-0084

Email : julien.berhouet@gmail.com

Conflict of interest :

Julien Berhouet, MD: none

Andreas Kontaxis, PhD: none

David Dines, MD: Biomet, Inc. Royalties

Edward Craig, MD: Biomet, Inc. Royalties

Russel Warren, MD: Biomet, Inc. Royalties

Xiang Chen, MSc: none

Daniel Choi, MSc: none

Lawrence Gulotta, MD: Biomet, Inc. Consultant and speaking engagements.

Abstract :

Background : A previous study highlighted the benefit of a 3D preoperative interactive planning compared to a traditional surgery for placing accurately the glenoid component of reverse shoulder arthroplasty (RSA). However there isn't any evidence that this accurate placement affects the RSA functional outcomes in terms of free-impingement range of motion.

Material and Methods :

Two types of virtual surgery : « *visible- 3D* » and « *blinded-3D* » procedures were performed on 30 arthritic shoulders in aim to correct pre-operative glenoid deformities. Pre and postoperative glenoid version and inclination, as well as glenoid component sagittal position were measured. The « *visible- 3D* » surgery achieved to correct significantly the pre-operative glenoid version and tilt, while the « *blinded-3D* » surgery failed. There wasn't any difference for the sagittal inferior glenoid component position between both procedures.

Then a computerized motion analysis was applied for each post-operative group, including 4 standard range of motion (ROM) activities and 10 activities of daily living (ADL). For standard activities, the average ROM was calculated, while the risk of impingement during ADL was assessed.

Results : There wasn't any difference for impingement occurrence in all ADL as well as for ROM in standard activities between the both groups.

Discussion/Conclusion : The significant difference of the post-operative version and inclination between the two procedures didn't result in significant differences in free-impingement range of motion. 3D preoperative planning based on glenoid positioning for correcting glenoid version and inclination didn't ensure a better functional RSA outcome.

Keywords : reverse shoulder arthroplasty ; glenoid component positioning ; accuracy ; motion analysis ; patient-specific guide ; free-impingement range of motion

Level of evidence : Basic Science Study.

IRB # 13101 :

Review of preoperative CT images of arms from HSS patients prior to shoulder surgery

Period: 6/27/13 - 6/26/14

Introduction :

Reverse shoulder arthroplasty (RSA) has proven its efficiency for relieving pain and recovering function in elderly patients that suffer from tear arthropathy (Ref). However, scapular notching (Ref) and limitations on range of motion (ROM), especially in rotation (Ref), are still a concern despite the clinical recommendations for positioning the glenoid component (Ref).

Several studies focused on the benefits of patient-specific assisted procedures (Ref). This technology relies on the use of a custom-guide manufactured based on a three dimensional (3D) computer preoperative planning, aiming to place accurately the glenoid component while correcting initial glenoid deformities. Several authors used cadavers (Levy et al.@@) or real patients (Suero et al.) to show how the use of patient specific instrumentation (PSI) can aid the surgeon reproduce a preoperative plan and be accurate with the placement regarding the version and inclination (tilt) of the RSA glenoid component placement. Iannotti et al. (Ref) reported that the combination of a 3D preoperative plan with a transfer custom-guide was more accurate than the standard instrumentation with or without 3D preoperative planning for correcting glenoid version and tilt on 9 cadaveric specimens. In a recent study, Throckmorton et al. (Ref) showed that in a cadaveric study that included 70 pathologic specimens and 5 surgeons of varying experience levels, PSIs placed more accurately the glenoid component than the traditional instrumentation.

For most of these studies, the goals of the 3D preoperative planning before the guide manufacturing were to achieve postoperative glenoid component positioning with version and tilt closed to neutral values (Ref). However there isn't any evidence yet for considering that those criteria of glenoid correction are relevant for improving the functional outcomes of patients with RSA. In case of the patient specific guides already introduced for total knee replacement, there wasn't any substantial improvements in patient function reported (Ref).

A recent study demonstrated the advantage of a 3D pre-operative interactive planning on correcting pathological glenoid deformities and avoiding glenoid vault violation compared to traditional methods. However it is not clear how correcting the glenoid alignment alone could lead to less impingement. Thus, the purpose of this study was to investigate the effect of the glenoid component placement for RSA on a set of

kinematic activities that included standardized clinical tests (e.g. abduction, forward flexion) and activities of daily living. The hypothesis of the current study was that glenoid component fixation with neutral alignment didn't affect the occurrence of impingement in RSA.

Materials and methods :

Shoulders computer tomography (CT) and 3D models:

Thirty pathologic shoulders CT-Scans in DICOM format (Digital Imaging and Communications in Medicine) from patients suffering with osteo-arthritis (OA) and cuff tear arthropathy (CTA) were used. The data were imported to MIMICS[®] software (MIMICS[®] software, Materialize[®], Leuven, Belgium) for 3D-reconstruction and segmentation. Three dimensional models of the scapulae and humeri were created for each subject. Mean preoperative glenoid version and inclination were calculated according the Friedman (Ref) Maurer methodologies (Ref) accordingly ($+5.4\pm 9.9^\circ$ and $+10.7\pm 9.5^\circ$ respectively (Ref)).

Prosthesis:

The Biomet Comprehensive[®] Reverse Total Shoulder Arthroplasty (Warsaw, IN, USA) was used in this study (Fig. 1). A virtual 3D model of the prosthesis was created from a retrieved implant that had been laser scanned (NextEngine 3D Laser Scanner[®], NextEngine, Santa Monica, CA, USA). The implant had:

- i) a 28mm diameter glenoid baseplate ;
- ii) a 36mm diameter standard glenosphere without offset;
- iii) a size 4 humeral 'platform' long stem ; iv) a 44mm diameter standard onlay humeral tray; and v) a 44-36mm diameter standard humeral bearing.

The neck/shaft angle of the prosthesis and the humeral cut was at 135° (Fig. @@). However, the humeral bearing had a 12° angulated wedged shape with the widest part placed medially. This means that the neck/shaft articulated surface was at 123° (Fig. 1.a).

Virtual computer surgery:

The first part of the virtual computer surgery used data of the previous study mentioned above (Ref).

Two types of RSA procedure using the virtual baseplate glenoid were performed on the glenoid side of the 30 specimens :

i) The « *visible- 3D* » surgery was operated by a single orthopaedic surgeon able to fully visualize the 3D model of the scapula and to deal with the glenoid placement from the 3D and 2D-CT-Scans views.

ii) The « *blinded-3D* » surgery was performed by 2 surgeons with different levels of RSA experience. This procedure simulated the intra-operative conditions, where only the glenoid face of the scapula can be visible.

The goal in both procedures were for the surgeon to place glenoid component by correcting version and inclination to neutral values, as well as choose the most inferior placement, as per surgical recommendations for avoiding scapular notching.

Glenoid positioning achieved with those procedures was different. The surgeon that used the « *visible-3D* » method could managed an average post-operative glenoid version and inclination of $+0.3\pm 0.8^\circ$ and $+0.1\pm 0.5^\circ$, respectively. In contrast the surgeons that used the « *blinded-3D* » surgery achieved on average a much more variable version and tilt with values of @@@ for version and @@@ for tilt.

The antero-posterior and infero-posterior placement of the glenoid showed no difference between the two procedures. Detailed results are displayed in the *Table 1* and *Figure 1*.

After the placing of the virtual glenoid plate, the excess bone of the arthritic glenoids were artificially reamed in order to fit the backside of the 29mm baseplate with at least 50% in contact with the glenoid bone. The 36mm glenosphere was assembled after the baseplate was in place.

A single surgeon placed the humeral component in all the specimens using the full 3D and 2D model views of the humeral reconstructions. The humerus was resected at its surgical neck in a 135° neck/shaft angle (per manufacturer surgical guidelines). The stem was placed with 0° of humeral version.

Motion analysis and measurements:

Two sets of activities were tested in each of the 30 pathologic specimens:

i) *Standard activities*, consisting of abduction, forward flexion and scapular plane elevation from 0° to 150° ; external and internal rotation from -80° to 80° in 20° humerus abduction. Those motions included scapula kinematics from real RSA subjects (Ref).

ii) *Activities of daily living (ADLs) (Table 2)*: A set of 10 ADLs including hygiene, feeding and everyday objects were tested. The kinematic data were taken from a published database (Murray et al., 2004). Those motions included healthy scapula kinematics as it was described by Charlton et al., (2006).

Impingement detection

Impingement was detected using a custom in-house Matlab algorithm during the kinematic datasets. The impingement algorithm could detect any contact (graphical overlap) of the models of the humeral cup to the glenoid (intra-articular impingement) or of the humerus to the acromion or coracoid (extra-articular impingement). When impingement was detected during a motion, the algorithm recorded the position of the facets that were overlapping (without stopping or altering the simulated motion).

For *standard activities*, the average impingement free ROM for each post-operative group was calculated. The impingement free ROM was defined as the total degrees of motion without incidence of impingement in each activity.

For *ADLs*, the risk of impingement was assessed as the collective frequency of impingement across a cycle of motion. Frequent impingement sites on scapula surface were also analyzed.

Statistical analysis :

Repeated measures ANOVA with Bonferroni pair wise comparison was performed to compare the variances of duration and frequency of impingement between groups with different humeral versions. Statistical significance was assumed when $p < 0.05$.

Results :

During *standard activities*, for baseplate positions within the boundaries of mean plus one standard deviation, there wasn't any effect of the sagittal glenoid alignment on the impingement free ROM achieved with « *visible-3D* » surgery and the both surgeons involved in the « *blinded-3D* » surgery ($p>0.05$) (*Figure 3*).

For baseplate positions outside the boundaries in inferior and superior directions in case of « *blinded-3D* » procedure, impingement free range of flexion, scapular plane elevation and rotations were significantly higher with larger inferior translation than in case of the « *visible-3D* » surgery, while there were significantly lower with larger superior translation ($p<0.05$) (*Figure 4*).

For baseplate positions outside the boundaries in anterior and posterior directions in case of « *blinded-3D* » procedure, only impingement free range of flexion was significantly better than in « *visible-3D* » procedure ($p<0.05$) (*Figure 5*).

During *ADLs*, there wasn't any effect of the glenoid alignment in the sagittal plane on the impingement incidence between either type of surgery or between the surgeons involved in the « *blinded-3D* » procedure ($p>0.05$) (*Figure 6*).

The most frequent impingement sites on the scapula was the superior (28.33%) and anterior (27.97%) borders of the glenoid, while the frequency of scapular notching was relatively low (7.8% inferiorly) (*Figure 7*).

Discussion :

Patient specific assisted RSA procedure is based on a 3D preoperative planning and they usually used to help surgeons place the glenoid baseplate with great accuracy. However, it is not clear what the goals of the pre-operative planning should be, with most of the studies indicating that correction of version and tilt should result in minimum impingement. This study showed that even when pre-operative planning was used to correct glenoid version and tilt in preoperative arthritic shoulders (*visible-3D* procedure) the results of

impingement were not significantly different from the « *blinded-3D* » procedure, that simulated real intra-operative procedures and where the post-operative alignment was much more variable and far from neutral correction of version and tilt.

Recommendations for RSA baseplate positioning for avoiding scapular notching, include inferior offset (Ref), inferior tilt (Ref) and lateralization (Ref).

In this study, one of the main goals for the surgeons that performed the virtual surgeries was to place the baseplate as low as possible on the arthritic glenoid. Inferior positioning and range of motion were the same regardless the access of a 3D reconstruction of the scapula during the virtual surgery. Nevertheless ranges of motion for standard activities were significantly better in case of outliers specimens with larger inferior alignment of the glenoid component. Finally, even if surgeons were aware about the importance of the inferior offset of the component, they didn't manage it sufficiently. RSA functional outcomes in terms of ranges of motions were not optimized. It can be assumed that inferior offset of the baseplate positioning is more challenging to address for surgeons during real surgery, especially because of a lack of reliable landmarks or lack of exposure of the inferior ream of the glenoid.

One of the main parameters that the surgeons had to account for in this study was the correction of the glenoid tilt and version. While superior inclination of the baseplate was reported to provide inferior scapular notching (Ref), inferior tilt positioning still remains controversial (Ref). Edwards et al (Ref) reported that inferior tilt of the glenoid component didn't decrease the risk of notching, while Gutierrez et al (Ref) showed that inferior alignment of the baseplate can reduce inferior impingement and shear forces at the bone-prosthesis interface. In the current study, even if the correction of the glenoid tilt in « *visible-3D* » procedure ($+0.1\pm 0.5^\circ$) was better than with the « *blinded-3D* » procedure (surgeon A : $+7.6\pm 6.0^\circ$; surgeon B: $+15.7\pm 9.3^\circ$) there wasn't any effect on the impingement. The same observation can be reported for the glenoid version correction since in the literature there isn't any evidence to prove impingement improvement with neutral glenoid version.

The visualization of the 3D model of the arthritic scapula, was important for assisting surgeons to place accurately RSA glenoid component and correct the pathologic version and tilt. However it didn't affect

functional results recorded during the virtual motion analysis. The results of the study suggest that the design and properties of the patient specific guides need to be based on functional criteria rather than on specific parameters of glenoid component positioning. The data showed that frequent sites of impingement were at the superior and anterior parts of the glenoid. Some recent studies (Ref) reported the occurrence of superior impingement with the acromial arch and the coracoid tip, especially since the use of universal humeral stem platform with RSA onlay humeral tray design. It is clear that impingement occurs in multiple places on the glenoid, acromion and coracoid and a pre-operative plan needs to minimize the overall impingement in order to maximize range of motion in RSA. The results also showed that impingement is also dependent on the anatomy of scapula, since the size and shape of the glenoid, coracoid and acromion can vary a lot within the population. Preoperative planning based on a motion analysis for improving the functional results of patients with RSA needs to be utilized together with patient specific guides in order to place accurately the glenoid baseplate.

There are several limitations in the current study. The both virtual placement didn't represent the difficulty of glenoid exposure and consequently the placement of the glenoid component. Nevertheless the pathologic specimens that were included in the study had large pre-operative deformities fact that presented a challenge to the surgeons on identifying anatomical landmarks which is very common in real intra-operative conditions for the surgeons.

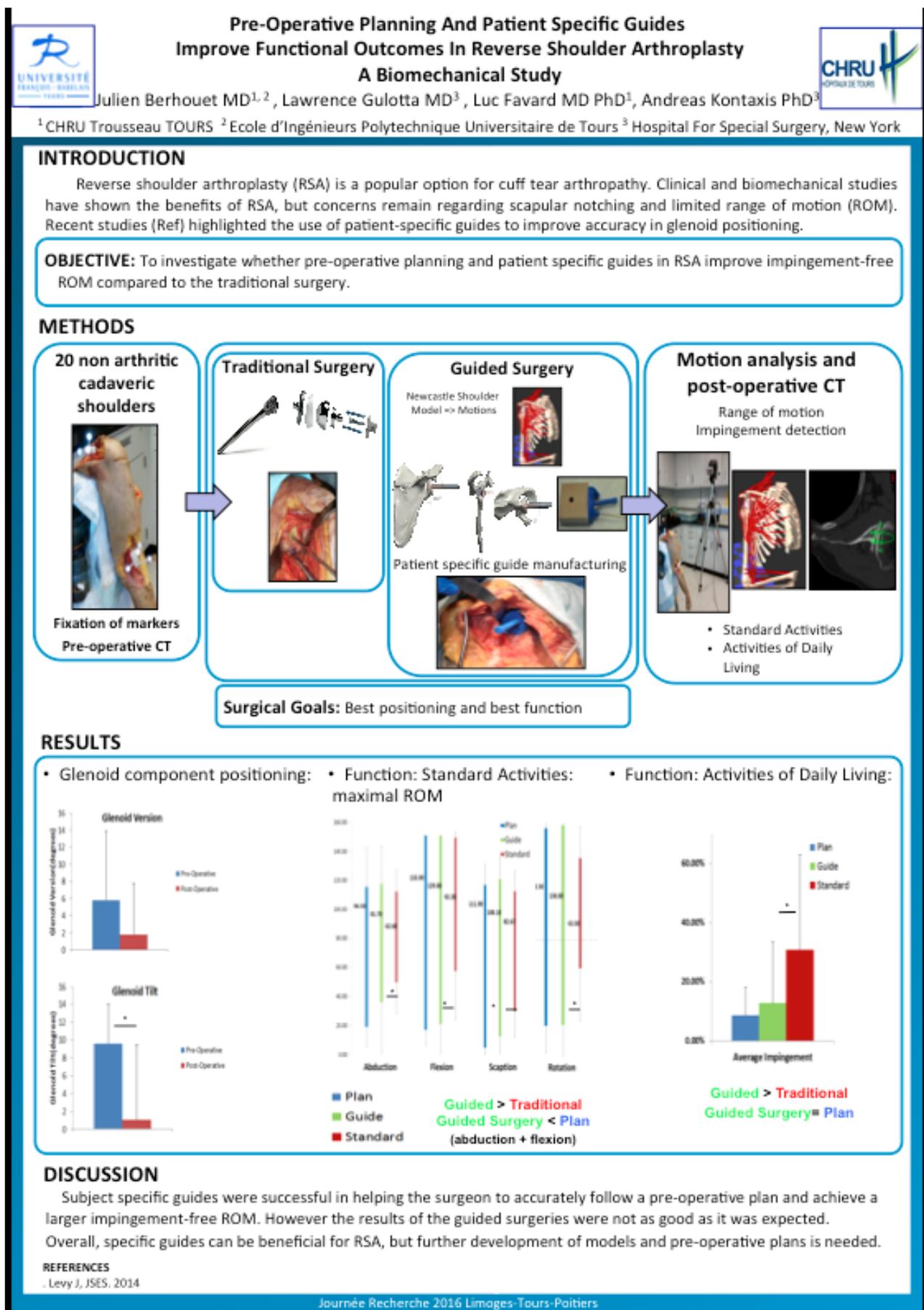
The postoperative computerized motion analysis didn't take into account the effect of soft tissues tensioning and constraints, which can compromise range of motion. In addition some the kinematics of the ADLs included scapula kinematics data from healthy subjects, fact that can underestimate risk of impingement. Favard et al. (Ref) and more recently Kontaxis et al (Ref) reported the predominant role of the scapulothoracic joint during abduction after RSA implantation. The relationship between scapular impingement and scapula kinematics still remains unclear, as well as the effect of the latter on the effect of the glenoid component positioning.

One more limitation of the study was it did not standardized the depth of glenoid reaming that can affect the inferior scapular notching. Humeral retroversion, as well as the height of the humeral head resection, could also influence ranges of motion (Ref). At last some anatomical criteria as the scapular pillar (Ref) and the acromial arch (Ref) were not analyzed. However it can affect the functional outcomes after RSA and modify consequently the methodology how to place glenoid component.

Conclusion :

In practice RSA functional outcomes in terms of range of motion and impingement avoidance are provided by an accurate positioning of the glenoid component. This study displayed that specific technical criteria of glenoid implantation in case of virtual surgery with 3D reconstruction assistance of the scapula hadn't any effect on motion analysis results. Anatomical as well as prosthetic design criteria had to be considered too.

Use of patient specific implants whose its manufacturing is based on a 3D preoperative computerized motion analysis could be a good compromise for optimizing the glenoid component placement. It could take in account in a same plan anatomical, technical and implant parameters affecting RSA baseplate positioning.



**PRE-OPERATIVE PLANNING AND PATIENT SPECIFIC GUIDES IMPROVE FUNCTIONAL
OUTCOMES IN REVERSE SHOULDER ARTHROPLASTY
A BIOMECHANICAL STUDY**

Baseplate Positioning Accuracy Based On Motion Analysis

Julien Berhouet, MD ^{1,2,4*}, Lawrence Gulotta, MD ^{1,2}, Xiang Chen ², Daniel Choi ³, Andreas Kontaxis, PhD ².

¹ Hospital For Special Surgery, Department of Sports Medicine and Shoulder, 535 E 70th St., New York, NY
10021 USA

² Hospital For Special Surgery, The Leon Root, Motion Analysis Laboratory, 510 E 73rd St., New York, NY
10021 USA

³ Hospital For Special Surgery, Biomechanical Laboratory, 510 E 73rd St., New York, NY 10021 USA

⁴ François Rabelais University, Trousseau Hospital, Tours University Hospital Center, Orthopaedics and
Trauma Department, 1C Ave. de la République, 37170 Chambray-les-Tours, FRANCE

* Corresponding Author : Julien Berhouet, Hospital For Special Surgery, Department of Sports Medicine and
Shoulder, 535 E 70th St., New York, NY 10021 USA

Telephone :917-794-0084

Email julien.berhouet@gmail.com

Conflict of interest :

Julien Berhouet, MD : none

Lawrence Gulotta, MD : Biomet, Inc. Consultant and speakerings engagements.

Xiang Chen : none

Daniel Choi : none

Andreas Kontaxis, PhD : none

Abstract :

Background-Hypothesis : The aim of this study was to investigate whether pre-operative planning and patient specific guides in reverse shoulder arthroplasty (RSA) improved impingement free range of motion (ROM) compared to the traditional surgery.

Material and Methods : Ten standard instrumentation procedures were compared to 10 patient-specific guide . The model performed virtual simulations to determine the glenoid placement with maximum impingement-free ROM.

Pre- and post-operative CTs were used to assess the glenoid version, tilt and position of the baseplate. The impingement-free ROM for traditional and guided surgery specimens was evaluated post-operatively with a 4 camera motion analysis system.

Results : The baseplate placement was significantly different ($p < 0.005$) between the two surgeries, with the « guided » achieving in average a 4.2 mm (± 4.0 mm) more inferior placement compared to the « traditional ». This difference affected impingement-free ROM, which was 43.9° ($\pm 10.7^\circ$) for the traditional surgeries and 57.1° ($\pm 7.6^\circ$) for the guided surgeries. However, the latter values were not as good as the model and the pre-operative plan had predicted. Motion analysis showed a minimum adduction of 13.6° ($\pm 4.8^\circ$) when the model predicted 3.4° ($\pm 2.2^\circ$).

Discussion/Conclusion : The guided surgery specimens showed a more inferior glenoid placement, which translated to better free impingement ROM. Even if the guided surgeries were accurate, they did not achieve the functional outcomes that were expected from the model. That was because the pre-operative plan was based only on glenoid placement and did not account for muscle tensioning and humeral implantation.

Keywords : reverse shoulder arthroplasty ; baseplate positioning ; accuracy ; motion analysis ; patient-specific guide ;

Level of evidence : Basic science study.

Introduction :

Glenoid component positioning remains a technical concern for the orthopaedic surgeon during shoulder arthroplasty procedure (Ref), especially in case of severe glenoid deformities. Functional outcomes and prosthetic failure rates are directly affected by the glenoid component implantation (Ref). To address this issue, assisted procedures with intra-operative computer navigation or patient-specific instrumentations have been firstly reported in case of total shoulder arthroplasty (TSA) (Ref). More recently the using of a patient-specific implant (PSI) manufactured according to a pre-operative three-dimensional (3D) surgical plan has also been advocated for reverse shoulder arthroplasty (RSA) (Ref). In a cadaveric study involving 14 specimens, Levy et al. (Ref) reported the accuracy of custom-guided surgery for reproducing a pre-operative 3D plan aiming to position the glenoid baseplate with neutral version and inclination. Their post-operative mean version and tilt differed by 2.6° ($\pm 1.7^{\circ}$) and 1.2° ($\pm 1.2^{\circ}$) respectively from the virtual model. In a similar study enrolling 4 patients, Suero et al (Ref) described a mean difference of 0.2° ($\pm 8.2^{\circ}$) for inclination and of 3.4° ($\pm 7.2^{\circ}$) for version between the planned and the post-operative specific-guided placement of the glenoid baseplate.

However those both last studies didn't compare the accuracy of the glenoid component positioning between patient-specific guided and traditional procedures. Ianotti et al. (Ref) first displayed a benefit for correcting glenoid version and inclination in using a combination of a 3D-pre-operative planning with a transfer custom-guide, than in using a standard instrumentation with and without a 3D-planning. Through a computerized RSA model, Berhouet et al. (Ref) reported promises of 3D guided approach in correcting glenoid pathologic parameters on 30 pathologic shoulders. In this latter, surgeons were not able to achieve the same accuracy of glenoid positioning in computer surgeries without a full 3D vision of the scapula. While those previous studies were based on scapular Sawbones or computerized models, underestimating potentially the difficulties of surgical exposure and of using the custom-specific device. Throckmorton et al. (Ref) reported this gain of accuracy for using patient specific devices rather than standard instrumentations after surgery on 70 arthritic cadaveric shoulders.

There isn't currently any strong evidence that the more accurate placement of the glenoid baseplate achieved with the patient specific guided surgery could provide a better functional outcome. Berhouet et al. (Ref) lastly reported a motion analysis study comparing free-impingement range of motion (ROM) following their previous study about 3D-assisted and non-assisted virtual surgical procedures. While there was an advantage of a 3D assisted procedure for correcting the preoperative glenoid version and tilt deformities, there wasn't any difference for impingement occurrence in the different activities tested. In the same time there wasn't any difference for inferior offset glenoid component positioning between both computer surgeries, while its role has been well established for notching avoidance. It could be assessed that PSI RSA procedures in real surgical conditions could provide a substantial enhancement of free-impingement range of motion, if pre-operative plan before manufacturing guides was based on a pre-operative analysis for optimizing post-operative functional outcomes.

The purpose of this current study was to compare a traditional procedure with standard instrumentation to an assisted procedure using a patient-specific guide according to a pre-operative plan based on a motion analysis. The hypothesis of the study was that motion analysis preoperative planning could affect the glenoid baseplate positioning and consequently the occurrence of impingement in RSA functional outcomes.

Materials and Methods :

1/ Cadaveric shoulders cohort :

This cadaver study involved 20 anatomical specimens, consisting of the shoulder girdle, humerus, forearm, and hand. They were randomized in 2 equal groups in terms of the surgical procedure : traditional or assisted.

The traditional procedure or control group consisted of 10 right shoulders, with an average age of death of 71 years (range, 57-86 years). The male-to-female ratio was 8:2. The BMI was 31.4 kg/m^2 (range, 17-41 kg/m^2). There wasn't any specimen with shoulder osteoarthritis reported in the past medical history.

The assisted procedure group consisted of 8 right and 2 left shoulders, with an average age of death of 71.4 years (range, 55-79 years). The male-to-female ratio was 8:2. The BMI was 31 kg/m² (range, 17-46 kg/m²). There were 2 specimens with rheumatoid polyarthritis described in the past medical history, and 1 specimen with an history of shoulder dislocation associated to a massive rotator cuff tear. (*Table 1*)

2/ Markers implantation :

The first experimental step was to put some clusters of 4 markers on every specimen in aim to do the post-operative motion analysis. One cluster was placed on the scapular spine. The other was placed on the middle part of the humeral shaft (*Figure 1*).

3/ Shoulder computer tomography scans (CT scans):

Pre-operative CT scans (1-mm axial slices with 0.6 mm increment) were performed for every specimen with the markers placed on. Those same exams were repeated with the glenoid component implanted after the surgery.

The DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) CT files were imported into the Mimics® Software (Materialize®, Leuven, Belgium) for segmentation and 3D scapula reconstruction. Then a new 2D CT scan acquisition was created according to a new referent scapular plane. This latter was defined by the glenoid center point on the pre-operative CT scan or the glenoid baseplate center point on the post-operative CT scan, the trigonum spinae point, and the inferior scapular angle point (Ref).

4/ Reverse shoulder prosthesis :

The Biomet Comprehensive® Reverse Total Shoulder Arthroplasty (RTSA) (Warsaw, IN, USA) was used in this study. On the glenoid side, a low-profile 28mm-baseplate with a 10mm-long central keel was set with a 36mm-standard glenosphere without any antero-posterior or supero-inferior offset. On the humeral side, a standard cementless humeral stem with a 37°/143° neck-shaft angle was assembled with a 44mm-standard humeral tray.

5/ Pre-operative planning of the glenoid positioning for the assisted procedure:

For the 10 shoulders involved to the assisted procedure, the pre-operative plan was performed by a single orthopaedic surgeon in Mimics® Software (Materialize®, Leuven, Belgium). The objective was to place a virtual created 3D 28-mm diameter baseplate on the 3D-CT scapula beforehand reconstructed, assisted by the new 2D CT scan acquisitions. The baseplate positioning plan had to correct the initial glenoid version and tilt in order to be as close as possible to a neutral angle (0°) in the different plans, while the perforation of the glenoid vault by the component central peg had to be avoided (*Figure 2*). The positioning had additionally to be as low as possible on the initial glenoid surface in aim to avoid inferior impingement (Ref). This latter was assessed virtually in running the 3D biomechanical-computer Newcastle Shoulder Model (NSM) (Ref), visualized in specialized software (SIMM®, Musculographics Inc, USA). Two sets of motions were tested :

i) *Standard activities*, consisting of abduction, forward flexion and scapular plane elevation from 0° to 150° ; external and internal rotation from -80° to 80° in 20° humerus abduction. Those motions included scapula kinematics from real RSA subjects (Ref).

ii) *Activities of daily living (ADLs)* (*Table 2*). Those motions included scapula kinematics from 10 healthy subjects.

For *standard activities*, the average impingement free ROM for each specimen was assessed. It was defined as the total degrees of motion without incidence of impingement in each activity. Impingement consisted of the contact between the humeral prosthesis and scapula (intra-articular impingement), as well as between humerus and scapula (extra-articular impingement) during motions.

For *ADLs*, the risk of impingement was assessed as the collective frequency of impingement across a cycle of motion. Frequent impingement sites on scapula surface were also analyzed..

As soon as the best functional result was obtained accordingly this computer motion analysis, the glenoid baseplate positioning was recorded in order to manufacture the patient-specific guide.

6/ Patient-specific guide manufacturing :

(Figure 3)

7/ Surgical procedure :

Traditional and assisted procedures were performed alternatively by a single surgeon, for avoiding a training effect in using the patient-specific device.

The scapula of the anatomical specimen was fixed into a vise by an independant assistant. Most of the part of the shoulder was masked for hiding some potential external landmarks to the surgeon (*Figure 4*). A standard delto-pectoral approach was used. After an appropriate exposure with sufficient capsular release and retractors, the glenoid preparation was based on the type of procedure applied.

In case of traditional procedure, the 10° tilt drill guide of the instrumentation was used to position the 3.2mm pin into the glenoid. The inferior portion of this guide sizer was placed flush to the most inferior exposed part of the glenoid rim. The goals for the surgeon were to reach some neutral corrected glenoid version and tilt, as well as to find the best glenoid bone stock available without vault violation. (*Figure 5*)

In case of assisted procedure, the patient-specific guide was used to match perfectly with the glenoid shape. The peripheral soft-tissue release was consequently more important at the base of the coracoid process as well as at the anterior rim of the glenoid in order to optimize the catch of the customized device at those points. As soon the guide fitted perfectly on the glenoid surface, the 3.2mm pin was placed. (*Figure 6*)

For those both procedures, the cannulated glenoid baseplate reamer was then used up to obtain some cancellous bone inferiorly and cortical bone superiorly (Ref). After a step of impeding bone and soft tissues removal, the definitive glenoid baseplate was impacted up to be fully seated to the glenoid shape prepared. Only the 6.5 mm compressive central screw was used to secure the component fixation. Then the glenosphere was set.

Concerning the humeral preparation, recommandations of the manufacturer were applied. The version was set at 20° posteriorly for every specimen. In case of assisted procedure, the height of the humeral cervico-

cephalic cut was operated at the anatomical neck as it was done during the virtual surgery step before running the computer motion analysis.

8/ Post-operative motion analysis :

Once the traditional and assisted procedures were done, the post-operative motion analysis was performed. While the scapula of every specimen was fixed into a vise, free-impingement range of motions, consisting of abduction, forward flexion, scapular plane elevation, and external and internal rotation in 20° humerus abduction, were firstly applied and recorded with a 4 camera motion analysis system (*Figure 7*). Impingement was assessed visually by the surgeon doing the motions. Then motions corresponding to the ADLs previously described were running in the 3D biomechanical-computer Newcastle Shoulder Model (NSM) (Ref), visualized in specialized software (SIMM[®], Musculographics Inc, USA).

9/ Measurements :

Pre-operative, planned and post-operative measurements were achieved on new 2D CT scan acquisitions. Glenoid and baseplate versions were measured according to the Friedman methodology (Ref). Glenoid and baseplate tilt were measured as the angle between the line joining the trigonum spinae point and the glenoid center point, and the line joining the superior and inferior rims of the glenoid on the mild-coronal image (Ref). Glenoid retroversion and superior tilt were noted positively, while glenoid anteversion and inferior tilt were noted negatively.

Translation of the baseplate was measured in sagittal plane (antero-posterior and supero-inferior directions) as the distance from the planned position to the center of the baseplate from guided procedures.

Violation of the glenoid vault was assessed by the observation of an effraction of the glenoid cortex by the central glenoid peg in the different 2D and 3D CT-Scans views.

10/ Statistical analysis :

Results :

1/ Glenoid component positioning : (Table 3)

The pre-operative glenoid version and tilt for the traditional procedure group were $5.8^{\circ} \pm 7.7^{\circ}$ (range, -8.6° to 17.5°) and $9.6^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$ (range, 4.1° to 18.8°), respectively. Those both measurements for assisted procedure group were $4.8^{\circ} \pm 4.9^{\circ}$ (range, -4.7° to 11.4°) and $7.5^{\circ} \pm 3.4^{\circ}$ (range, 1° to 14.8°), respectively.

There was no difference ($p=0.83$) for the post-operative glenoid version achieved with both types of procedure. The post-operative baseplate tilt tended ($p=0.09$) to be more close to the neutral position after the standard procedure than after the assisted methodology.

In the control group, the post-operative baseplate version was $1.8^{\circ} \pm 5.6^{\circ}$ (range, -8.6° to 14.6°). It was not different than the pre-operative glenoid version ($p=0.15$). The post-operative component tilt was $-1.1^{\circ} \pm 7.9^{\circ}$ (range, -18.1° to 12.9°) and significantly different than the pre-operative glenoid inclination ($p<0.001$).

In the assisted group, the post-operative baseplate version and tilt were $1.4^{\circ} \pm 3.5^{\circ}$ (range, -3.8° to 9.5°) and $4.5^{\circ} \pm 3.5^{\circ}$ (range, -1.1° to 11.3°), respectively. There was no difference with the pre-operative glenoid measurements ($p=0.11$ and $p=0.15$). By exclusion of one specimen (MD32) with an uncorrect use of the guide because of its unstable fixation, the post-operative component tilt decreased to $3.7^{\circ} \pm 2.8^{\circ}$ and was significantly different than the pre-operative tilt ($p=0.01$).

The baseplate placement was significantly different ($p<0.005$) between the two surgeries, with the assisted achieving in average a 4.2 mm (± 4.0 mm) more inferior placement compared to the traditional.

There wasn't any violation of the glenoid vault occurring after each type of procedure.

The accuracy of the patient-specific guide for reproducing the planned component version was 3.3° (range, -9.7° to 7.3°). There was a significant mismatch between planned ($4.7^{\circ} \pm 2.7^{\circ}$; range, 1.15° to 9.73°) and post-operative baseplate version ($p=0.005$). The accuracy for reproducing the planned tilt was 0.9° (range, -4.1° to 11.5°). The planned ($3.6^{\circ} \pm 2.5^{\circ}$; range, -0.43° to 8.18°) and post-operative baseplate tilt were not different ($p=0.77$).

2/ Motion analysis :

There was a significant difference for impingement-free-ROM for standard activities between assisted and traditional procedures. Abduction, forward flexion, scapular plane elevation and rotations were 19.1°, 37.6°, 25.4° and 66.5° respectively higher after the guided surgery than after the standard surgery ($p < 0.05$). However, the latter values for abduction and forward flexion were not as good as the model and the pre-operative plan had predicted. Those were 14.8° and 41.7° respectively lower after the guided procedure than after the planned surgery on the motion analysis model (*Figure*).

Same results were observed for the impingement occurrence during ADLs. The average risk of impingement was significantly higher after the traditional procedure than after the guided procedure and the pre-operative motion analysis plan (*Figure*).

Discussion :

Several surgical parameters for RSA glenoid baseplate positioning have already been reported in the literature for avoiding inferior scapular notching and improving functional outcomes (Ref). Recently assisted surgery using computer navigation and patient-specific device have been developed for improving accuracy in glenoid component positioning during RSA (Ref). The current study confirmed that inferior offset was the most important placement recommendation to apply. There were a lower risk of impingement during ADLs as well as a larger range of motions for standard activities with assisted procedure. This latter resulted in a more inferior offset baseplate positioning than the traditional procedure ($4.2 \text{ mm} \pm 4.0 \text{ mm}$, $p < 0.005$), while there was no difference for version correction (1.8° Vs 1.4° ; $p = 0.83$). Tilt correction tended even to be less important after guided procedure (-1.1° Vs 4.5° ; $p = 0.09$).

Previous studies (Ref) about assisted RSA surgery reported the use of patient-specific devices, which the design aimed to correct pre-operative version and tilt for. In the current study there wasn't any significant difference between the pre-operative and the post-operative version and tilt measurements between the both types of surgeries compared. Normal native shoulders without osteo-arthritic changes were involved. There wasn't consequently any consistent pre-operative deformities to correct. Traditional procedures were facilitated by the presence of the usual anatomical landmarks. At the opposite, design, manufacturing and use of the

custom guide, based on CT acquisitions, were affected by the presence of normal cartilage and lack of significant abnormalities to manage. The fixation of those devices usually depended on the catch of bone reliefs like osteophytes in case of osteoarthritis. With normal specimens, the binding of the guide occurred on uneroded chondral glenoid shape, which was not as accurately assessed by the pre-operative CT exam as by an MRI (Ref). One assisted procedure was compromised because of a deficient fixation of the guide. Post-operative tilt and version were superior or close to 10°. In retrieving this case of the assisted procedure group, post-operative tilt results ($3.7^{\circ} \pm 2.8$) displayed a significant correction of pre-operative glenoid inclination ($p=0,01$).

Nevertheless there wasn't any evidence for choosing version and tilt as a reference for manufacturing RSA glenoid guides. The biomechanical rationales of the Grammont prosthesis (Ref) were based on a constraint implant design. Optimizing baseplate tilt and version was probably less important than it was reported for the patient-specific design in case of glenoid component placement for non constraint TSA (Ref). While an excessive residual retroversion of the anatomical glenoid component had to be avoided for limiting shear forces (Ref) and risk of glenoid loosening (Ref), there wasn't any data about the version correction to achieve for RSA baseplate placement. Its inclination in the frontal plan remained also controversial. Superior inclination increased theoretically shear stresses at the bone-baseplate interface (Ref), and consequently the rate of glenoid component failure. However it reported that inferior tilt didn't reduce the occurrence of scapular notching (Ref). In according to the pre-operative motion analysis applied in the current study, inferior offset parameter for baseplate positioning should be preferred for RSA guide design.

Reliability in using patient-specific device still remained a concern in the previous studies addressing assisted surgical techniques (Ref). In the current study, there was a difference between the guided procedure and the plan for version placement of the baseplate, as well as for functional results in abduction, forward flexion and ADLs. Home-made design and 3D-printing manufacturing, as well as the lack of training for using this new device, were as many reasons as for losing accuracy in reproducing the pre-operative plan. Normal cadaveric specimens, as noted before, were also not the ideal conditions for using patient-specific guides. The depth of the glenoid reaming was an other parameter affecting possibly the ability to replicate the pre-operative

plan during assisted surgery. While this criteria was difficult to assess accurately on the pre-operative plan, there wasn't any specific device for replicating this latter. Depth of reaming still remained to take in consideration for preparing the glenoid implantation because of its possible effect on the anatomy of the scapular pillar. It could reduce the length as well as the angle of the scapular neck, affecting consequently the occurrence of the inferior impingement (Ref).

However the 3D kinematics of the current study showed that the restriction of motions in the cadavers was not only due to impingement. It was mainly caused by soft tissue tensioning, which couldn't be assessed during the pre-operative computer motion analysis. Biomechanical concept of RSA was determined by the medialization of the center of rotation affecting the tensioning and the moment arm of the deltoid (Ref). Baseplate position as well as soft tissues balancing were reported as determinant for optimizing RSA outcomes (Ref), while the effects of RSA on the rotator cuff muscles were not well understood yet. Even if some studies reported the benefit of the lateralization of the center of rotation for enhancing internal and external rotation results (Ref), it remained difficult to anticipate it pre-operatively. In practice, rotator cuff remnants tensioning could be only assessed by the surgeon during the procedure in testing the passive motion in according the different glenoid designed implants available (Ref). Nevertheless any evidence was reported for the relation between the intra-operative muscles stretching and tensioning and the post-operative functional outcomes.

Another side effect of the current study affecting potentially the functional results was the humeral implantation. This latter was operated at the same version – 20° posteriorly – for the 20 specimens involved. For the level of the humeral cervico-cephalic cut, the surgeon tried to replicate the pre-operative plan in case of assisted surgery, while it was less consistent for the traditional procedure. Some studies reported that RSA functional outcomes partly depended on the humeral implant version (Ref), as well as the prosthesis stability depended on the deltoid lengthening given by the height of the humeral cut. In the current study, pre-operative plan was only based on the glenoid side. It could be interesting to combine to the previous plan an additional pre-operative plan for the humerus implantation in order to manage in a better way the muscles tensioning effect of the RSA.

The current study was the first to compare assisted procedure using custom guide to traditional procedure on cadaveric specimens. Ianotti et al. (Ref) reported the same comparison between standard and guided methodologies on 3D-printed scapula models. It underestimated some difficulties that the surgeon can meet in practise. For example in our study, handle of the home-made specific guide we used had to be adapted to the surgical approach chosen for optimizing its placement on the glenoid shape. Most of the other studies about assisted surgery addressed the question of guide accuracy for reproducing a pre-operative plan. There wasn't any comparison with other types of procedure. There wasn't any additional investigation of the functional impact of the difference observed between planned and post-operative glenoid positioning.

Conclusion :

The current study displayed the benefit of the assisted surgery with the use of patient specific guide for positioning accurately the RSA baseplate. It emphasized the effect of the inferior offset placement of the glenoid component for optimizing the post-operative functional results of the RSA.

Upstream the development of custom guides technology, further studies are needed to determine the technical and functional parameters of accuracy to consider for RTSA implantation. In addition of the glenoid component alignment, positioning of the peripheral screws of the baseplate, quality of component fixation as well as functional objectives for the patient could be some criterias to investigate for designing and manufacturing specific guide.

Annexe 7 : Equations de régression des distances pour une glène totalement détruite. Ici en exemple pour

le point 1 à déterminer :

```

Y1_5 = (0.2447583 X5_6) + (0.2399251 X6_11) + (-0.3399449 AngleA) + (-2.472675 AngleE) + 366.4971
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.6890416247232528
Breusch-Pagan test | P-value = 0.37376545814466
Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)
Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-3.7090 -1.6147  0.0583  1.1158  5.1280
Coefficients:
(Intercept) 366.49711 18.68064 19.619 < 2e-16 ***
X5_6        0.24476   0.04526  5.408 3.2e-06 ***
X6_11      0.23993   0.05585  4.296 0.000108 ***
AngleA     -0.33994   0.08155 -4.168 0.000160 ***
AngleE     -2.47268   0.11185 -22.108 < 2e-16 ***
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 2.134 on 40 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.955, Adjusted R-squared:  0.9505
F-statistic: 212 on 4 and 40 DF, p-value: < 2.2e-16

Y1_7 = (-0.4798803 X5_10) + (0.3833128 X6_11) + (0.7158278 X7_10) + (-1.099954 AngleE) + 151.7611
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.11195951803557
Breusch-Pagan test | P-value = 0.319272077171759
Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)
Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-3.8367 -2.0688  0.0193  1.0000  8.5179
Coefficients:
(Intercept) 151.76115 33.30916  4.556 4.81e-05 ***
X5_10      -0.47988   0.11684 -4.107 0.000192 ***
X6_11      0.38331   0.07350  5.215 5.95e-06 ***
X7_10      0.71583   0.09502  7.534 3.42e-09 ***
AngleE     -1.09995   0.25396 -4.331 9.68e-05 ***
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 2.592 on 40 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.8757, Adjusted R-squared:  0.8633
F-statistic: 70.48 on 4 and 40 DF, p-value: < 2.2e-16

```

```

Y1_6 = (0.2012593 X6_9) + (0.6740268 X6_11) + (0.3826262 X10_11) + (0.5254944 AngleE) + -76.87529
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.21563297783829
Breusch-Pagan test | P-value = 0.449171026574256
Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)
Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-5.626 -1.559 -0.039  1.569  7.250
Coefficients:
(Intercept) -76.87529 18.15827 -4.234 0.000131 ***
X6_9        0.20126  0.04752  4.235 0.000130 ***
X6_11      0.67403  0.05451 12.365 3.02e-15 ***
X10_11     0.38263  0.06777  5.646 1.49e-06 ***
AngleE     0.52549  0.12641  4.157 0.000165 ***
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 2.669 on 40 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.9491, Adjusted R-squared:  0.944
F-statistic: 186.5 on 4 and 40 DF, p-value: < 2.2e-16

Y1_10 = (0.4470809 X5_10) + (0.4109172 AngleA) + (0.6576005 AngleE) + (0.2451707 AngleF) + -141.2962
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.8475368089076
Breusch-Pagan test | P-value = 0.371601508598987
Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)
Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-3.9771 -1.3581 -0.0681  1.4285  3.2627
Coefficients:
(Intercept) -141.29621 22.88382 -6.175 2.69e-07 ***
X5_10       0.44708   0.03788 11.803 1.32e-14 ***
X6_9        0.41092   0.06713  6.121 3.19e-07 ***
AngleA      0.65760   0.14083  4.669 3.37e-05 ***
AngleE      0.24517   0.06135  3.996 0.000269 ***
AngleF      0.00000   0.00000  0.000 0.000000 ***
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 1.88 on 40 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.7792, Adjusted R-squared:  0.7571
F-statistic: 35.29 on 4 and 40 DF, p-value: 1.257e-12

```

Annexe 8 : Equations de régression des distances pour une glène partiellement détruite. Ici en exemple pour le point 2 à déterminer :

```

|Y15_5 = (0.287341 X5_6) + (0.8135025 X1_5) + (0.4703896 AngleA) + -36.19151
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.66849090578575
Breusch-Pagan test | P-value = 0.090355185625888

Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)

Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-8.4568 -1.4241  0.1183  1.4419  4.4336

Coefficients:
            Estimate Std. Error t value Pr(>|t|)
(Intercept) -36.19151    9.33729  -3.876 0.000376 ***
X5_6         0.28734    0.03487   8.241 3.10e-10 ***
X1_5         0.81350    0.04472  18.193 < 2e-16 ***
AngleA       0.47039    0.09690   4.854 1.79e-05 ***
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 2.539 on 41 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.9349, Adjusted R-squared:  0.9302
F-statistic: 196.3 on 3 and 41 DF, p-value: < 2.2e-16

|Y15_6 = (0.3573075 X1_7) + (0.8001399 X18_6) + (0.5851105 AngleA) + -62.16341
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.698139429677185
Breusch-Pagan test | P-value = 0.424376757958487

Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)

Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-6.4994 -1.7661  0.9302  1.8070  4.6081

Coefficients:
            Estimate Std. Error t value Pr(>|t|)
(Intercept) -62.16341    12.29331  -5.057 9.34e-06 ***
X1_7         0.35731    0.08979   3.979 0.000275 ***
X18_6        0.80014    0.05948  13.452 < 2e-16 ***
AngleA       0.58511    0.10573   5.534 1.99e-06 ***
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 3.023 on 41 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.9118, Adjusted R-squared:  0.9053
F-statistic: 141.2 on 3 and 41 DF, p-value: < 2.2e-16

|Y15_7 = (0.2536077 X6_7) + (0.4924973 X7_12) + (0.678321 X18_7) + (0.6123392 AngleA) + -58.44626
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.206753521012673
Breusch-Pagan test | P-value = 0.0516260248381904

Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)

Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-9.4082 -0.9454  0.3463  1.8621  3.8162

Coefficients:
            Estimate Std. Error t value Pr(>|t|)
(Intercept) -58.44626    11.91122  -4.907 1.59e-05 ***
X6_7         0.25261    0.03927   6.432 1.17e-07 ***
X7_12        0.49250    0.17607   2.797 0.00789 **
X18_7        0.67832    0.14738   4.603 4.16e-05 ***
AngleA       0.61234    0.10221   5.991 4.87e-07 ***
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 2.824 on 40 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.8711, Adjusted R-squared:  0.8582
F-statistic: 67.58 on 4 and 40 DF, p-value: < 2.2e-16

|Y15_9 = (0.1734441 X5_7) + (0.3983352 X6_9) + (-0.96761 AngleA) + (0.3889494 AngleF6) + 95.40304
Breusch-Godfrey test | P-value = 0.56265715461364
Breusch-Pagan test | P-value = 0.641891974481929

Call:
lm(formula = as.matrix(exogene) ~ ., data = endogenes)

Residuals:
    Min       1Q   Median       3Q      Max
-9.2854 -1.7083  0.1704  1.7595  7.8803

Coefficients:
            Estimate Std. Error t value Pr(>|t|)
(Intercept) 95.40304    28.93847   3.297 0.002057 **
X5_7         0.17344    0.06402   2.709 0.009881 **
X6_9         0.39835    0.04621   8.620 1.17e-10 ***
X18_7        -0.96761    0.25905  -3.735 0.000585 ***
AngleA       0.38895    0.12167   3.197 0.002715 **
AngleF6      0.38895    0.12167   3.197 0.002715 **
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Residual standard error: 3.556 on 40 degrees of freedom
Multiple R-squared:  0.6829, Adjusted R-squared:  0.6512
F-statistic: 21.54 on 4 and 40 DF, p-value: 1.548e-09

```

Annexe 9 : Captures d'écran de la Vidéo démonstration présentée à l'occasion du Master Course Tornier de Londre en avril 2015.



Shoulder Surgery Augmented Reality



- Video Demonstration -

**J. Berhouet, M. Facomprez, D. Boas,
C. Proust, M. Slimane, L. Favard**



Annexe 10 :

Projet de thèse en CIFRE

Réalité Augmentée pour la Chirurgie de l'Epaule

Février 2016

1. Contexte

La réalité augmentée est une technologie permettant d'immerger un utilisateur dans un environnement virtuel. Contrairement à la réalité virtuelle, la réalité augmentée offre la possibilité à l'utilisateur de continuer de voir, et d'interagir avec le monde réel, tout en gardant la possibilité d'afficher des objets virtuels utiles à l'utilisateur dans la tâche qu'il est en train de réaliser. La réalité augmentée permet de compléter la réalité et d'y ajouter des informations, au lieu de la remplacer. La réalité augmentée peut donc être considérée comme une interface entre des données « virtuelles » et le monde réel [1].

La mise en place de scènes en réalité augmentée fait appel à trois composantes que sont la mise en place d'un environnement tridimensionnel virtuel, la combinaison de ces données virtuelles avec le monde réel capturé et l'interaction, en temps réel, entre l'utilisateur et l'environnement augmenté obtenu.

En pratique, les scènes réelles sont capturées par un système de vision et interprétées par un ordinateur. Une grande partie du traitement va consister à « caler » la scène réelle captée avec les données virtuelles devant y être ajoutées. Bien que de nombreux exemples soient liés à la vision, la réalité augmentée peut « augmenter » n'importe lequel des cinq sens.

Le domaine médical, et plus particulièrement la chirurgie, ont toujours su profiter et intégrer dans leurs différents champs d'application les innovations technologiques. La miniaturisation des instruments, au même titre que l'introduction de la robotique, ont été autant de progrès ayant contribué à la diminution du caractère invasif et de la morbidité potentielle du geste chirurgical [2].

Dans le domaine de la chirurgie orthopédique, le guidage du geste chirurgical pour en augmenter la précision a toujours été une préoccupation. La navigation per-opératoire, reposant sur le placement et le repérage de capteurs de positionnement des segments osseux constituant l'articulation à opérer, est utilisée depuis de nombreuses années [3]. L'une des limites à cette méthode reste la nécessité et par conséquent la difficulté pour le chirurgien d'un double contrôle de sa procédure, à la fois sur le champ opératoire et sur l'écran où figurent les informations relatives à la pose de son implant. Plus récemment, les progrès de l'imagerie médicale avec l'acquisition de reconstructions tridimensionnelles d'un examen en coupes (tomodensitométrie) ont permis une amélioration notable de la planification pré opératoire d'une intervention [12, 14, 16, 17, 19]. La réalisation pratique de ce planning a ensuite fait appel à une nouvelle technologie

représentée par l'impression tri dimensionnelle permettant la conception de nouveaux outils que sont les guides personnalisés de positionnement des implants prothétiques [18, 20, 21].

Dernièrement, l'apparition des lunettes électroniques [4], de plus en plus sophistiquées et performantes (intégration de gyroscope, accéléromètre, GPS, microphone...), laisse entrevoir de nouvelles perspectives d'assistance opératoire pour le chirurgien [11], en plus d'un outil pédagogique pour la formation des jeunes opérateurs. Cependant, les systèmes de projections d'un modèle tridimensionnel sur un patient en temps réel pour utiliser pleinement les possibilités de la réalité augmentée sont donc encore à découvrir. Les principaux problèmes rencontrés restent notamment :

- le choix d'un matériel adapté à l'affichage de modèles tridimensionnels complexes (prothèses, nerfs, autres organes, ... constituant une scène virtuelle complexe comprenant de nombreux objets)
- le mode de placement d'un tel modèle sur le patient dans le but de retranscrire avec précision la position réelle du modèle affiché (techniques de recalage des données virtuelles sur la scène capturée en fonction du mode de capture)
- l'estimation de la qualité de ce recalage (devant être réalisé en temps réel)
- les modes d'interactions à mettre en place afin que l'opérateur immergés puisse interagir facilement (de manière optimale) avec son environnement

Mettant en collaboration une équipe de recherche spécialisée dans la mise au point de techniques interactives d'analyse d'images et de reconnaissance des formes et une société leader dans la chirurgie assistée par ordinateur, cette thèse aura comme objectif de proposer de nouvelles solutions pour lever certains de ces verrous.

2. Objectifs scientifiques et industriels de la thèse

- **Modes de recalage et suivi des modèles virtuels sur la scène réelle**

Une première étape du projet prévoit l'étude et l'amélioration des algorithmes d'appariement / recalage et de poursuite de données virtuelles sur les images réelles provenant du dispositif d'acquisition de la scène réelle. Sur ce point, une étude de faisabilité a déjà permis de valider les opérations dites d'affichage d'un masque virtuel sur une cible réelle, et de poursuite entre ces 2 éléments via une interface constituée par les lunettes électroniques [5, 6]. Les algorithmes existants [12, 13, 14, 15] nécessitent néanmoins d'être encore analysés et décortiqués afin d'être améliorés et implémentés dans une bibliothèque ouverte, utilisable sous un système d'exploitation déjà largement diffusé tel qu'Android, par le biais d'interface de type smartphones ou lunettes électroniques. Nous envisageons également de proposer de nouveaux algorithmes de recalage et suivi capables de mieux tirer parti des nouveaux dispositifs d'acquisition tels que les caméras TOF (Time Of Fly ou Depth) [7, 8]. Très peu d'études existent actuellement sur ce point [9].

- **Environnement d'évaluation de la qualité d'un recalage et d'un suivi**

Parallèlement à cette première phase, le travail réalisé doit offrir un environnement d'étude comparative (« benchmarking ») pour tester la qualité de la superposition et de la poursuite des scènes 3D envisagées. Des indicateurs de qualité sur la précision des superpositions, en fonction de la lumière notamment, en fonction des initialisations, des masques construits, ainsi qu'un environnement générique de tests doivent être proposés. La disponibilité de tels outils permettrait d'étalonner les divers algorithmes de recalage ainsi que les propositions commerciales de lunettes électroniques qui émergent régulièrement, et encore une fois bien souvent techniquement inachevées et commercialement usurpées [10].

- **Optimisation des modes d'interaction Utilisateur-Environnement augmenté**

La seconde partie de ce projet vise à rendre accessible et d'utilisation « universelle » pour différentes articulations le logiciel applicatif développé initialement pour la chirurgie de l'épaule. Des fonctions de paramétrage de ce logiciel doivent être mises au point pour en faciliter l'usage et l'étendre alors à d'autres modèles d'interventions orthopédiques (genou, hanche...).

Il s'agit alors de réfléchir à l'enrichissement de l'environnement tridimensionnel à afficher sur les lunettes lors de l'intervention chirurgicale. Dans les travaux préparatoires réalisés par Maxime Facomprez, Julien Berhouet et al [5], seuls les affichages de la scapula et/ou de sa glène reconstituée nous importaient. Sur le plan strictement médical, il s'agit maintenant d'aller plus loin et d'augmenter la collection des objets 3D à afficher en surimpression sur les lunettes, lors de l'intervention, afin d'améliorer l'efficacité des gestes du chirurgien.

En plus de l'articulation à opérer, on peut imaginer que l'environnement anatomique détaillé à risque de celle-ci (nerfs et vaisseaux) puisse également s'afficher afin d'éviter toute dommage collatéral lors du geste chirurgical. L'affichage de l'objectif de positionnement idéal de l'implant orthopédique, tel que fixé lors de la planification pré opératoire de l'intervention et la confection des guides sur mesure proposés par la société Imascap, peut aussi être informatif pour le chirurgien avec un retour d'information immédiat et en direct sur la qualité du geste qu'il vient de réaliser.

Enfin, toujours dans un but d'optimisation de l'acte opératoire pour sa reproductibilité, sa précision et son efficacité, une évaluation extemporanée du résultat fonctionnel à attendre de la procédure sous la forme d'un affichage d'une analyse du mouvement à partir du positionnement des implants obtenu lors de l'intervention peut constituer la dernière étape de rétrocontrôle direct de la pratique du chirurgien. De même, un affichage de la tension musculaire du deltoïde ou des muscles de la coiffe des rotateurs, et ainsi des conséquences fonctionnelles de celui-ci, pourrait être envisagé. Il s'agit alors d'une première information pour le chirurgien et pour le patient du pronostic à attendre de l'intervention dans ses suites (mobilités possibles, risque d'instabilité prothétique...). Ce type de contrôle de la qualité du geste peut aussi constituer une aide au patient pour guider sa rééducation dans le but de parvenir au résultat simulé et théoriquement optimal souhaité

pendant l'intervention.

3. Organisation du travail et planning

Méthodologie et suivi du travail

Le doctorant devra effectuer des rapports hebdomadaires de son activité à ses différents encadrants au laboratoire de l'université de Tours et à l'entreprise IMASCAP. Chaque mois, des objectifs seront formulés et un point d'avancement sera effectué entre les différentes parties du projet. Enfin, chaque année, le traditionnel compte rendu annuel de thèse CIFRE sera présenté. Il est de plus attendu du doctorant qu'il présente les résultats de ses travaux dans des conférences et revues spécialisées. Il s'agit ici d'un élément fondamental de tout travail de Recherche.

Ce travail de thèse recevra le renfort d'une équipe de recherche et de développement spécialistes chez IMASCAP. Des stages de fin d'études et de Master de recherche seraient proposés par IMASCAP dans le cadre de ce projet.

Planning

Un planning sur 3 ans de la thèse de doctorat est proposé ci-dessous. Ce planning est susceptible d'évoluer au cours selon l'avancement des travaux et les aléas.

Année 1 : Etat de l'art et reconstruction 3D

- Etude des solutions existantes de la réalité augmentée et les systèmes qui seraient compatibles pour des applications chirurgicales :
 - Caméras TOF (Time Of Fly ou Depth)/RGB
 - Calibrage TOF/RGB
- Développer une procédure automatique de calibrage TOF/RGB
- Définition des outils et des algorithmes innovants de reconstruction 3D d'un nuage de point généré à partir des caméras de profondeur ou TOF spécifiques aux structures chirurgicales de l'épaule (glène et humérus proximal)

Année 2 : Recalage 3D/3D

- Définir un atlas anatomique « peropératoire » des parties visibles de la scène chirurgicale en se basant sur la base de données anatomiques d'IMASACP.

- Définition des nouvelles méthodes du recalage 3D-3D basée sur les algorithmes évolutionnaires, la reconnaissance des formes (brevets Imascap) et des repères anatomiques identifiés par le système de classification et de reconnaissance des formes développé par IMASCAP [[11](#), [12](#), [13](#), [14](#), [15](#), [16](#), [17](#), [18](#), [19](#), [20](#)].

Année 3 : Réalisation d'un démonstrateur de chirurgie augmentée

- Intégration des outils proposés dans un système de chirurgie augmentée
- Test de vérifications sur des données synthétiques.
- Test de validation sur cadavres.
- Rédaction du manuscrit de thèse.

4. Résultats attendus et perspectives

- D'un point de vue scientifique, ce travail permettra la mise en place de nouveaux modes de recalage et suivi temps réels de modèles virtuelles sur des images réelles acquises avec différents types de caméras grâce à un couplage plus fort entre les techniques d'analyse d'images, de reconnaissance des formes et de visualisation 3D.
- L'objectif de cette thèse est aussi d'aboutir à la création d'un environnement de "benchmarking" objectif de systèmes de réalité augmentée construits sur la base de lunettes connectées. Cet environnement sera utilisable par l'entreprise afin d'identifier les appareils les plus prometteurs pour profiter de la réalité augmentée dans le cadre de la chirurgie de l'épaule. Le savoir-faire accumulé profitera à l'entreprise pour diversifier ses activités.
- Du côté plus applicatif, une solution pour aider à une opération de l'épaule avec des lunettes à réalité augmentée devra avoir été créée. Ce système produit devra se baser sur une modélisation suffisamment générique des différents modes d'interaction pouvant intervenir entre un utilisateur et son environnement augmenté afin de pouvoir être adaptés facilement à différentes tâches de chirurgie. D'autres applications pourront ainsi être imaginées ultérieurement au travers d'un environnement similaire, comme par exemple pour des opérations du genou.

5. A propos des partenaires

La collaboration dans le cadre de cette thèse aura lieu entre le **Laboratoire d'Informatique (EA 6300)** de l'Université de Tours (équipe Reconnaissance des Formes et Analyse d'Images - **RFAI** -), et la **société IMASCAP**, jeune entreprise développant des solutions logicielles innovantes dans le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur.

Le Laboratoire d'Informatique de Tours (EA 6300) (<http://li.univ-tours.fr/>) compte cette année 47 permanents, 25 doctorants et 7 docteurs ou post-doctorants. Les préoccupations scientifiques du Laboratoire d'Informatique de l'Université de Tours sont de concevoir et développer des modèles, des méthodes et des algorithmes et mettre à disposition des ressources et des logiciels, pour extraire de l'information, tirer des connaissances à partir de données, en intégrant la problématique de l'interaction homme-machine, et résoudre des problèmes d'optimisation, de nature combinatoire, avec la volonté d'obtenir de bons résultats dans de bons délais. Le Laboratoire est structuré en trois équipes : Bases de Données et Traitement des Langues Naturelles, Ordonnement et Conduite, Reconnaissance des Formes et Analyse d'Images.

Avec 20 Enseignants/Chercheurs permanents (5PR / 10 MCF) et plus de 15 non-permanents (doctorants, postdoc, ...), **l'équipe RFAI** est actuellement la plus grosse équipe du Laboratoire Informatique de Tours. Les domaines d'intérêt et de compétences de cette équipe relèvent de l'analyse d'images, de la fouille visuelle de données et de la reconnaissance de formes. La fouille de données et la reconnaissance des formes sont des traitements de haut niveau nécessitant d'effectuer (au préalable) des traitements bas niveaux pour adapter ou préparer les données initiales. Il s'agit alors de mettre en place des méthodes originales d'extraction ou construction de caractéristiques et de descripteurs ; de structurer ces indices au sein de représentations pertinentes vis-à-vis du contexte d'utilisation (outils d'analyse, objectifs des utilisateurs) ; de produire des systèmes automatiques ou interactifs d'analyse ou d'aide à l'interprétation des données.

L'originalité des travaux de l'équipe RFAI provient notamment du fait que nous considérons que l'ensemble de ces étapes sont très interdépendantes, particulièrement lorsqu'il s'agit d'analyser des flux de données hétérogènes ou multimodaux, ou des signaux (1D, 2D, 3D, vidéos) pour détecter ou reconnaître des formes ou motifs singuliers soit automatiquement (reconnaissance des formes) soit interactivement (fouille visuelle). Dans ce cadre, les outils et verrous scientifiques particulièrement étudiés dans l'équipe concernent : les méthodes interactives d'analyse d'images, de reconnaissance des formes et de fouille visuelle de données, les méthodes d'apprentissage et classification incrémentales et l'exploitation de représentations structurelles (graphes) en analyse d'images, reconnaissance des formes et fouille visuelle de données.

Les deux domaines applicatifs privilégiés de l'équipe concernent actuellement les données et images biomédicales ainsi que les images de documents numérisés. Le choix de ces objets d'étude correspond parfaitement aux orientations régionales puisque la Région Centre est reconnue pour ses formations et ses recherches dans les domaines de la biologie et la santé. Plusieurs collaborations sont en cours entre notre

équipe, l'INRA de Nouzilly et le Centre Hospitalier Universitaire de Tours témoignant de l'implication et du rayonnement de l'équipe dans ces domaines.

Ce travail de thèse sur l'usage de la réalité augmentée en chirurgie orthopédique permettra à l'équipe de poursuivre ses recherches sur le couplage de techniques de reconnaissance des formes et d'analyse d'images pour la segmentation et le recalage d'images 3D [23, 24], sur la reconstruction et visualisation d'images médicales 3D [22, 23], ainsi que sur les systèmes interactifs pour l'imagerie médicale [25].

Le Laboratoire d'Informatique de l'Université de Tours ainsi que l'équipe RFAI a une grande expérience dans les collaborations académiques (nationales et internationales) et industrielles réalisés notamment au travers de nombreuses bourses CIFRE. Plus de détails sur ce point est disponible sur le site web du laboratoire.

La société IMASCAP (www.imascap.com) est une entreprise bretonne, basée à Brest, créée en 2009 et dirigée par Mr Jean Chaoui, ingénieur-chercheur diplômé de l'Ecole Télécom Bretagne. Le champ d'action d'IMASCAP est la conception et le développement de technologies et de logiciels dédiés à la chirurgie assistée par ordinateur et guidée par l'imagerie. Ce concept de chirurgie dite « augmentée » a été initié en étroite collaboration avec des médecins-chirurgiens et des chercheurs des différentes spécialités d'ingénierie médicale (imagerie, informatique...).

La société IMASCAP commercialise depuis 2014 un outil de planification chirurgicale appliquée à la chirurgie prothétique de l'épaule, appelé Glénosys. À partir d'un scanner pré-opératoire du patient, le logiciel conçu permet d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle de l'épaule, évaluant son usure et sa déformation, et offrant la possibilité de planifier le positionnement optimal de l'implant prothétique glénoïdien le plus adapté en dimensions. Cette planification permet ensuite de générer grâce à une technologie d'impression 3D un guide sur mesure de positionnement de l'implant glénoïdien. Ce guide est utilisé par le chirurgien pendant l'intervention, lui garantissant de reproduire avec précision le positionnement planifié « au millimètre » du composant prothétique glénoïdien [20].

IMASCAP compte cette année une équipe de recherche et de développement composée de 13 ingénieurs spécialistes dont 5 docteurs ingénieurs spécialistes en chirurgie assistée par ordinateur.

IMASCAP a déposé 10 brevets internationaux dans le domaine et compte plus de 30 publications et communications dans des conférences et revues internationales [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21].

6. Références Bibliographiques

Chirurgie et réalité augmentée

- [1] A Survey of Augmented Reality, Ronald T. Azuma ; Hughes Research Laboratories : <http://www.cs.unc.edu/~azuma/ARpresence.pdf>
- [2] Hakim Atmani (2008), Dispositif virtuel d'aide à la chirurgie de l'épaule, Thèse de Doctorat, ENSAM Cluny et Le2i, 171 p.
- [3] La chirurgie assistée par ordinateur : <http://www.hanche-genou-epaule.com/contents/chirurgie-du-genou/la-proth/la-chirurgie-assistee-par-ordinateur>
- [4] Tableau comparatif des lunettes à réalité augmentée : <http://www.augmented-reality.fr/tableau-comparatif-des-lunettes-a-realite-augmentee/>
- [5] Maxime Facomprez, Julien Berhouet, Mohand Slimane, Christian Proust (2015), Réalisation d'une application sur lunettes à réalité augmentée visant à assister le chirurgien au cours d'une opération d'omoplate, PFE Polytech Tours-DI5 2014-2015, 102 p.
- [6] J. Berhouet, M. Facomprez, D. Boas, C. Proust, M. Slimane, L. Favard (2015), Video demonstration, Shoulder surgery augmented reality, Master Course in Shoulder and Elbow Surgeries, Decision making in difficult situations, Londres, 10&11 avril.
- [7] Time of Flight Camera : An Introduction, Larry Li ; Texas Instruments : <http://www.ti.com.cn/cn/lit/wp/sloa190b/sloa190b.pdf>
- [8] Miles Hansard, Seungkyu Lee, Ouk Choi, Radu Horaud. Time of Flight Cameras : Principles, Methods, and Applications. Springer, pp.95, 2012, SpringerBriefs in Computer Science, ISBN 978-1-4471-4658-2.

Recalage et Tracking

- [12] Chaoui J, Hamitouche C, Stindel E, Roux C. Recognition-Based Segmentation And Registration Method For Image Guided Shoulder Surgery. EMBC 11, Boston, USA.
- [13] Mesh correspondence improvement using Regional Affine Registration: Application to Statistical Shape Model of the scapula M. Mayya · S. Poltaretskyi · C. Hamitouche · J. Chaoui.
- [14] Scapula Statistical Shape Model construction based on watershed segmentation and elastic registration. Mohammad Mayya · Sergii Poltaretskyi · Chafiaa Hamitouche · Jean Chaoui · Biomedical Imaging (ISBI), 2013 IEEE 10th International Symposium on; 04/2013
- [15] Discrete Curve Evolution on Arbitrary Triangulated 3D Mesh Sergii Poltaretskyi · Jean Chaoui · Chafiaa Hamitouche-Djabou ·

Prothèses glénoïdiennes

- [16] Comparison of glenoid inclination angle using different clinical imaging modalities Matthew Daggett · Birgit Werner · Marc Olivier Gauci · Jean Chaoui · Gilles Walch · Journal of shoulder and elbow surgery /

American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.] 09/2015; DOI:10.1016/j.jse.2015.07.001 · 2.29 Impact Factor

[17] Correlation between glenoid inclination and critical shoulder angle: A radiographic and computed tomography study. Matthew Daggett · Birgit Werner · Philipp Collin · Marc-Olivier Gauci · Jean Chaoui · Gilles Walch. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.] 09/2015; 24(12). DOI:10.1016/j.jse.2015.07.013 · 2.29 Impact Factor

[18] Résultats cliniques de l'utilisation du guide patient spécifique après planification 3D pour optimiser la position des prothèses glénoïdiennes. Marc-Olivier Gauci · Pascal Boileau · Gilles Walch · Jean Chaoui · Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique 11/2014; 100(7):S230-S231. DOI:10.1016/j.rcot.2014.09.050

[19] Est-il possible d'utiliser de façon fiable une technique de segmentation et de mesure automatique de l'angle de version ? Comparaison des principales méthodes 2D et 3D. Damien Cheval · Arnaud Clave · Eric Stindel · Jean Chaoui · Gilles Walch · Pascal Boileau · Dominique Le Nen. Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique 11/2014; 100(7):S318. DOI:10.1016/j.rcot.2014.09.261

[20] Three-dimensional planning and use of patient-specific guides improve glenoid component position: An in vitro study. Gilles Walch · Peter S Vezeridis · Pascal Boileau · Pierric Deransart · Jean Chaoui · Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.] 08/2014; 24(2). DOI:10.1016/j.jse.2014.05.029 · 2.29 Impact Factor

[21] Utilisation d'un guide sur mesure et de la planification 3D pour améliorer la position des prothèses glénoïdiennes. Jean Chaoui · Gilles Walch · Pascal Boileau · Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique 11/2013; 99(7):S363. DOI:10.1016/j.rcot.2013.09.2

Segmentation d'images 3D et RdT

[22] Ilyess Zemmoura, Barthélemy Serres, Frédéric Andersson, Laurent Barantin, Clovis Tauber, Isabelle Filipiak, Jean-Philippe Cottier, Gilles Venturini, Christophe Destrieux: FIBRASCAN: A novel method for 3D white matter tract reconstruction in MR space from cadaveric dissection. NeuroImage 103: 106-118 (2014)

[23] Barthélemy Serres, Ilyess Zemmoura, Frédéric Andersson, Clovis Tauber, Christophe Destrieux, Gilles Venturini: Brain Virtual Dissection and White Matter 3D Visualization. MMVR 2013: 392-396

[24] Ludovic Paulhac, Pascal Makris, Jean-Yves Ramel, Jean-Marc Gregoire: A framework of perceptual features for the characterisation of 3D textured images. Signal, Image and Video Processing 9(2): 305-329 (2015)

[25] Ludovic Paulhac, Jean-Yves Ramel, Pascal Makris: A combined topological and statistical approach for interactive segmentation of 3D images. Mach. Vis. Appl. 24(6): 1239-1253 (2013)

Résumé

Deux méthodes d'assistance opératoire, pour le positionnement du composant glénoïdien d'une prothèse d'épaule, sont explorées. Elles ont pour dénominateur commun une reconstruction 3D première de la glène pathologique à implanter. Une approche essentiellement clinique, avec des travaux d'application pratique, est proposée pour la technologie des Patients Specific Implants (PSI), dont l'utilisation en orthopédie est croissante. Une approche davantage technologique est ensuite proposée, de type Réalité Augmentée, jusqu'à maintenant encore inexploitée dans le champ de la chirurgie orthopédique. La faisabilité de cette approche, les conditions d'emploi des technologies inhérentes, ont été étudiées. En amont, un nouveau type d'information pour implémenter, sur le support connecté (lunettes électroniques), l'application de réalité, est proposé, avec la modélisation mathématique par régression linéaire multiple d'une glène normale. L'objectif secondaire est d'obtenir une banque de données dites de glènes génériques normales, pouvant servir de référence à la reconstitution d'une glène pathologique à traiter, après un processus de morphing.

Mots clés : Prothèse d'Epaule, Assistance opératoire, Positionnement Glénoïdien, Reconstruction 3D tomographique, Patient Specific Implants, Réalité Augmentée, Modélisation, Régression Linéaire Multiple

Abstract

In this thesis, two methods of operating assistance for the positioning of the glenoid component of a shoulder prosthesis, are addressed. They have in common a preliminary 3D reconstruction of the pathological glenoid to implant. A main clinical approach, with practice studies, is proposed for the Patient Specific Implants technology, which is currently used in orthopaedics. Then a main prospective and technological approach is proposed with the Augmented Reality, while it is so far untapped in the field of orthopaedic surgery. The feasibility of this last technology, as well as the tools and the manual for its use, were studied. Upstream, a new type of information to implement the augmented reality connected application support is offered, with mathematical modeling by multiple linear regression of a normal glenoid. The second goal is to build a normal generic glenoids database. It can be used as reference to the reconstruction of a pathological glenoid to treat, after a morphing process step.

Keywords : Shoulder prosthesis, Glenoid Positioning, Operating Assistance, 3D CT Reconstruction, Patient Specific Implants, Augmented Reality, Mathematical Modeling, Multiple Linear Regression